THÈSE DE DOCTORAT DE L'ÉTABLISSEMENT UNIVERSITÉ BOURGOGNE FRANCHE-COMTÉ

PRÉPARÉE À Unité de promotion, de formation et de recherche des sports

École doctorale n°554

Environnements-Santé

Doctorat en Sciences du Sport

Par

M. Anthony BOUILLOD

POSITIONS SUR LE VÉLO ET PERFORMANCE EN CYCLISME

Thèse présentée et soutenue publiquement à Besançon, le 1er Décembre 2017

Composition du Jury :

M. William BERTUCCI,	Professeur des Universités, Université de Reims (Président)
M. Robin CANDAU,	Professeur des Universités, Université de Montpellier (Rapporteur)
M. Bernard RIGAUD,	Professeur des Universités, Institut National Universitaire Jean-François Champollion (Rapporteur)
Mme Frédérique HINTZY,	Maître de Conférences, Université Savoie Mont-Blanc (Examinatrice)
M. Frédéric GRAPPE,	Maître de Conférences HDR, Université Bourgogne Franche-Comté (Directeur)
M. Georges SOTO-ROMERO,	Maître de Conférences, Université Bourgogne Franche-Comté (Co-Encadrant)
M. Emmanuel BRUNET,	Manager Général du Haut Niveau et de la Performance à la Fédération Française de Cyclisme (Invité)

REMERCIEMENTS

La thèse de doctorat représente un travail s'inscrivant dans la durée, et pour cette raison, elle constitue le fil conducteur d'une tranche de vie de son auteur. De nombreuses personnes se retrouvent impliquées dans ce travail. Je tiens donc à profiter de ces quelques mots pour remercier l'ensemble des personnes qui ont contribuées de près ou de loin au bon déroulement de cette thèse.

Mes premiers remerciements vont à destination de Fred GRAPPE, qui m'a guidé et accompagné vers le plus haut niveau au cours de ces trois années de doctorat. Son expertise dans le domaine du cyclisme, sa rigueur scientifique et surtout sa grande disponibilité m'ont beaucoup apporté. Merci Fred pour la patience et la confiance que tu m'as accordées durant ce travail de thèse.

Je souhaite également remercier Georges SOTO-ROMERO, pour avoir accepté de co-encadrer ce travail de thèse. Ta grande expertise dans le domaine de l'ingénierie a été un élément incontournable dans le développement de mes compétences. Je te remercie également pour ta patience et ta disponibilité.

J'adresse mes remerciements au Pr. Gilles FERRÉOL et au Dr. Liviu NICU pour m'avoir accueilli au sein de l'équipe d'accueil C3S et du LAAS-CNRS, respectivement. Je tiens également à remercier l'ensemble du personnel de ces deux laboratoires.

J'adresse toute ma gratitude et mes remerciements aux membres du jury, les Pr. Robin CANDAU, Bernard RIGAUD et William BERTUCCI ainsi que le Dr. Frédérique HINTZY, d'avoir accepté d'évaluer ce travail. Leur présence en ce jour si particulier est pour moi un grand honneur.

Je tiens à remercier chaleureusement l'ensemble des membres de la Fédération Française de Cyclisme pour leur confiance. J'ai bien évidemment une attention particulière pour mon responsable, Emmanuel BRUNET, ainsi que pour M. Vincent JACQUET qui ont impulsé cette fructueuse collaboration. Je remercie les entraîneurs avec lesquels j'ai eu l'occasion de collaborer durant cette thèse. Je pense tout d'abord à Sandrine GUIRRONNET, avec qui j'ai

fait mes débuts au sein de la Fédération Française de Cyclisme, Steven HENRY, Samuel ROUYER, Franck DURIVAUX, Laurent GANÉ, Pierre-Yves CHATELON, Julien THOLLET, Samuel MONNERAIS, Julien GUIBOREL, Herman TERRYN, Clara SANCHEZ, Yvon VAUCHEZ, Yvan CLOLUS, Philippe CHANTEAU, etc. J'adresse mes remerciements à Jacky MAILLOT et Marc RETALI avec qui j'ai eu la chance de collaborer sur plusieurs projets associant le pôle médical à celui de la performance dans lequel mes missions étaient orientées au sein de la Fédération Française de Cyclisme. Enfin, je souhaite remercier les assistants de la Fédération Française de Cyclisme qui ont favorisé le bon déroulement de ces travaux de thèse : Emmanuelle LAPIERRE, Céline HUTSEBAUT et Arnaud VETTIER.

Je remercie les collègues que j'ai côtoyés à l'UPFR des Sports, à la Fédération Française de Cyclisme ou encore au LAAS-CNRS : Julien PINOT, Romain BOUZIGON, Johan CASSIRAME, Arnaud MÉNÉTRIER, Théo OUVRARD, Thibault LUSSIANA, Samuel BÉLIARD, Alexandre ABEL, Rémy DEUTSCH, Nicolas BOISSON, Flavien SOENEN, Claire HASSENFRATZ, Lucas GARBELLOTTO, Jessie MUZIC, Nicolas MARCHE, Maxim FRÉMEAUX, Geoffrey MILLOUR, Aurélien VALADE, Cyril GRANIER, etc.

Je profite de ces mots pour remercier chaleureusement Matthieu NADAL ainsi que l'ensemble des membres du pôle espoirs de cyclisme de Franche-Comté. Merci Matthieu pour la confiance que tu m'as accordée dès mon arrivée au sein du pôle en Master mais également pour la formation que tu m'as transmise au cours de ces dernières années. Merci également à mon club formateur, l'Amicale Cycliste Bisontine, qui m'a beaucoup appris.

Je tiens également à remercier les formateurs de mon cursus universitaire qui m'ont inculqué les connaissances indispensables à la réussite de cette thèse, les Pr. Jean-Denis ROUILLON, Nicolas TORDI, Alain GROSLAMBERT, ainsi que les Dr. Laurent MOUROT, Fabienne MOUGIN-GUILLAUME et Gilles RAVIER.

L'ensemble de ce travail n'aurait pu aboutir sans l'investissement et la confiance des athlètes que j'ai eu l'occasion de côtoyer. Je tiens à vivement remercier l'ensemble des cyclistes qui ont participé aux différentes études de cette thèse mais également ceux avec lesquels j'ai collaboré ces dernières années (ils se reconnaitront). En effet, j'attache beaucoup

d'importance à ces collaborations, à la fois sur le plan sportif et humain, c'est pourquoi je suis très reconnaissant de tout ce que vous m'avez permis d'apprendre.

Je souhaite adresser mes remerciements à l'équipe cycliste FDJ ainsi qu'à la société Matsport pour avoir favorisé le bon déroulement de ces travaux à travers leur soutien matériel.

Enfin mais surtout, je souhaite remercier du fond du cœur toute ma famille. Merci infiniment à mes parents de m'avoir inculqué les vraies valeurs de la vie et de m'avoir permis de devenir l'homme que je suis aujourd'hui. Vous m'avez toujours mis dans les meilleures dispositions pour réussir et je ne vous en serai jamais assez reconnaissant. La réussite de cet objectif est aussi la vôtre. Merci à ma sœur Aurélia de m'avoir toujours soutenu. J'ai aussi une pensée pour mon grand-oncle, Serge, qui m'a enseigné les valeurs du travail.

Enfin, j'ai une attention toute particulière pour ma copine, Sarah, qui a toujours cru en moi et qui m'a soutenu au quotidien pour accomplir cet objectif.

Université Bourgogne Franche-Comté

Doctorat en Sciences du Sport

RÉSUMÉ

Les études conduites au cours de ce travail de thèse ont montré que l'optimisation de la position du cycliste sur son vélo était un élément déterminant de la performance. Nos recherches ont porté sur quatre axes principaux : la conception et la validation d'outils de mesure, l'étude de la position aérodynamique, l'étude de la position assise et enfin l'étude de la position danseuse.

L'ensemble des résultats obtenus montrent que la capacité de performance du cycliste peut être améliorée en position aérodynamique en augmentant le ratio entre la puissance mécanique ($P_{méca}$) et la surface frontale effective (SC_x). Le confort représente également un des principaux facteurs de la performance en contre-la-montre (CLM) puisqu'il détermine l'aptitude du cycliste à maintenir sa position au cours du temps. Nos travaux montrent une amélioration du confort avec des semelles orthopédiques, chez les cyclistes affectés par une inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI), liée à une réduction des mouvements du bassin. Une correction orthopédique induit également une augmentation du rendement énergétique (+5,7 %). Il est donc légitime de penser que cette amélioration du confort pourrait augmenter la $P_{méca}$ et/ou le temps de maintien de la position aérodynamique au cours d'un CLM. Ainsi, les cyclistes affectés par une ILMI sont recommandés de la compenser avec des semelles orthopédiques individualisées de façon à améliorer leur performance en CLM. Lors d'une étude préliminaire, nous avons également montré la relation entre les mouvements de la tête et le SC_x, c'est pourquoi les cyclistes doivent réduire au maximum ces mouvements afin de minimiser leur SC_x et ainsi maximiser leur performance. L'évaluation de la position aérodynamique doit être réalisée en conditions réelles de locomotion, que ce soit pour l'évaluation de S ou de SC_x. Le développement de nos deux applications est donc un réel atout pour l'évaluation de la traînée aérodynamique (R_a) de manière individualisée dans les prochaines années puisqu'elles rendent le traitement plus accessible aux entraîneurs. Enfin, bien que nous ayons initié une nouvelle méthodologie d'évaluation de la position aérodynamique en associant numérisation 3D et modélisation numérique de la mécanique des fluides, cette méthode serait plutôt recommandée pour l'individualisation de l'équipement.

La position assise peut également être optimisée en augmentant l'indice d'efficacité mécanique (IEM) du cycliste, quel que soit le niveau et le sexe. Cette augmentation de l'IEM passe principalement par une diminution de la force résistante (F_{res}) dans la phase de montée de la pédale. Malgré tout, le cycliste ne doit pas tirer sur la pédale pour générer un couple propulsif car cette stratégie est contre-productive d'un point de vue énergétique. Il serait intéressant d'étendre notre première étude, établie en laboratoire, sur le terrain pour analyser les adaptations biomécaniques du pédalage des cyclistes aux conditions rencontrées sur le terrain. Les différences observées en laboratoire, sur terrain plat et en montée laissent penser que les cyclistes adaptent leur pédalage selon les conditions dans lesquelles ils évoluent.

Enfin, les travaux menés sur la position danseuse montrent que les cyclistes augmentent leur coût mécanique (CM) (+4,3 % en laboratoire *vs.* +19 % sur le terrain) par rapport à la position assise alors que la consommation d'oxygène reste stable entre les deux positions. Ces pertes mécaniques (13 W en laboratoire *vs.* 49 W sur le terrain) en position danseuse sont principalement dues à l'augmentation du coefficient de roulement (C_r) due aux oscillations latérales du vélo et donc à la torsion des pneus. Puisque les pertes mécaniques sont plus élevées sur le terrain que sur tapis roulant, d'autres facteurs semblent contribuer à cette différence comme la R_a (~10 W), le matériel utilisé par les cyclistes, le C_r de la route et la technique adoptée. Aussi, la position danseuse induit une augmentation du CM pour maintenir la vitesse de déplacement face aux variations de pente en montée. Les cyclistes sont donc fortement recommandés de réduire l'augmentation du CM en position danseuse comparée à la position assise.

Présentée par : Anthony BOUILLOD
Directeur : Dr. Frédéric GRAPPE (MCU-HDR, Université Bourgogne Franche-Comté)
Co-Encadrant : Dr. Georges SOTO-ROMERO (MCU, Université Bourgogne Franche-Comté)

Mots clés : Biomécanique, position, performance, technologie, laboratoire, terrain, cyclisme, traînée aérodynamique, puissance mécanique, technique de pédalage.

Université Bourgogne Franche-Comté

Doctorat en Sciences du Sport

ABSTRACT

The studies conducted during this PhD research showed that optimizing the position of the cyclist on the bicycle is a key factor influencing cycling performance. Our research focused on four main axes: the design and validation of measurement tools, the study of the aerodynamic position, the study of the seated position and the study of the standing position.

All the results show that the performance capacity of cyclists can be improved in aerodynamic position by increasing the ratio between the mechanical power (PO) and the drag area (AC_d). Comfort is also a significant factor in time trial (TT) performance as it determines the ability of the cyclist to maintain position over time. Our works show that comfort can be improved via orthopaedic correction in cyclists affected by lower limb length inequality (LLLI) in the TT position, related to a reduction in pelvis movements. The orthopaedic correction also induces an increase in gross efficiency (+5.7%). Thus, this improvement in comfort could increase the PO and/or the amount of time the aerodynamic position can be maintained during a TT. Therefore, cyclists affected by LLLI should compensate LLLI with individualised foot orthotics to improve their TT performance. In a preliminary study, we also showed that there is a relationship between head movements and AC_d. Therefore, cyclists should minimise these movements to minimise their AC_d and maximise their performance. Aerodynamic position must be evaluated in real cycling locomotion, whether for the evaluation of A or AC_d. We have developed two applications that are a real asset for the dynamic evaluation of aerodynamic drag (R_a) as they make the data analysis more accessible to coaches. Finally, although we have initiated a new method to assess AC_d in the aerodynamic position by combining 3D scanning and computational fluid dynamics simulation, this method is also recommended for individualisation of cycling equipment.

The seated position can also be optimised by increasing the cyclists' force effectiveness (FE), regardless of practice level or gender. This increase in FE is mainly due to a decrease in resistive force (F_{res}) during the upstroke phase of pedalling. Nevertheless, the cyclist should not pull on the pedal to generate propulsive torque because this strategy is counterproductive from an energy point of view. It would be interesting to extend our first study, which was set up in a laboratory, to the field to analyse the biomechanical adaptations of cyclists to the real conditions of locomotion. The differences observed in the laboratory, on level ground and over an uphill grade suggest that cyclists adjust their pedalling technique according to the conditions under which they are performing.

Finally, studies of the standing position show that cyclists increase their mechanical cost (MC) (+4.3% in the laboratory vs. +19% in the field) compared to the seated position; however, oxygen consumption was similar between the two positions. These mechanical losses (13 W in the laboratory vs. 49 W in the field) in the standing position are mainly due to increased rolling resistance coefficient (C_{rr}), induced by the lateral sways of the bicycle and therefore torsion of the tyres. Because the observed mechanical losses are higher in the field than on the treadmill, other factors could contribute to this difference, such as R_a (~10 W), the equipment used by cyclists, the C_{rr} of the road surface and the technique adopted. Also, the standing position induces an increase in MC to maintain constant speed when faced with uphill slope variations. Cyclists are therefore strongly recommended to reduce the increase of the MC in standing position compared to the seated position. This reduction in mechanical losses can be achieved by decreasing lateral sways and R_a.

Presented by: Anthony BOUILLOD
Supervisor: Dr. Frédéric GRAPPE (MCU-HDR, University of Bourgogne Franche-Comte)
Co-Supervisor: Dr. Georges SOTO-ROMERO (MCU, University of Bourgogne Franche-Comte)

Key words: Biomechanics, position, performance, technology, laboratory, field, cycling, aerodynamic drag, mechanical power, pedalling technique.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS 3
RÉSUMÉ 7
ABSTRACT 9
TABLE DES MATIERES 11
LISTE DES PUBLICATIONS 17
LISTE DES ABRÉVIATIONS 23
TABLE DES FIGURES 27
LISTE DES TABLEAUX 33
INTRODUCTION GÉNÉRALE 35
1. Contexte 37
2. Introduction 40
3. Structuration de la thèse 46
CHAPITRE 1 : Étude bibliographique 47
1. Le cycliste : un système intégré 72
2. Approche physiologique de la propulsion 74
2.1. Système cardiovasculaire 74
2.2. Système respiratoire 75
3. Approche biomécanique de la propulsion 79
3.1. Analyse cinétique du pédalage 79
3.2. Analyse cinématique du pédalage 83
3.2.1. Effet de la position sur la cinématique du pédalage 84
3.2.2. Systèmes d'évaluation de la cinématique du pédalage 85
3.2.2.1. Les systèmes optoélectroniques 86
3.2.2.2. Les goniomètres 87
3.2.2.3. Le bras cinématique 88
3.2.2.4. Les centrales inertielles 89
3.3. Activité musculaire du pédalage 91
3.4. Résistances à l'avancement 94
3.4.1. La trainée aérodynamique 96
3.4.2. La gravité 98
3.4.3. La résistance au roulement 99

3.4.4. La résistance due aux frictions mécaniques 100
3.4.5. Méthodes d'évaluation de la surface frontale effective 102
3.4.5.1. Soufflerie 103
3.4.5.2. Modélisation numérique de la mécanique des fluides 106
3.4.5.3. Mesure en conditions réelles de locomotion 110
3.4.5.3.1. Méthode d'analyse de régression linéaire 110
3.4.5.3.2. Modèle mathématique 114
3.4.5.3.3. Élévation virtuelle 114
3.4.6. Méthodes d'évaluation de la surface frontale 116
3.4.6.1. Méthode de pesée des photographies 116
3.4.6.2. Méthode de digitalisation 116
3.4.6.3. Méthode basée sur l'utilisation d'un logiciel de CAO 117
3.4.6.4. Méthode de planimétrie 117
4. Approche perceptive de la propulsion 119
4.1. Perception de l'effort 119
4.2. Perception du confort 120
5. Synthèse et objectifs de travail 122
CHAPITRE 2 : Conception et validation d'outils de mesure 125
1. Validité des capteurs de puissance mécanique : revue de littérature 127
Résumé détaillé 127
2. Précision, sensibilité, reproductibilité et robustesse des capteurs de puissance PowerTap, Stages et Garmin Vector 158
Résumé détaillé 158
3. Précision, sensibilité et reproductibilité des pédales PowerTap 171
Résumé détaillé 171
4. Précision et reproductibilité du home-trainer Cyclus 182
Résumé détaillé 182
5. Précision et répétabilité du motion analyzer 3D comparé au système Vicon pour l'analyse biomécanique du pédalage 192
Résumé détaillé 192
6. Conception de centrales inertielles pour l'analyse du mouvement 199
6.1. Expression fonctionnelle du besoin 199
6.2. Conception 200

6.2.1. Architecture centralisée 200
6.2.2. Architecture distribuée 206
6.2.3. Comparaison des architectures 208
6.2.4. Intégration d'un GPS différentiel 209
6.3. Synchronisation des capteurs 214
6.4. Précision de la mesure sur un mouvement simple 216
6.5. Précision de la mesure lors d'un effort en danseuse 218
7. Conception d'une application pour l'évaluation de la surface frontale 221
7.1. Expression fonctionnelle du besoin 221
7.2. Conception 222
7.2.1. Module 1 : détourage du cycliste 222
7.2.2. Module 2 : calcul de la surface frontale du cycliste 224
7.2.2.1. Calcul de la taille d'un pixel 224
7.2.2.2. Calcul de la surface frontale 225
7.2.3. Module 3 : interface homme-machine 226
8. Conception d'une application pour l'évaluation de la surface frontale effective en temps réel 228
8.1. Expression fonctionnelle du besoin 228
8.2. Conception 229
8.2.1. Module 1 : lecture des signaux ANT+ 230
8.2.2. Module 2 : calcul de la surface frontale effective 232
8.2.2.1. Régression linéaire 232
8.2.2.2. Modèle mathématique 233
8.2.3. Module 3 : interface homme-machine 233
8.3. Tests préliminaires 236
9. Nouvelle méthode pour l'évaluation de la surface frontale effective des cyclistes 240
Résumé détaillé 240
CHAPITRE 3 : Étude de la position aérodynamique 249
1. Effet de la durée d'un contre-la-montre sur les mouvements du corps et sur la surface frontale effective chez des cyclistes de haut niveau 251
Résumé détaillé 251

2. Effet d'une correction orthopédique sur la surface frontale effective et le confort chez des cyclistes de haut niveau 263
Résumé détaillé 263
3. Effet d'une correction orthopédique sur le rendement énergétique chez des cyclistes de haut niveau 272
Résumé détaillé 272
CHAPITRE 4 : Étude de la position assise 277
1. Influence de l'intensité et du sexe sur la biomécanique du pédalage en position assise chez des cyclistes de différents niveaux 279
Résumé détaillé 279
2. Influence des conditions et de la nature du terrain sur la puissance mécanique produite lors d'un test maximal sur 4 minutes 289
Résumé détaillé 289
CHAPITRE 5 : Étude de la position danseuse 299
1. Influence de la position danseuse sur le coût mécanique et le coût énergétique en montée 301
Résumé détaillé 301
2. Réponses physiologiques et biomécaniques entre les positions assise et danseuse lors de contre-la-montre en montée chez des cyclistes de haut niveau 313
Résumé détaillé 313
DISCUSSION GÉNÉRALE 323
CONCLUSION GÉNÉRALE 337
BIBLIOGRAPHIE 341
ANNEXES 371

1. Communication orale au 2ième World Congress of Cycling Science à Leeds en 2014, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 373
2. Communication orale à la 33ième International Conference on Biomechanics in Sports à Poitiers en 2015 374
3. Communication orale au 3ième World Congress of Cycling Science à Utrecht en 2015, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 378
4. Communication orale au 4ième World Congress of Cycling Science à Caen en 2016, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 380
5. Communication orale au 4ième World Congress of Cycling Science à Caen en 2016, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 382
6. Communication affichée au 4ième World Congress of Cycling Science à Caen en 2016, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 384
7. Communication affichée au 5ième World Congress of Cycling Science à Düsseldorf en 2017, qui fera prochainement l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 387
8. Communication affichée au 5ième World Congress of Cycling Science à Düsseldorf en 2017, qui fera prochainement l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 390
9. Communication orale au 5ième World Congress of Cycling Science à Düsseldorf en 2017, qui fera prochainement l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling 393
10. Article publié dans la revue France Cyclisme : les trois points d'appuis 395
11. Article portant sur une thématique proche, en cours de révision dans la revue International Journal of Sports Physiology and Performance 397

LISTE DES PUBLICATIONS

Cette thèse a fait l'objet de 3 articles publiés, ainsi que 6 articles actuellement en révision, dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture.

Bouillod A, Pinot J, Soenen F, Ouvrard T, Grappe F. Dependence of the nature of the pedalling activity on maximal aerobic power in cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1): 44-49, 2017.

Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F. Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the PowerTap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(8): 1023-1030, 2017.

Bouillod A, Grappe F. Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 1-6, 2017.

Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling. *Journal of Biomechanics*, en cours de révision.

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Acco P, Garbellotto L, Millour G, Grappe F. Effect of time trial duration on body movements and drag area of elite cyclists. *Sports Engineering*, en cours de révision.

Bouillod A, Soto-Romero G, Grappe F, Bertucci W, Brunet E, Cassirame J. Caveats and recommendations to assess validity of cycling power meters: a review. *Sports Engineering*, en cours de révision.

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F. Influence of mechanical power and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position. *Journal of Sports Sciences*, en cours de révision.

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J, Grappe F. Acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area and perceived comfort in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, en cours de révision.

Frémeaux M, **Bouillod A**, Czajkowski M, Dauriannes A, Soto-Romero G, Grappe F. Accuracy, sensitivity and reproducibility of the PowerTap pedals. *International Journal of Sports Medicine*, en cours de révision.

La réalisation de travaux portant sur des thématiques proches a également conduit à la rédaction d'un article publié, ainsi que d'un article actuellement en révision, dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture.

Bouillod A, Cassirame J, Bousson JM, Sagawa Jr Y, Tordi N. Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis during a tilt-test. *Revista Brasileira de Cineantropometria a Desempenho Humano*, 17(4): 409-417, 2015.
Bouillod A, Ouvrard T, Grappe F. Influence of repeated uphill time trials on pacing regulation in young elite cyclists. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, en cours de révision.

Cette thèse a également fait l'objet de 17 communications au cours de congrès scientifiques nationaux (n = 6) et internationaux (n = 11).

Communications orales :

Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. *2nd World Congress of Cycling Science*, 2-3 Juillet 2014, Leeds, Royaume-Uni.
Bouillod A, Soto-Romero G, Grappe F. Influence of cycling position on pedalling effectiveness in elite cyclists. Séminaire N2IS, 8 Avril 2015, Toulouse, France.
Bouillod A. L'engagement de l'entraîneur dans le suivi du cycliste de haut niveau. *Séminaire « Jeunes chercheurs » C3S*, 20 Mai 2015, Besancon, France.
Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Grappe F. Validity, sensitivity and reproducibility of Stages and Garmin Vector power meters when compared with SRM device. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports*, 29 Juin - 3 Juillet 2015, Poitiers, France.
Bouillod A, Pinot J, Froncioni A, Grappe F. Validity of track aero system to assess aerodynamic drag in professional cyclists. *3rd World Congress of Cycling Science*, 1-2 Juillet 2015, Utrecht, Pays-Bas.

Ouvrard T, **Bouillod A**. L'alimentation du cycliste de haut niveau. *Séminaire « Jeunes chercheurs » C3S*, 6 Avril 2016, Besancon, France.

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Garbellotto L, Millour G, Grappe F. The effect of time-trial duration on aerodynamic drag. *4th World Congress of Cycling Science*, 29-30 Juin 2016, Caen, France.

Bouillod A, Garbellotto L, Acco P, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F. The head movements degrade the aerodynamic drag according to the time-trial duration. *4th World Congress of Cycling Science*, 29-30 Juin 2016, Caen, France.

Bouillod A, Costes A, Soto-Romero G, Brunet E, Grappe F. Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedalling analysis. *4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*, 7-9 Novembre 2016, Porto, Portugal.

Bouillod A, Oggiano L, Soto-Romero G, Brunet E, Grappe F. Preliminary study: a new method to assess the effective frontal area of cyclists. *4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*, 7-9 Novembre 2016, Porto, Portugal.

Frémeaux M, **Bouillod A**, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F. Accuracy and reproducibility of the new CycleOps Hammer Direct Drive Trainer. *5th World Congress of Cycling Science*, 28-29 Juin 2017, Düsseldorf, Allemagne.

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J, Grappe F. Effet d'une correction orthopédique sur la consommation d'oxygène chez un cycliste affecté par une asymétrie anatomique en position contre-la-montre : étude de cas. *10ième congrès commun de la Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport et de la Société Française de Traumatologie du Sport*, 21-23 Septembre 2017, Marseille, France.

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J, Grappe F. Acute effect of biomechanical foot orthotics on gross efficiency in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position. *42ième Congrès de la Société de Biomécanique*, 2-3 Novembre 2017, Reims, France.

Bouillod A, Brunet E. Recherche scientifique en biomécanique et démarche de R&D de la Fédération Française de Cyclisme. *42ième Congrès de la Société de Biomécanique*, 2-3 Novembre 2017, Reims, France.

Communications affichées :

Czajkowski M, **Bouillod A**, Dauriannes A, Soto-Romero G, Grappe F. Validity and reproducibility of the PowerTap P1 power meter when compared with SRM device. *4th World Congress of Cycling Science*, 29-30 Juin 2016, Caen, France.

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F. Influence of power output on pedalling biomechanical parameters in cyclists of different competitive levels. *5th World Congress of Cycling Science*, 28-29 Juin 2017, Düsseldorf, Allemagne.

Vaeck J, **Bouillod A**, Bouzigon R, Pinot J, Grappe F. Accuracy of the new Elite Drivo ergometer. *5th World Congress of Cycling Science*, 28-29 Juin 2017, Düsseldorf, Allemagne.

Huit résumés de communications orales et affichées ont fait l'objet de publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture.

Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. *Journal of Science and Cycling*, 3(2): 6, 2014.

Valade A, Soto-Romero G, Escriba C, **Bouillod A**, Pinot J, Cassirame J, Fourniols JY, Grappe F. Wearable multi-sensor system for embedded body position and motion analysis during cycling. *Journal of Science and Cycling*, 3(2): 68, 2014.

Bouillod A, Pinot J, Froncioni A, Grappe F. Validity of track aero system to assess aerodynamic drag in professional cyclists. *Journal of Science and Cycling*, 4(2): 7-8, 2015.

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Garbellotto L, Millour G, Grappe F. The effect of time-trial duration on aerodynamic drag. *Journal of Science and Cycling*, 5(2): 67-68, 2016.

Bouillod A, Garbellotto L, Acco P, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F. The head movements degrade the aerodynamic drag according to the time-trial duration. *Journal of Science and Cycling*, 5(2): 69-70, 2016.

Millour G, Retali M, Brunet E, Nicolas G, Grappe F, **Bouillod A**, Bideau N. Preliminary study-the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomic asymmetry. *Journal of Science and Cycling*, 5(2): 43-44, 2016.

Czajkowski M, **Bouillod A**, Dauriannes A, Soto-Romero G, Grappe F. Validity and reproducibility of the PowerTap P1 power meter when compared with SRM device. *Journal of Science and Cycling*, 5(2): 9-10, 2016.

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J, Grappe F. Acute effect of biomechanical foot orthotics on gross efficiency in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(1): 23-24, 2017.

Cinq résumés de communications orales ont fait l'objet d'actes de conférence.

Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Grappe F. Validity, sensitivity and reproducibility of Stages and Garmin Vector power meters when compared with SRM device. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports*, 33(1): ISBS, 532-535, 2015.

Mangin M, Valade A, Costes A, **Bouillod A**, Acco P, Soto-Romero G. An Instrumented Glove for Swimming Performance Monitoring. *3rd International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*, 1: icSPORTS, 53-58, 2015.

Valade A, Costes A, **Bouillod A**, Mangin M, Acco P, Soto-Romero G, Fourniols JY, Grappe F. Embedded Sensors System Applied to Wearable Motion Analysis in Sports. *9th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, 1: BIODEVICES, 170-175, 2016.

Bouillod A, Costes A, Soto-Romero G, Brunet E, Grappe F. Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedalling analysis. *4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*, 1: icSPORTS, 63-66, 2016.

Bouillod A, Oggiano L, Soto-Romero G, Brunet E, Grappe F. Preliminary study: A new method to assess the effective frontal area of cyclists. *4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*, 1: icSPORTS, 67-71, 2016.

Un acte de séminaire a fait l'objet d'un chapitre d'ouvrage.

Ouvrard T, **Bouillod A**. L'alimentation du cycliste de haut niveau. in Ferréol G (sous la coord. de), *Autour de l'alimentation : pratiques, normes, représentations, Actes du séminaire « Jeunes chercheurs » C3S*, 97-106, 2016.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

- ✓ AREM, Architecture Reconfigurable Embarquée Multi-capteurs
- ✓ ATP, adénosine triphosphate
- ✓ ANRT, Association Nationale Recherche Technologie
- ✓ BAN, *Body Area Network*
- ✓ BDC, point mort bas
- ✓ C3S, Culture-Sport-Santé-Société
- ✓ CAO, conception assistée par ordinateur
- ✓ CE, coût énergétique ($mLO_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)
- ✓ CFD, *computational fluid dynamics*
- ✓ CIFRE, Convention Industrielle de Formation par la Recherche
- ✓ CLM, contre-la-montre
- ✓ CLPN, circuit logique programmable numérique
- ✓ CM, coût mécanique ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)
- ✓ C_r, coefficient de roulement (sans dimension)
- ✓ CV, coefficient de variation (%)
- ✓ C_x, coefficient de pénétration dans l'air (sans dimension) ; C_d en anglais
- ✓ DEL, diode électroluminescente
- ✓ DGPS, GPS différentiel
- ✓ DTN, direction technique nationale
- ✓ EKF, *Extended Kalman Filter*
- ✓ EMG, électromyographie
- ✓ $E_{pot\ bassin}$, énergie potentielle générée au niveau du bassin (J)
- ✓ $E_{pot\ ascensionnelle}$, énergie potentielle due à l'inclinaison de la pente (J)
- ✓ ES, effect size
- ✓ E_{tot}, énergie mécanique totale (J)
- ✓ FC, fréquence cardiaque (bpm)
- ✓ FFC, Fédération Française de Cyclisme
- ✓ F_I, force inutile (N)
- ✓ F_{max}, force maximale (N)
- ✓ F_{res}, force résistante (N)
- ✓ F_{respi}, fréquence respiratoire ($c \cdot min^{-1}$)

- ✓ F_{tot}, force totale (N)
- ✓ F_U, force utile (N)
- ✓ GC, groupe contrôle
- ✓ GT, groupe test
- ✓ h, hauteur du centre de masse (m)
- ✓ I2C, *Inter-Integrated Circuit*
- ✓ IC, intervalle de confiance
- ✓ IEM, indice d'efficacité mécanique (%)
- ✓ IHM, interface homme-machine
- ✓ ILMI, inégalité de longueur des membres inférieurs
- ✓ IMU, centrale inertielle
- ✓ LAAS-CNRS, laboratoire d'analyse et d'architecture des systèmes
- ✓ m, masse du cycliste (kg)
- ✓ M, masse totale (cycliste + vélo + équipement) (kg)
- ✓ P, force de gravité (N)
- ✓ PMA, puissance maximale aérobie (W)
- ✓ P_{bassin}, puissance mécanique générée au niveau du bassin ($W \cdot kg^{-1}$)
- ✓ $P_{méca}$, puissance mécanique (W)
- ✓ $P_{méca}$-4min, puissance mécanique moyenne du test 4 min (W)
- ✓ $P_{méta}$, puissance métabolique
- ✓ PPR, profil de puissance record
- ✓ PSoC, circuit programmable mixte analogique/numérique
- ✓ R_a, traînée aérodynamique (N)
- ✓ $\eta_{énerg}$, rendement énergétique (%)
- ✓ R_f, résistance de friction (N)
- ✓ RPE, *rating of perceived exertion* (sans dimension)
- ✓ R_r, résistance au roulement (N)
- ✓ R_T, résistances totales à l'avancement (N)
- ✓ RTK, *Real Time Kinematics*
- ✓ ρ, masse volumique de l'air ($kg \cdot m^{-3}$)
- ✓ S, surface frontale (m^2) ; A en anglais
- ✓ SC_x, surface frontale effective (m^2) ; AC_d, C_dA en anglais
- ✓ SPI, *Serial Peripheral Interface*

- ✓ TDC, point mort haut
- ✓ UCI, Union Cycliste Internationale
- ✓ V_a, vitesse d'avancement ($m \cdot s^{-1}$)
- ✓ VCO_2, rejet de dioxyde de carbone ($mL \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)
- ✓ V_d, vitesse de déplacement ($m \cdot s^{-1}$)
- ✓ VE, débit ventilatoire ($L \cdot min^{-1}$)
- ✓ VO_2, consommation d'oxygène ($mL \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)
- ✓ VO_{2max}, consommation maximale d'oxygène ($mL \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)
- ✓ VT, volume courant (L)
- ✓ V_{tapis}, vitesse du tapis roulant ($m \cdot s^{-1}$)
- ✓ V_v, vitesse du vent ($m \cdot s^{-1}$)
- ✓ % VO_{2max}, pourcentage de la consommation maximale d'oxygène (%)
- ✓ % PMA, pourcentage de la puissance maximale aérobie (%)

TABLE DES FIGURES

Figure 1. Graeme OBREE dans sa position de l'œuf (gauche) et Miguel INDURAIN lors de sa tentative de record de l'heure (droite). 42

Figure 2. Schéma représentant le déroulement de la thèse ; E : étude ; P : publication ; RI : rapport interne ; AC : acte de conférence ; DI : développement ingénierie ; CLM : contre-la-montre ; S : surface frontale ; SC_x : surface frontale effective ; IMU : centrale inertielle ; CFD : modélisation numérique de la mécanique des fluides ; PMA : puissance maximale aérobie. 45

Figure 3. Modèle holistique du cycliste comme source de puissance ($P_{méca}$) développée ; FC : fréquence cardiaque ; VE : débit ventilatoire ; VO_2 : consommation d'oxygène ; VCO_2 : rejet de dioxyde de carbone ; F_U : force utile ; F_{tot} : force totale ; IEM : indice d'efficacité mécanique ; V_d : vitesse de déplacement. 72

Figure 4. Représentation vectorielle des différentes forces appliquées sur la pédale. 80

Figure 5. Représentation vectorielle de la force appliquée sur la pédale en postures assise et danseuse lors d'un exercice réalisé à 80 % PMA (Caldwell et al., 1998). 81

Figure 6. Effet de la posture sur le schéma corporel. L'étoile blanche représente la position approximative du centre de masse, le trait en pointillé la ligne verticale passant par l'axe du pédalier. E: épaule, H: hanche, G: genou (Li, 2004). 85

Figure 7. Bras cinématique de Belli. 89

Figure 8. Représentation des six degrés de liberté dans un espace à trois dimensions : trois en translation et trois en rotation. 90

Figure 9. Analyse électromyographique des muscles gluteus maximus (GM), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), semimembranous (SM), gastrocnemius (GAS), solearis (SOL) et tibialis anterior (TA) en position danseuse (rectangles gris) comparée à la position assise (rectangles noirs). BDC : point mort bas, TDC : point mort haut (Duc et al., 2008). 93

Figure 10. Représentation des forces opposées au déplacement du cycliste ; R_a : traînée aérodynamique ; P : force de gravité ; R_r : résistance au roulement ; R_f : résistances dues aux frictions de l'ensemble des pièces mécaniques du vélo ; Le trait rouge représente un flux d'air. 95

Figure 11. Évolution du coefficient de roulement (C_r) en fonction de la pression de gonflage des pneumatiques (adapté de Grappe et al. (1999b)). 100

Figure 12. Veine d'essai de la soufflerie S2A de Montigny le Bretonneux avec un ensemble cycliste-vélo. 104
Figure 13. Exemple de système de positionnement utilisé en soufflerie (Defraeye et al., 2010a). 106
Figure 14. Représentation de l'écoulement des fluides (a) (Griffith et al., 2014) ainsi que leur pression (b) (Blocken et al., 2013) sur un cycliste en position aérodynamique. 107
Figure 15. Contribution relative des différentes parties du corps et du vélo sur la traînée aérodynamique totale (Defraeye et al., 2011). 108
Figure 16. Écoulement du flux symétrique (gauche) et asymétrique (droite) (Crouch et al., 2014a). 109
Figure 17. Relation entre la résistance totale à l'avancement (R_T) et la vitesse au carré (V^2) lors d'un test incrémental réalisé sur le vélodrome de Saint-Quentin-en-Yvelines en position aérodynamique. 112
Figure 18. Représentation du système de mesure de la méthode de décélération avec le placement des bandes de chronométrage comme décrit par Candau et al. (1999) (Schéma tiré de Debraux et al. (2011)). 113
Figure 19. Représentation de la méthode d'élévation virtuelle de Chung (2012). 115
Figure 20. Représentation des différentes étapes de la méthode basée sur l'utilisation d'un logiciel de CAO. 117
Figure 21. Exemple de photographies de cyclistes utilisées pour mesurer la surface frontale (S) avec différentes méthodes : méthode de pesée des photographies (A), méthode de digitalisation (B) et méthode basée sur l'utilisation d'un logiciel de CAO (C) (Debraux et al., 2011). 118
Figure 22. Contribution du confort dans la performance selon le type de pratique du cycliste. 121
Figure 23. Représentation de l'emplacement des capteurs de puissance mécanique sur le vélo. 129
Figure 24. Biais ± erreur aléatoire du capteur Stages comparé au capteur SRM durant une session d'entraînement de 3 heures sur le terrain (données personnelles). Chaque point représente un lissage spécifique pour la même série de données. 131
Figure 25. Emplacement des capteurs de puissance SRM, PowerTap G3, Stages et Garmin Vector sur le vélo. 160

Figure 26. Comparaison des capteurs de puissance ($P_{méca}$) SRM, PowerTap, Stages et Garmin Vector avec le profil de puissance record anaérobie (A) et aérobie (B). 161
Figure 27. Profil de puissance record pour les capteurs P1 et SRM. * Différence significative entre les deux capteurs ($p < 0,05$). 173
Figure 28. Graphique de Bland et Altman représentant la différence entre P_{CYCLUS} et P_{SRM} durant le test incrémental sous-maximal. La ligne continue représente le biais alors que les lignes pointillées représentent les limites d'agrément. 185
Figure 29. Graphique de Bland et Altman représentant la différence entre P_{CYCLUS} et P_{SRM} durant le test de sprints (P_{max}). La ligne continue représente le biais alors que les lignes pointillées représentent les limites d'agrément. 186
Figure 30. Graphique de Bland et Altman représentant la différence entre P_{CYCLUS} et P_{SRM} durant le test de sprints (P_{5-s}). La ligne continue représente le biais alors que les lignes pointillées représentent les limites d'agrément. 186
Figure 31. Puissance maximale sur une seconde (P_{max}) mesurée avec les capteurs SRM et Cyclus durant les sprints à faible, moyenne et forte résistances. ** Différence significative $p < 0,001$. 187
Figure 32. Puissance maximale sur cinq secondes (P_{5-s}) mesurée avec les capteurs SRM et Cyclus durant les sprints à faible, moyenne et forte résistances. ** Différence significative $p < 0,001$. 187
Figure 33. Images représentant le capteur de cadence ainsi que le volant d'inertie du système Cyclus sur lequel est réalisée la mesure de cadence. 188
Figure 34. Image représentant l'emplacement du capteur de température du système Cyclus. 190
Figure 35. Représentation de l'architecture centralisée composée de capteurs filaires connectés à une unité centrale. 200
Figure 36. Schéma représentant l'architecture centralisée (version 1) de nos capteurs embarqués. 201
Figure 37. Schéma fonctionnel des centrales inertielles MPU9150. 202
Figure 38. Circuit imprimé du capteur embarqué (à gauche) dans son boitier spécialement conçu en impression 3D (à droite). 203
Figure 39. Images représentant l'Architecture Reconfigurable Embarquée Multi-capteurs (AREM) (à gauche) placée sur un cycliste (à droite). 203

Figure 40. Schéma représentant l'architecture centralisée (version 2) de nos capteurs embarqués. 204
Figure 41. Schéma fonctionnel des centrales inertielles MPU9250. 204
Figure 42. Comparaison des circuits imprimés avant (A) vs. après (B) l'étape de miniaturisation. 205
Figure 43. Capteur miniaturisé équipé de fils de cuivre très fins (A) et intégré au textile selon deux méthodes (B et C)..... 205
Figure 44. Représentation de l'architecture distribuée composée de capteurs sans fil..... 206
Figure 45. Schéma représentant les différentes caractéristiques du capteur distribué..... 207
Figure 46. Schéma fonctionnel des centrales inertielles ST iNemo-M1..... 207
Figure 47. Image représentant les capteurs distribués placés sur un cycliste. 208
Figure 48. Schéma représentant le fonctionnement d'un GPS RTK..... 210
Figure 49. Image représentant l'emplacement du GPS SMARTNAV RTK (à droite) et du module Ublox NEO-M8T + Magnétomètre HMC5983 lors d'une pré-expérimentation sur le terrain. 210
Figure 50. Trace du GPS RTK obtenue dans une zone dégagée lors d'une pré-expérimentation sur le terrain. 211
Figure 51. Trace du GPS RTK obtenue dans une zone boisée lors d'une pré-expérimentation sur le terrain. 211
Figure 52. Vélo équipé de quatre capteurs distribués et de marqueurs réfléchissants..... 214
Figure 53. Représentation des mouvements de roulis réalisés au cours de l'enregistrement. 214
Figure 54. Synchronisation des mesures au début (A) et à la fin (B) de l'enregistrement. .. 215
Figure 55. Râteau de calibration équipé de quatre capteurs distribués et de marqueurs réfléchissants..... 216
Figure 56. Mesures de roulis (A), tangage (B) et lacet (C) des différents capteurs lors d'un mouvement simple. 217
Figure 57. Ensemble cycliste-vélo équipé de capteurs distribués et de marqueurs réfléchissants en position assise..... 218
Figure 58. Emplacement des capteurs distribués et des marqueurs réfléchissants sur le cycliste. 219
Figure 59. Mesure de tangage du capteur placé en haut du dos (vs. Optitrack) lors d'un effort en danseuse. 219

Figure 60. Représentation d'un cycliste filmé de face sur un home-trainer pour déterminer sa surface frontale (S). 221
Figure 61. Schéma de principe de l'application pour l'évaluation de la surface frontale (S). 222
Figure 62. Sélection de la surface « modèle » du cycliste. 223
Figure 63. Silhouette de l'ensemble cycliste-vélo détectée avec le module de détourage. .. 224
Figure 64. Sélection du repère de dimension connue. 225
Figure 65. Graphique représentant l'évolution de la surface frontale d'un ensemble cycliste-vélo. 226
Figure 66. Image de l'interface homme-machine de l'application pour l'évaluation de la surface frontale 227
Figure 67. Représentation de l'application pour l'évaluation de la surface frontale effective (SC_x) 229
Figure 68. Schéma de principe de l'application pour l'évaluation de la surface frontale effective (SC_x) 230
Figure 69. Kit de développement Nordic Semiconductor nRF52 231
Figure 70. Schéma représentant la transmission des mesures de puissance mécanique ($P_{méca}$), de vitesse (V_d) et de fréquence cardiaque (FC) via le protocole de communication ANT+. 232
Figure 71. Affichage des signaux ANT+ sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective. 234
Figure 72. Affichage de SC_x selon le modèle mathématique sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective. 235
Figure 73. Affichage de SC_x selon la méthode de régression linéaire sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective. 235
Figure 74. Ouverture de la Lapchart sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective. 236
Figure 75. Image du dispositif de télémétrie 237
Figure 76. Comparaison entre les mesures de puissance de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz 238
Figure 77. Comparaison entre les mesures de cadence de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz. 238
Figure 78. Comparaison entre les mesures de vitesse de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz. 238

Figure 79. Comparaison entre les mesures de fréquence cardiaque (FC) de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz. 239
Figure 80. Modèle obtenu avec le scanner Faro Freestyle 3D. 241
Figure 81. Représentation du test incrémental réalisé sur vélodrome. 242
Figure 82. Pression sur le cycliste calculée par modélisation numérique de la mécanique des fluides. 243
Figure 83. Placement et orientation des centrales inertielles. 253
Figure 84. Graphiques représentant l'effet d'une correction orthopédique sur la surface frontale effective (SC_x) (A) et le confort (B). Lignes grises : valeurs individuelles ; lignes noires : valeurs moyennes. 265
Figure 85. Effet d'une correction orthopédique sur le rendement énergétique. 274

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Synthèse des différents travaux concernant l'influence de la position sur le vélo sur les variables physiologiques, biomécaniques et perceptives. 50

Tableau 2. Surface frontale projetée (A_p, m^2) et surface frontale effective (A_pC_D, m^2) mesurées dans différentes positions et selon plusieurs méthodes (moyenne ± écart-type) (Debraux et al., 2011). 103

Tableau 3. Coefficient de pénétration dans l'air (C_D) et surface frontale effective (C_DA) mesurés en soufflerie pour évaluer la position du cycliste (Crouch et al., 2017). 105

Tableau 4. Simulations numériques du flux autour des cyclistes dans différentes configurations (Crouch et al., 2017). 110

Tableau 5. Puissance mécanique mesurée par les capteurs SRM (P_{SRM}) et Cyclus (P_{CYCLUS}) à différentes intensités d'exercice et cadences de pédalage en regroupant les trois sessions durant le test incrémental sous-maximal..... 189

Tableau 6. Comparaison des principales caractéristiques des centrales inertielles disponibles sur le marché. 201

Tableau 7. Comparaison entre les deux types d'architecture. 209

Tableau 8. Durées de contre-la-montre en fonction des catégories (min). 252

Tableau 9. Variables biomécaniques et physiologiques moyennées selon les trois CLM en montée en positions assise et danseuse. 315

INTRODUCTION GÉNÉRALE

1. Contexte

Avant de présenter l'ensemble des travaux réalisés au cours de cette thèse, il semble important de préciser le cadre dans lequel s'est déroulé ce doctorat. En Juin 2014, Emmanuel BRUNET, manager général du haut niveau et de la performance à la Fédération Française de Cyclisme (FFC) me proposa le projet d'intégrer une démarche de recherche et de performance au sein de la direction technique nationale (DTN) de la FFC dont l'objectif est l'amélioration de la performance des Équipes de France. Pour satisfaire ce projet, la FFC avait la volonté de créer un poste de chargé de mission Recherche & Performance qui m'a été destiné le 1er Avril 2015. Mon contrat à la FFC a donc débuté avant qu'une demande de Convention Industrielle de Formation par la Recherche (CIFRE) ne soit soumise à l'Association Nationale de la Recherche et de la Technologie (ANRT). En Mai 2016, l'ANRT a répondu favorablement à cette demande. La CIFRE a pris effet au 1er juin 2015 et s'est déroulée dans le cadre d'une collaboration entre la FFC, le laboratoire « Culture-Sport-Santé-Société » (C3S) et le laboratoire d'analyse et d'architecture des systèmes (LAAS-CNRS). D'une part, la FFC me rémunère avec un contrat de travail à durée déterminée de 3 ans, en percevant une subvention annuelle de l'ANRT, d'autre part, je suis relié à deux laboratoires de recherche (C3S et LAAS-CNRS). Le laboratoire C3S, dirigé par le Pr. Gilles FERRÉOL, se caractérise par une équipe d'accueil multidisciplinaire dont les recherches croisent la physiologie, la biomécanique, la sociologie ou encore l'histoire avec un dénominateur commun qui est le sport. Au sein de ce laboratoire, j'interviens dans le cadre de l'axe 3 (Santé et Activités Physiques et Sportives). Le LAAS-CNRS, dirigé par le Dr. Liviu NICU, a identifié 4 axes stratégiques fondés sur les quatre champs disciplinaires qui constituent la marque de fabrique du laboratoire depuis sa création (informatique, robotique, automatique, micro et nano systèmes). Nous appartenons à l'équipe « Instrumentation embarquée et systèmes de surveillance intelligents » (S4M) qui s'intéresse au développement de méthodes et de technologies pour l'analyse, l'identification et la localisation des signatures et de déplacement de vibrations dans des matériaux ou structures hétérogènes. Des applications privilégiées concernent le monitoring de la santé de structure (Structural Health Monitoring) ou de l'Homme (Human Health Monitoring). La FFC a été créée en 1881, sous le nom Union Vélocipédique de France. Elle est délégataire d'une mission de service public par le ministère chargé des sports et reçoit notamment, à ce titre, le concours de cadres d'État composant la DTN. Le directeur technique national, Christophe MANIN représente la FFC dans cette

collaboration. David LAPPARTIENT était le président de la FFC au début de cette thèse. Depuis mars 2017, la FFC est présidée par Michel CALLOT.

L'originalité de ce travail de thèse réside dans le champ d'application spécifique dans lequel il se déroule, au sein d'une fédération. L'objectif de ces travaux de thèse était d'optimiser la position du cycliste sur son vélo en conditions réelles de locomotion. Pour cela, nous avons dû concevoir et valider des systèmes de mesure pour mener à bien nos travaux sur le terrain. La collaboration avec le LAAS-CNRS a donc été très précieuse pour apporter une compétence dans l'ingénierie et le développement. Dans certains cas, les systèmes dont nous avions besoin étaient disponibles sur le marché, c'est pourquoi une simple étape de validation était menée. Il nous semble important de bien définir le cadre de travail puisqu'une partie de cette thèse est entièrement dédiée à la conception et à la validation d'outils de mesure. Cette partie très originale précédera les différents travaux que nous avons menés sur les positions aérodynamique, assise et danseuse.

Les activités de recherche menées durant ces trois années de doctorat ont nécessité des applications pratiques directement exploitables par les cadres techniques nationaux et régionaux de la FFC. L'originalité du modèle sportif français réside dans le placement de cadres techniques auprès des fédérations. Pour optimiser ce modèle, il semblait donc très important pour nous de diffuser et de vulgariser nos travaux de recherche afin de faire progresser le cyclisme français. L'ensemble de ces cadres techniques n'est pas toujours doté d'une formation scientifique donc notre mission était à la fois de répondre aux critères scientifiques de la recherche mais aussi de trouver des applications concrètes afin de vulgariser les avancées scientifiques.

Nous montrerons tout au long de ce travail de thèse que la démarche scientifique que nous avons adoptée au cours des trois dernières années a été originale et a contribué à faire progresser les équipes de France, notamment dans les disciplines du contre-la-montre (CLM). Les épreuves chronométrées se retrouvent sur route et sur piste, deux des quatre disciplines olympiques. Il s'agit donc d'un enjeu très fort de performance. D'un point de vue sportif, la progression de la France dans ces disciplines chronométrées fait partie d'un des objectifs au sein des directives techniques nationales. D'un point de vue scientifique, la majeure partie de ce travail a fait l'objet de publications dans des revues internationales à comité de lecture et

de communications dans des congrès nationaux et internationaux. La FFC souhaite poursuivre cette démarche en proposant à son ministère de tutelle un recrutement de cadres techniques, dont la mission sera orientée vers la recherche et la performance. Le cadre général étant posé, abordons à présent notre démarche méthodologique qui a permis de mener à bien l'ensemble de nos travaux.

2. Introduction

L'optimisation de la performance en cyclisme repose sur l'amélioration de nombreuses variables qu'il est important de bien identifier pour prétendre améliorer de manière significative les résultats de l'athlète. Ces déterminants sont reliés à différents compartiments qui englobent l'ensemble des paramètres contribuant à la réussite sportive en cyclisme et qui se répartissent à travers les champs de la biomécanique, de la physiologie, de la psychologie, de la technique, de la tactique ou encore de la technologie (Grappe, 2009). C'est la prise en considération de l'ensemble des variables essentielles qui interviennent dans la performance du coureur qui contribue à tendre vers l'excellence. Le projet de recherche qui s'inscrit dans le cadre de cette thèse s'orientera sur un paramètre précis faisant partie intégrante de l'axe biomécanique : la position. Cela signifie que la position est un paramètre déterminant qu'il convient d'étudier pour optimiser la performance du cycliste.

La position sur la bicyclette est un paramètre important pour lequel les travaux de la littérature sont nombreux (Costes *et al.*, 2015 ; Debraux *et al.*, 2011 ; Emanuele et Denoth, 2012 ; Ettema et Loras, 2009 ; Fintelman *et al.*, 2014b, 2015b, 2016 ; Fonda, 2012 ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2016 ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2014 ; Grappe *et al.*, 1997 ; Grappe *et al.*, 1998 ; Harnish *et al.*, 2007 ; Hintzy *et al.*, 1999 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Priego Quesada *et al.*, 2017 ; Ryschon et Stray‑Gundersen, 1991 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996 ; Turpin *et al.*, 2017a, b ; Welbergen et Clijsen, 1990 ; Wilson *et al.*, 2009 ; Zameziati *et al.*, 2006). Tous les cyclistes apportent une grande importance à la position qu'ils ont sur leur bicyclette. Certains se font faire des cadres sur mesure, d'autres changent certaines pièces de la bicyclette pour affiner les réglages. Si la recherche de la position optimale est réalisée avec le plus grand soin et avec minutie, il faut considérer qu'il n'existe pas vraiment une position idéale mais des positions optimales en fonction du profil du terrain, du niveau de puissance mécanique ($P_{méca}$) développée et du morphotype du cycliste. Les études qui ont été conduites pour analyser les effets induits par la position du cycliste sur le vélo ont considéré les position suivantes (Grappe, 2009) : assise très redressée, assise compétition, assise coudes fléchis, assise « fauteuil », couchée bras tendus, couchée coudes fléchis, couchée sur le dos, aérodynamique et danseuse. Parmi toutes les positions que nous venons de citer, trois d'entre elles retiendront notre attention puisqu'elles sont généralement adoptées par les cyclistes de haut niveau avec lesquels nous travaillons dans le cadre de cette

collaboration avec la FFC. Il s'agit des positions aérodynamique, assise et danseuse. Il est important de souligner que seulement une partie des travaux cités précédemment étudie la position 1) avec des cyclistes de haut niveau et en 2) en conditions réelles de locomotion. Les applications pratiques qui émergent de ces études sont alors fortement limitées par le contexte dans lequel s'est déroulé le protocole expérimental. Concernant les mesures en conditions réelles de locomotion, elles ne sont pas toujours réalisables car certains systèmes de mesure ne sont pas adaptés à ce genre de pratique. Avec la démocratisation des capteurs embarqués comme les capteurs de $P_{méca}$, il est désormais possible de réaliser certaines mesures en conditions réelles sur le terrain. Cependant, d'autres systèmes plus onéreux (comme les systèmes d'analyse du mouvement) ne sont pas encore transférables sur le terrain et nécessitent un travail de développement pour que ces mesures deviennent réalisables sur le terrain.

Concernant à présent les trois positions qui suscitent l'intérêt de nos travaux, l'étude de la position aérodynamique relève de nombreux travaux dans la littérature (Debraux *et al.*, 2011 ; Fintelman *et al.*, 2014b, 2015b, 2016 ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2014 ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2008 ; Grappe *et al.*, 1997 ; Peveler *et al.*, 2005). Cette position est la plus utilisée en CLM car elle détermine une surface frontale effective (SC_x) qui s'oppose à l'avancement plus réduite et par conséquent, une traînée aérodynamique (R_a) plus faible. Pour un niveau de $P_{méca}$ donné, elle permet de générer une vitesse de déplacement (V_d) plus élevée. Malgré tout, cette position ne peut pas être maintenue sur une durée très longue, c'est pourquoi nous retrouvons plusieurs formats de CLM. Au départ des courses par étapes, nous retrouvons en effet un format très court de CLM appelé prologue, se courant sur une distance inférieure à 8 km pour les hommes et 4 km pour les femmes d'après la réglementation de l'Union Cycliste Internationale (UCI). Lorsqu'il s'agit d'un CLM sur une épreuve d'un jour ou bien sur un format traditionnel en course par étapes, celui-ci se court sur une distance allant de 10 à 50 km selon la catégorie. Pour réduire le SC_x, les cyclistes utilisent du matériel spécifique : vélo, roues, casque, combinaison, etc. D'un point de vue historique, l'évolution des bicyclettes peut s'observer sur une frise chronologique représentant les records de l'heure. En effet, lors du premier record établi par Henri DESGRANGE à 35,325 $km \cdot h^{-1}$ en 1893, le vélo utilisé était tout ce qu'il y a de plus classique, permettant au cycliste de tenir une position assise, les mains dans le creux du guidon. Environ 90 ans plus tard, Francesco MOSER a utilisé en 1984 un vélo composé d'un cadre plongeant et de roues lenticulaires à diamètres

différents. Ce matériel lui permettait d'adopter une position plus fléchie offrant une amélioration de son SC_x. Grâce à ces innovations technologiques ainsi qu'à l'optimisation du potentiel physique, le record est repoussé à 51,151 $km \cdot h^{-1}$ dans une position de plus en plus couchée. Un nouvel évènement marque la discipline du CLM pendant le Tour de France 1989 quand Laurent FIGNON, alors leader du classement général, se fait battre pour 8 s à l'issue du CLM final alors qu'il s'était élancé avec une avance confortable de 50 s. Le vélo de Greg LEMOND était alors équipé d'un guidon de triathlète, utilisé pour la première fois en cyclisme sur route et permettant d'adopter une position profilée améliorant la pénétration dans l'air du cycliste. Neuf années après Francesco MOSER, Graeme OBREE bat à nouveau le record de l'heure dans une position très particulière appelée la position de l'œuf (Figure 1). Il parcourut 51,596 km dans l'heure sur un vélo ne présentant aucune nouveauté technologique mais lui permettant de tenir une position encore plus efficiente d'un point de vue aérodynamique. En 1993, Chris BOARDMAN bat à nouveau ce record en parcourant 52,270 km dans l'heure. Son innovation consistait à utiliser un guidon de triathlète comme l'avait fait Greg LEMOND précédemment sur le Tour de France et comme Miguel INDURAIN (Figure 1) puis Tony ROMINGER le feront juste après pour battre le record à leur tour. Face à l'influence de la technologie sur l'établissement des records, l'UCI a mis en place des critères de validation du record et interdisait l'utilisation des vélos non traditionnels à partir de 1996 suite à la dernière performance de Chris BOARDMAN à 56,375 $km \cdot h^{-1}$ dans la position appelée « superman ». La réglementation établie dans le cadre du record de l'heure sur piste a ensuite été transférée sur route pour contrôler les dérives. Face à une évolution de la réglementation, le record a été battu à plusieurs reprises entre 2014 et 2015 et il appartient désormais à Bradley WIGGINS qui a parcouru 54,526 km dans l'heure.

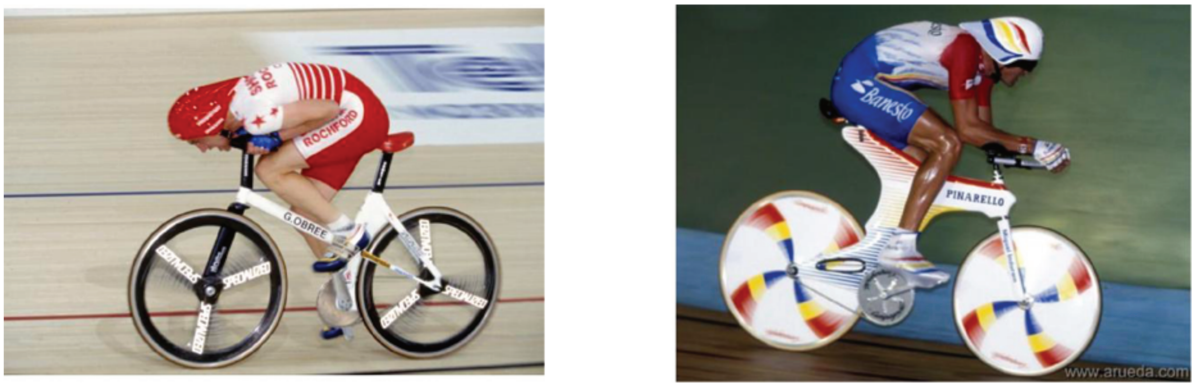


Figure 1. *Graeme OBREE dans sa position de l'œuf (gauche) et Miguel INDURAIN lors de sa tentative de record de l'heure (droite).*

La position assise, mains sur la partie supérieure ou inférieure du guidon, est couramment utilisée sur un parcours plat, lorsque l'intensité de l'effort est faible en condition d'endurance. Il s'agit clairement de la position la plus utilisée par le cycliste car elle lui permet de rouler confortablement pendant plusieurs heures, ce qui n'est pas le cas des positions aérodynamique et danseuse qui nécessitent une dépense énergétique supérieure (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Ashe *et al.*, 2003 ; Gnehm *et al.*, 1997 ; Peveler *et al.*, 2005 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996) en plus de l'inconfort qu'elles procurent comparées à la position assise.

Lors d'une ascension et dans l'optique de développer un plus haut niveau de $P_{méca}$, le cycliste peut avoir recours à la position danseuse ou alors rester assis en fonction de différents facteurs tels que l'intensité, les conditions environnementales, l'expertise technique, la fatigue (Millet *et al.*, 2014), ou encore la gestion de l'effort, la morphologie et les préférences individuelles (Harnish *et al.*, 2007). Dans le cyclisme de haut niveau, il n'y a pas de règle commune parmi les meilleurs grimpeurs de niveau mondial. La plupart d'entre eux restent assis et passent en danseuse quand ils attaquent alors que d'autres préfèrent passer de la position danseuse à la position assise dans des proportions diverses. Les performances réalisées en montée en compétition représentent très souvent un facteur qui hiérarchise les prétendants à la victoire au classement général lors d'une course par étapes (Bertucci *et al.*, 2005b ; Hansen et Waldeland, 2008). Ces propos sont justifiés par le fait que ces dernières années, les vainqueurs de courses par étapes de trois semaines excellaient sur les étapes montagneuses du parcours (Fonda, 2012). L'étude de la position des athlètes en montée prend donc tout son sens. De nombreux auteurs ont analysé les réponses physiologiques entre les positions assise et danseuse (Fonda, 2012 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996) avec des résultats parfois contradictoires. Comparée à la position assise, des augmentations de consommation d'oxygène (VO_2), de fréquence cardiaque (FC) et de débit ventilatoire (VE) ont été rapportées (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996) ou non (Miller *et al.*, 1988 ; Swain et Wilcox, 1992) en position danseuse. Les différences de VO_2, d'économie de la locomotion, de VE et de FC entre les deux positions sont particulièrement sensibles à l'intensité de l'exercice (Ettema et Loras, 2009), la pente du terrain, la fréquence de pédalage (Hintzy *et al.*, 1999) et le niveau technique du sportif (Zameziati *et al.*, 2006). De simples observations de terrain permettent d'identifier différentes techniques utilisées par les

cyclistes en danseuse. Certains grimpeurs de niveau international sont capables de rester relativement longtemps en danseuse, ce qui indique que leur technique est certainement plus efficace comparée à celle d'autres athlètes qui ont beaucoup moins recours à cette position. L'analyse du déplacement du centre de masse (Pinot *et al.*, 2013) permet une meilleure compréhension de la technique utilisée en danseuse. En effet, la variation des énergies cinétique et potentielle du centre de masse permet la détermination du travail mécanique externe effectué par le cycliste lors du mouvement en danseuse qui représente une composante importante du travail mécanique de la locomotion (Cavagna, 1975 ; Pfau *et al.*, 2005). Enfin, il apparaît à ce jour que seules deux études (Harnish *et al.*, 2007 ; Millet *et al.*, 2002) ont été conduites sur le terrain en conditions réelles de locomotion pour analyser l'influence de la position danseuse sur les variables physiologiques et biomécaniques.

Mes missions de recherche au cours de ce travail de thèse se sont donc axées sur l'analyse et l'optimisation de chacune de ces trois positions puisqu'elles induisent des réponses physiologiques, biomécaniques et perceptives différentes. Pour mener à bien nos travaux, plusieurs systèmes de mesure ont été conçus ou validés afin d'évaluer l'athlète en conditions réelles de locomotion. Ce développement a nécessité l'acquisition de compétences dans le domaine de l'ingénierie.

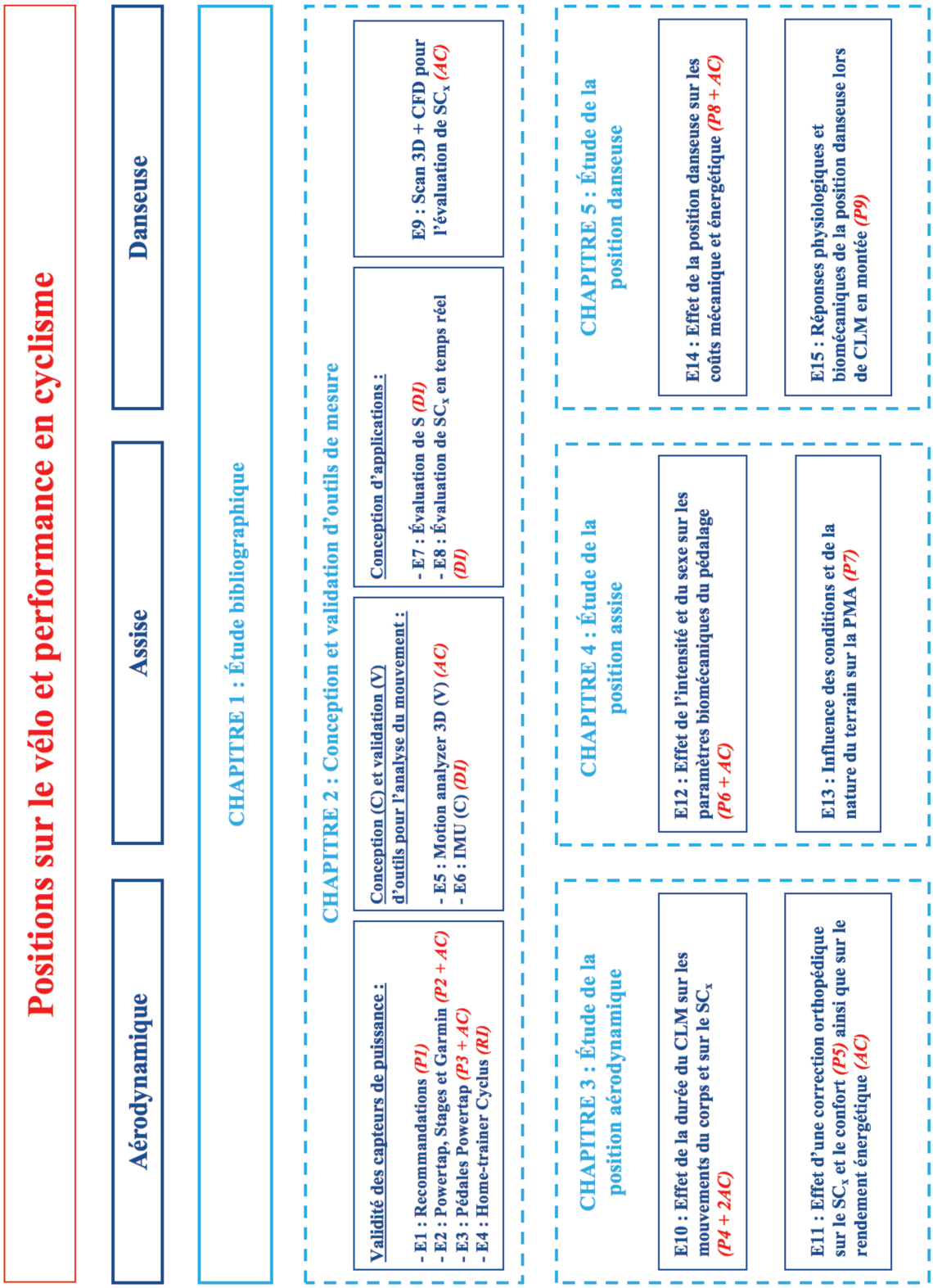


Figure 2. *Schéma représentant le déroulement de la thèse ; E : étude ; P : publication ; RI : rapport interne ; AC : acte de conférence ; DI : développement ingénierie ; CLM : contre-la-montre ; S : surface frontale ; SC_x : surface frontale effective ; IMU : centrale inertielle ; CFD : modélisation numérique de la mécanique des fluides ; PMA : puissance maximale aérobie.*

3. Structuration de la thèse

Ce manuscrit a fait l'objet de 15 études (Figure 2) dont 9 publications (3 acceptés et 6 en cours de révision) dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture, 9 actes de conférence (dont 6 publiés dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture), 1 rapport interne à destination de la DTN de la FFC et 3 systèmes de mesure développés par nos soins. Les publications seront présentées successivement après une étude bibliographique (chapitre 1) axée sur la position du cycliste sur son vélo.

Le chapitre 2 présente les outils conçus ou validés durant ces trois années de thèse. Comme nous l'avons évoqué précédemment, l'originalité de cette thèse réside dans le développement d'outils de mesure pour mener à bien nos travaux en conditions réelles de locomotion. Ce chapitre est composé de 3 publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture, 4 actes de conférence (dont 1 publié dans une revue scientifique internationale à comité de lecture) et 3 systèmes que nous avons développés.

Le chapitre 3 a étudié la position aérodynamique et a fait l'objet de 2 publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture et 3 actes de conférence (dont 2 publiés dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture. Le chapitre 4 a étudié la position assise et a fait l'objet de 2 publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture et 1 acte de conférence. Enfin, le chapitre 5 a étudié la position danseuse et inclue 2 publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture et 1 acte de conférence publié dans une revue scientifique internationale à comité de lecture.

CHAPITRE 1

Étude bibliographique

La revue de littérature de ce chapitre présente les nombreuses recherches conduites sur la position du cycliste sur son vélo. Trois positions sont généralement adoptées par le cycliste : aérodynamique, assise, et danseuse. La position aérodynamique est la posture la plus utilisée lors des efforts chronométrés car elle détermine une R_a plus faible et donc une V_d plus élevée. La position assise est la plus couramment utilisée par les cyclistes, quel que soit le placement des mains sur la partie supérieure ou inférieure du guidon, puisqu'il s'agit de la position la plus confortable. Enfin, la position danseuse est essentiellement utilisée lors des relances ou lors des sprints pour développer une $P_{méca}$ plus élevée en utilisant le poids de corps. Cette position est également sollicitée en montagne pour soulager les masses musculaires mises à contribution lors du pédalage en position assise. L'étude bibliographique nous a permis d'orienter les études que nous avons mises en place pour analyser et optimiser davantage chacune de ces trois positions.

Le Tableau 1 résume les résultats obtenus dans les différentes études qui se sont intéressées à l'influence des trois positions sur les variables physiologiques, biomécaniques et perceptives. Ce tableau donne pour chacune de ces études, le matériel utilisé, le type de sujets testés, la méthodologie utilisée, les variables mesurées, les positions étudiées et les principaux résultats obtenus.

Tableau 1. *Synthèse des différents travaux concernant l'influence de la position sur le vélo sur les variables physiologiques, biomécaniques et perceptives.*

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Arkesteijn *et al.* (2016)	Cycloergomètre SRM Vélo de route Specialized Secteur sur tapis roulant	10 cyclistes hommes compétiteurs	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} 50 % PMA à 4 et 8 % de pente 70 % PMA à 4 et 8 % de pente	VO_2, QR, économie, activité musculaire, $P_{méca}$	1) Position assise mains aux cocottes de frein 2) Position danseuse	$P_{méca}$, QR et activité musculaire du *solearis* position 2 > position 1 Economie et activité musculaire du *gastrocnemius lateralis* position 2 < Position 1
Ashe *et al.* (2003)	Cycloergomètre Monark équipé de prolongateurs	12 sujets hommes non entraînés	- Test incrémental jusqu'à VO_{2max} pour chaque position - Test continu de 45 min (15 min 50 W, 15 min 100 W et 15 min 150 W) pour chaque position Cadence : 60 rpm	[La], VO_2, FC, VE, $P_{méca}$, rendement brut (GE)	1) Position assise mains sur le haut du cintre 2) Position aérodynamique	VO_{2max}, HR_{max}, VE_{max}, PMA position 2 < position 1 pour le test incrémental VO_2 position 2 > position 1 pour le test continu GE position 2 < position 1 à 50 et 100 W
Barelle *et al.* (2010)	Vélos de CLM personnels Soufflerie	9 cyclistes professionnels hommes	5 casques de CLM à tester avec 3 angles de tête différents	S, C_x, variables cinématiques	Position aérodynamique avec 15 configurations (5 casques x 3 angles de tête)	S peut être prédit avec la longueur et l'inclinaison du casque
Barry *et al.* (2014)	Vélo personnel équipé de prolongateurs	1 triathlète élite	Deux enregistrements consécutifs de 30 s à 90 rpm Vitesse de vent (V_v) : 45 km·h^{-1}	SC_x	1) Position assise mains aux cocottes 2) Position assise mains dans le creux du cintre 3) Position assise mains dans le creux du cintre et dos fléchi 4) Position assise mains dans le creux du cintre, dos fléchi et regard bas 5) Position assise mains aux cocottes et dos fléchi 6) Position aérodynamique bars courtes 7) Position aérodynamique tête basse 8) Position aérodynamique regard vers le bas 9) Position aérodynamique tête entre les bras	SC_x position 1 > Position 2 > Position 4 > Position 3 > Position 5 et 8 > Position 6 > Position 9 > Position 7

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Barry *et al.* (2015)	Vélos CLM personnels dans une soufflerie Équipement personnel exceptée la combinaison qui était identique	4 cyclistes / triathlètes élites hommes	Tests en soufflerie avec les 4 coureurs en même temps (poursuite/équipe) Vitesse de vent : 65 $km \cdot h^{-1}$ Cadence : 90-100 rpm Positions testées individuellement et en équipe. Les résultats des tests individuels sont traités en priorité	SC_x	4 positions aérodynamique : 1) Position de base 2) Tête relevée 3) Tête baissée 4) Coudes serrés	Tests individuels (taille et forme du corps) Diminution du SC_x de 4, 45, 55 et 57 % en position 1, 2, 3 et 4, respectivement SC_x position 2 > position 1 (+7%) SC_x position 3 < position 1 (-2%) SC_x position 4 = position 1
Bateman (2014)	-	6 cyclistes entraînés	1 test incrémental jusqu'à VO_{2max} 2 tests sous-maximaux incluant 3 intensités : 50, 60 et 70 % VO_{2max}	VO_2, VCO_2, [La], VO_{2max}, GE, PMA	1) Position assise avant une session de positionnement Retül 2) Position assise après une session de positionnement Retül	GE position 2 > Position 1
Berry *et al.* (1994)	Vélos personnels Home-trainer Vélodyne trainer	10 hommes 1 femme bien entraînés	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} 60 min 80 % VO_{2max} 15 min 90 % VO_{2max} 15 min 95 % VO_{2max}	VO_2, VC, VE, F_{respi}, Ti, Te, Vt/Ti	1) Position assise, mains sur les cocottes de frein 2) Position aérodynamique	Aucune différence significative entre les positions
Bini *et al.* (2010)	Cycloergomètre Monark Pédales instrumentées	9 sujets	Total de 18 mesures de 30 s chacune combinant l'effet cadence (40 et 70 rpm), intensité (0, 5 et 10 N) et position.	Variables cinématiques et cinétiques	Position assise avec 3 hauteurs de selle : 1) 100 % hauteur grand trochanter = référence 2) Référence +3 cm 3) Référence -3 cm	Travail mécanique cheville position 2 > position 3 Travail mécanique genou position 2 < position 3
Bini *et al.* (2011)	Revue de littérature sur l'impact de la hauteur de selle sur le risque de blessure et la performance en position assise					Angle de genou de 25-30° pour réduire les blessures et la VO_2
Bini *et al.* (2014)	Cycloergomètre Kingcycle avec vélos personnels	71 cyclistes (n = 53) et triathlètes (n = 18) hommes et femmes	Images enregistrées debout à côté du vélo, assis sur le vélo manivelle droite horizontale vers l'avant et assis sur le vélo manivelle droite verticale vers le bas	Variables cinématiques, S	1) Position assise, mains sur les cocottes de frein (cyclistes) 2) Position aérodynamique (triathlètes)	S position 2 < position 1 Flexion du tronc et position antérieure genou position 2 > position 1

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Bisi *et al.* (2012)	Vélo de triathlon	10 triathlètes hommes	Enregistrements de 3 min à 230 et 300 W pour chaque position	Variables cinématiques, activité musculaire et échanges gazeux	1) Position aérodynamique, angle tube de selle 73,5° 2) Position aérodynamique, angle tube de selle 78°	Aucune différence significative entre les positions
Caddy *et al.* (2015)	Cycloergomètre Velotron équipé de prolongateurs	10 cyclistes compétiteurs hommes	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} / Cadence 90 rpm 6 min exercice intense (SV1 +40 % de la différence entre SV1 et VO_{2max}) CLM de 4 km / Cadence libre	Temps, $P_{méca}$, cadence, échanges gazeux, FC, variables cinématiques et cinétiques, [La]	Position aérodynamique avec différents reculs de selle : 1) 0 cm 2) 2 cm 3) 4 cm 4) 6 cm	Pas de différence entre les positions pour temps, $P_{méca}$ et échanges gazeux Angle tronc, FC position 4 > autres positions Vitesse angulaire hanche (point mort haut), angle hanche (pour lequel le coupleur moteur est max) position 1 > autres positions
Caddy *et al.* (2016)	Cycloergomètre Velotron équipé de prolongateurs	11 cyclistes compétiteurs hommes	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} / Cadence 90 rpm CLM de 4 km / Cadence libre	Temps, $P_{méca}$, cadence, échanges gazeux, FC, variables cinématiques et cinétiques, [La]	Position aérodynamique avec différentes inclinaisons de selle : 1) 0° 2) 3° 3) 6°	Pas de différence entre les positions pour temps, $P_{méca}$, échanges gazeux et CM Angle de hanche max et déplacement du grand trochanter vers l'avant position 3 > autres positions Angle de hanche min position 3 > position 2
Caldwell *et al.* (1998)	Cycloergomètre Velodyne avec vélos personnels	8 cyclistes élites hommes	4 x protocole de 20 min à 80 % de VO_{2max} : - 5 min plat (assis) - 10 min montée à 8 % (assis ou danseuse - 5 min plat (assis)	Variables cinématiques et cinétiques	1) Position assise plat 2) Position assise montée 3) Position danseuse montée	Force et CM max position 3 > position 2 Force et couple moteur max sont mesurés plus tard dans le cycle de pédalage en position 3 *vs.* position 2 Modification de l'orientation de la pédale (orteils vers le bas en position 3)
Camara *et al.* (2012)	Vélos personnels sur un home-trainer	19 cyclistes élites	Photographies en position statique sur le vélo, manivelles à l'horizontale	S	1) Position assise mains en haut du guidon 2) Position assise mains aux cocottes de frein 3) Position assise mains en bas du guidon	Méthode planimétrie : S position 2 > position 1 > position 3 Méthode logarithmique : S position 2 > position 3 > position 1

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Capelli *et al.* (1993)	Vélo CLM Vélo traditionnel	2 cyclistes	Test incrémental sur vélodrome de 8,6 à 14,6 $m \cdot s^{-1}$	$P_{méca}$, V_d, SC_x, VO_2, coût énergétique et rendement mécanique	1) Position aérodynamique avec roues lenticulaires 2) Position aérodynamique avec roues traditionnelles 3) Position assise avec roues lenticulaires 4) Position assise avec roues traditionnelles	SC_x position 3 > positions 1 et 2 Rendement mécanique positions 1 et 2 < position 3 et 4 (-10 %) Economie position 2 > position 4 (+5 %)
Chabroux *et al.* (2012)	Vélos CLM personnels fixés sur un home-trainer dans une soufflerie	9 cyclistes professionnels hommes	Enregistrements de 5 s à 90 rpm pour chaque configuration	S, C_x, SC_x	Position aérodynamique avec : 3 positions de mains 2 écartements de bras 3 hauteurs de selle 2 reculs de selle	SC_x diminué quand les mains sont à l'extrémité des prolongateurs (au niveau des shifters), les bras sont serrés et la selle est baissée
Chang *et al.* (2016)	Cycloergomètre	10 sujets	Mesures après 5 min d'échauffement et 5 min après un exercice 'fatigant' Cadence 85 rpm	FC, cadence, RPE	1) Position assise, angle de genou 25° 2) Position assise, angle de genou 35°	Pas de différence après l'échauffement Variation de cadence position 2 > position 1
Chapman *et al.* (2008)	Vélos personnels fixés sur un home-trainer	10 cyclistes (7 hommes et 3 femmes) 10 triathlètes (5 hommes et 5 femmes)	Ex. de 17 min avec 5 min échauffement puis un enregistrement de 3 min pour chaque position à 90-95 rpm et 15 de RPE	Activité musculaire, variables cinématiques	1) Position assise mains aux cocottes de frein 2) Position assise mains dans le creux du cintre	Variation de l'activité musculaire position 2 < position 1
Chen *et al.* (2016)	Cycloergomètre Magtonic Cintre instrumenté Capteur de couple moteur	12 cyclistes	2 min à 50 rpm pour chaque position	Cadence, couple moteur, activité musculaire, force appliquée sur le cintre	1) Position assise, mains proches de la potence en haut du cintre 2) Position assise, mains écartées au haut du cintre 3) Position danseuse, mains écartées en haut du cintre 4) Position danseuse, mains aux cocottes de frein	Couple moteur max, travail mécanique, force appliquée sur le cintre et activité *erector spinae*, *rectus femoris*, *tibialis anterior* et *solearis* position danseuse > position assise
Chung *et al.* (2011)	Cycloergomètre avec angle du tube selle ajustable	12 hommes	30 min à 35 % PMA et 60 rpm dans chacune des positions	VO_2, VE, QR, FC	Position assise avec plusieurs angles tube de selle : 1) 80° 2) 60° 3) 40°	FC position 1 > positions 2 et 3 Pas de différence significative pour les autres variables

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Costes *et al.* (2015)	Cycloergomètre Lode avec selle, cintre et pédales instrumentées (I-Crankset, Sensix)	25 sujets	Test incrémental pour déterminer la $P_{méca}$ de transition assis-danseuse (Pt) / Paliers de 20 s (départ 200 W puis incrémentation de 25 W) entrecoupés de 40 s récup. à 50 W Six mesures de 20 s à 20, 40, 60, 80, 100 et 120 % de la Pt / 90 rpm	$P_{méca}$, cadence, variables cinétiques et cinématiques	1) Position assise 2) Position danseuse	Pt = 568 W La force sur la selle diminue avec l'augmentation de la $P_{méca}$ et facilite la transition assis-danseuse
Costes *et al.* (2016)	Cycloergomètre Lode avec selle, cintre et pédales instrumentées (I-Crankset, Sensix)	17 sujets	Test incrémental pour déterminer la Pt Paliers de 20 s (départ 200 W puis incrémentation de 25 W) entrecoupés de 40 s récup. à 50 W Six mesures de 20 s à 20, 40, 60, 80, 100 et 120 % de la Pt / 90 rpm	$P_{méca}$, cadence, variables cinétiques et cinématiques	1) Position assise 2) Position danseuse	Pt = 562 W Cinétique du membre sup. position 2 > position 1
Costes *et al.* (2017)	Cycloergomètre Lode avec cintre plat et pédales instrumentées (I-Crankset, Sensix)	25 sujets	Test incrémental pour déterminer la Pt Paliers de 20 s (départ 200 W puis incrémentation de 25 W) entrecoupés de 40 s récup. à 50 W Six mesures de 20 s à 20, 40, 60, 80, 100 et 120 % de la Pt / 90 rpm	$P_{méca}$, cadence, variables cinétiques et cinématiques, activité musculaire	1) Position assise 2) Position danseuse	Pt = 568 W Moment total (MCF) et activité musculaire totale (ECF) position 1 < position 2 en dessous de 80 % Pt mais position 1 > position 2 au-dessus de 100 % Pt ECF normalisée avec le poids position 1 < position 2 en dessous de 100 % Pt mais position 1 > position 2 à 120 % Pt

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Crouch *et al.* (2012)	Vélo de CLM Soufflerie	1 mannequin	Mesures de 30 s pour chacune des configurations testées	S, C_x, SC_x	Position aérodynamique avec différentes positions de jambes standardisées avec la rotation de la manivelle / 15° Manivelle 0° correspondant à une position horizontale vers l'avant	SC_x le plus faible mesuré à un angle de 15° quand les cuisses sont alignées SC_x le plus élevé à un angle de 75° lorsqu'une des jambes est en extension alors que l'autre est en flexion Variations dues au C_x car S relativement stable sur 1 cycle de pédalage
Defraeye *et al.* (2010)	Vélo de route Cervélo	1 cycliste et son modèle 3D pour la CFD	Mesures en soufflerie et en CFD Trois vitesses de vent : 10, 15 et 20 $m \cdot s^{-1}$	SC_x	1) Position assise, mains sur le haut du cintre 2) Position assise, mains dans le creux du cintre 3) Position aérodynamique	SC_x position 1 > position 2 > position 3 en soufflerie et en CFD
Defraeye *et al.* (2011)	Vélo de route Cervélo	Modèle 3D d'un cycliste pour la CFD	Mesures en CFD avec des vitesses de vent simulées de 10 à 100 $km \cdot h^{-1}$	SC_x, coefficient de transfert thermique	1) Position assise, mains sur le haut du cintre 2) Position assise, mains dans le creux du cintre 3) Position aérodynamique	SC_x position 1 > position 2 > position 3 Contribution de la tête nettement plus importante en position 3 (19 %) qu'en position 1 (13 %), alors que la contribution des bras diminue en position 3
Diefenthaeler *et al.* (2006)	Cycloergomètre avec pédales instrumentées	3 cyclistes élites	Pédalage 30 s lorsque 0,9 < QR < 1 et VO_2 stable	$P_{méca}$, VO_2, QR, variables cinétiques et cinématiques, activité musculaire	Position assise de référence : - 2 hauteurs de selle - 2 reculs de selle	Indice d'efficacité et économie position de référence > autres positions
Diefenthaeler *et al.* (2016)	Cycloergomètre Lode Excalibur	12 cyclistes compétiteurs	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} Test continu (SV1 + 50 % de la différence entre SV1 et VO_{2max}) Test Wingate 30 s	VO_2, VT, QR, couple moteur, index d'asymétrie	Position assise de référence : 2 hauteurs de selle (± 2,5 % de la hauteur entrejambe)	Aucune différence significative entre les positions

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Dorel *et al.* (2009)	Cycloergomètre Lode Excalibur équipé de prolongateurs	12 triathlètes hommes	- Test incrémental jusqu'à épuisement - Deux intensités sous maximales : 1) SV1 +20 % de la différence entre SV1 et SV2 (6 min) 2) SV2 (2 min)	VO_2, VCO_2, VE, QR, BF couple moteur, $P_{méca}$, activité musculaire	1) Position assise mains en haut du guidon 2) Position assise mains en bas du guidon 3) Position aérodynamique	Pas de différence pour variables métaboliques Activité *gluteus maximus* et *vastus medialis* position 3 > position 1 à SV2 Activité *rectus femoris* position 3 < position 1 Pattern EMG vers l'avant à SV2 en position 3 pour *rectus femoris*, *gluteus maximus*, *vastus lateralis*, *vastus medialis* Pic de force augmenté lors de la propulsion et diminué lors de la traction en position 3
Duc *et al.* (2006)	Vélos personnels sur tapis roulant motorisé Capteur de puissance Powertap	10 cyclistes hommes entraînés	Pente 4 % 3 min à 80 % de la PMA pour chaque position Première minute pour déterminer la fréquence de pédalage préférentielle (F_{pp})	$P_{méca}$, cadence	1) Position assise, mains sur le haut du guidon 2) Position danseuse	F_{pp} position 2 < position 1 (-9 %)
Duc *et al.* (2008)	Vélos personnels sur tapis roulant motorisé Capteur de puissance Powertap Cycloergomètre Axiom	10 cyclistes hommes entraînés de niveaux national (n = 4), régional (n = 4) et départemental (n = 2)	Test incrémental pour déterminer la VO_{2max} et FC_{max} Pentes 4, 7 et 10 % 1 min à 80 % de la PMA pour chaque enregistrement (pentes x positions)	$P_{méca}$, cadence, V_d, activité musculaire, VO_2, FC	1) Position assise, mains sur le haut du guidon 2) Position danseuse	Activité *gluteus maximus*, *vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, rectus abdominis, erector spinae, biceps brachii et triceps brachii* position 2 > position 1 Activité *semimembranous* position 2 < position 1 Activité muscles membre sup. > lorsque les mains sont en bas du cintre (*vs.* haut du cintre) et < lorsque les oscillations latérales sont réduites en danseuse

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Emanuele *et al.* (2011)	Vélos personnels sur un home-trainer Pédales instrumentées	6 cyclistes hommes	Protocole à 200 W et 80 rpm	Variables cinématiques et cinétiques, $P_{méca}$, cadence	1) Position assise, mains sur le haut du guidon 2) Position assise, mains en bas du guidon	Angle hanche, force radiale min, $P_{méca}$ genou position 1 > position 2 $P_{méca}$ hanche position 1 < position 2
Emanuele *et al.* (2012)	Cycloergomètre électromagnétique Ergo Bike	18 cyclistes hommes de niveau national	4 sessions : - 2 sessions position 1 - 2 sessions position 2 Cadences : 70, 80, 90 et 100 rpm Test incrémental jusqu'à épuisement	$P_{méca}$, cadence, SV2, échanges gazeux	1) Position assise, mains sur le haut du guidon 2) Position assise, mains en bas du guidon	$P_{méca}$ à SV2 position 1 > position 2 Cadence optimale à SV2 position 1 = position 2
Faria *et al.* (1978)	Cycloergomètre Monark équipé avec selle, guidon et pédales de course	9 sujets dont 7 coureurs 8 hommes 1 femme	Test à puissance progressive Cadence = 60 rpm Le test s'arrête lorsque la cadence de 60 rpm n'est plus maintenue durant 20 sec	FC, VO_{2max}, VE, PMA	1) Position assise mains en haut du guidon 2) Position assise mains en bas du guidon	VO_{2max}, VE_{max}, PMA position 2 > position 1 FC : pas de différence
Ferrer-Roca *et al.* (2012)	Vélos et équipements personnels Rouleau Tacx Antares	23 cyclistes hommes de haut niveau	6 min à 90-100 rpm	Variables cinématiques	1) Position assise, hauteur de selle en dehors de la zone 106-109% hauteur entrejambe 2) Position assise, hauteur de selle > 109% hauteur entrejambe	Hauteur entrejambe position 2 < position 1 mais hauteur de selle plus élevée (relative à la hauteur d'entrejambe) et recul de selle plus faible Angles hanche et genou position 2 < position 1
Fintelman *et al.* (2014)	-	19 cyclistes	2 modèles mathématiques		Position aérodynamique avec différents angles de tronc (0-24°)	Angle dos optimal dépendant de la V_d Diminuer l'angle du dos avec l'augmentation de la V_d Possible de rouler dans une position redressée en dessous de 30 $km \cdot h^{-1}$

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Fintelman *et al.* (2014)	Vélo de route Soufflerie	1 mannequin	Effet du vent de côté testé avec différentes rotations de la plateforme de force (0, 15, 30, 45, 60, 75, 90°) selon 2 positions du mannequin V_v : 9,91 m·s^{-1} Enregistrements de 80 s, répétés 3 fois pour chaque angle	SC_x	1) Position assise, mains en bas du guidon, angle de tronc 16° 2) Position assise, mains en bas du guidon, angle de tronc 24°	SC_x position 1 < position 2 (jusqu'à 15 %) Cette différence est réduite avec l'augmentation de l'angle de la plateforme de force
Fintelman *et al.* (2016)	Cycloergomètre SRM	21 compétiteurs hommes (cyclistes et triathlètes)	Test incrémental jusqu'à PMA Test sous-maximal à 70 % PMA et 85 rpm pour chaque position	Activité musculaire, couple moteur, VO_2, VE, FC, BF, VT, rendement brut, cadence, $P_{méca}$	1) Position aérodynamique angle tronc 0° 2) Position aérodynamique angle tronc 8° 3) Position aérodynamique angle tronc 16°	La diminution de l'angle du buste retarde l'activation du *gluteus maximus*, augmente la différence entre le couple moteur max et min Couple moteur position 1 > position 3 lorsque la manivelle se situe entre 90° et 135° VE, BF, VO_2 position 1 > position 3 GE position 1<position 3
Fintelman *et al.* (2015)	Cycloergomètre Lode Excalibur Sport équipé avec selle, pédales et guidon de triathlon (Design Carbon Stryke)	19 compétiteurs hommes (cyclistes et triathlètes	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} : 5 min à 95 W puis augmentation de 35 W / 3 min Trois intensités sous maximales sélectionnées durant ce test : 60 % PMA 70 % PMA 80 % PMA	FC, angle du tronc, PMA, cadence, VO_2, VCO_2, QR, GE, VE, S	1) Position aérodynamique angle tronc préféré 2) Position aérodynamique angle tronc 0° 3) Position aérodynamique angle tronc 8° 4) Position aérodynamique angle tronc 16° 5) Position aérodynamique angle tronc 24°	PMA, VO_{2max}, cadence, FC_{max}, VE_{max} : diminution de ces variables max avec l'abaissement du tronc de position 5 à position 2 Pour les variables sous maximales (i.e. VE, FC, VO_2) : augmentation des variables à int. sous-max en position 2 alors que le GE diminue S posture 2 < posture 5

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Fonda *et al.* (2011)	Home-trainer Tacx Vélo tout terrain (VTT)	12 VTTistes hommes	Test incrémental jusqu'à épuisement 2 min à 80 % PMA et 90 rpm pour chacune des positions	Activité musculaire, cadence, $P_{méca}$, confort	1) Position assise plat 2) Position assise montée 20 % de pente 3) Position assise montée 20 % de pente avec ajustement de la position de la selle (APS)	L'APS contrebalance les changements observés entre les positions 1 et 2 (altération des patterns EMG en position 2 *vs.* position 1) Confort position 3 > positions 2
Franke *et al.* (1994)	Cycloergomètre à frein mécanique	10 cyclistes entraînés	Test incrémental jusqu'à VO_{2max}	VE, FC, pression sanguine, FeO_2, $FeCO_2$, pic d'accélération et de vitesse de flux sanguin	1) Position assise mains sur le haut du guidon (bras tendus) 2) Position assise tronc incliné, mains en bas du guidon (bras tendus) 3) Position aérodynamique	Aucune différence significative entre les positions
Fronczek-Wojciechowska *et al.* (2016)	Vélos personnels Système de capture du mouvement (BTS SMART DX 7000)	4 cyclistes professionnelles femmes	Pédalage à faible intensité pour mesurer les angles lorsque la manivelle est verticale (vers le haut et vers le bas = points morts haut et bas)	Variables cinématiques	1) Position assise avant une session de Bikefitting 2) Position assise après une session de Bikefitting	Aucune différence significative entre les positions
Garcia-Lopez *et al.* (2008)	Vélo de CLM Look (équipé de prolongateurs) pour les positions 1-4 Vélo traditionnel Look pour la position 5 Soufflerie Home-trainer Axiom	5 cyclistes professionnels	Position 1 statique Position 2-5, pédalage à 5,5 $W \cdot kg^{-1}$ (90 % VO_{2max}) pendant 10 min V_v : 54 $km \cdot h^{-1}$	$P_{méca}$, S, C_x, SC_x, variables cinématiques	1) Position aérodynamique, statique, casque CLM 2) Position aérodynamique, dynamique, casque CLM 3) Idem 2 avec cintre baissé (2-3 cm) 4) Idem 3 sans casque CLM 5) Position assise, sans casque CLM, mains aux cocottes	SC_x position 2 > position 1 (+31 %) SC_x position 3 < position 2 (-14 %) SC_x position 3 = position 4 SC_x position 1-4 < position 5 S et C_x position 5 > positions 3 et 4 Relation entre SC_x et angle du tronc

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Garcia-Lopez *et al.* (2014)	Vélo de CLM Orbea équipé de prolongateurs Capteurs de puissance SRM Vélodrome Soufflerie	12 cyclistes professionnels	1 test incrémental sur le vélodrome de 30 à 48 $km \cdot h^{-1}$ 1 test continu (11 tours de 285 m) sur le vélodrome à une V_d de 45 $km \cdot h^{-1}$ 1 test continu de 5 min en soufflerie à 4,5 $W \cdot kg^{-1}$ V_v = 45 $km \cdot h^{-1}$	$P_{méca}$, V_d, cadence, SC_x	6 positions aérodynamiques en faisant varier la hauteur du cintre et l'avancement des accoudoirs	SC_x vélodrome < SC_x soufflerie SC_x qui diminue lorsque les prolongateurs sont baissés et les accoudoirs avancés
Garcia-Lopez *et al.* (2016)	Cycloergomètre Lode Excalibur	9 cyclistes ont été évalués au début et à la fin de la période précompétitive (entre Novembre et Février/Mars)	3 séries de 5 min à 200, 250 et 300 W Cadence : 90 rpm	Variables cinétiques et cinématiques	1) Position assise au début de la période précompétitive 2) Position assise à la fin de la période précompétitive	Aucune différence significative entre les positions, que ce soit pour variables cinétiques et cinématiques. La position assise ne semble pas influencée par l'entraînement
Gibertini *et al.* (2008)	Vélo route équipé de prolongateurs et de roues aérodynamiques	1 cycliste	V_v : 50 $km \cdot h^{-1}$ en soufflerie	S, C_x, SC_x	1) Position assise, mains dans le creux du cintre 2) Position aérodynamique	SC_x position 2 < position 1 (-19 %) S position 2 < position 1 (-13 %) C_x position 2 < position 1 (-7 %)
Gnehm *et al.* (1997)	Tapis roulant	14 cyclistes élites	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} Expérimentation à 70 % VO_{2max} pendant 5 min dans chaque posture Cadence : 90 rpm	FC, % FC_{max}, VO_2, QR, $P_{méca}$	1) Position assise mains sur le haut des freins 2) Position assise tronc incliné, mains en bas du guidon 3) Position aérodynamique (guidon Scott 13 pouces, incliné de 20 %)	VO_2, FC, et % FC_{max} en position 3 > positions 1 et 2 QR : position 3 > position 1
Grappe *et al.* (1997)	Vélos personnels sur un vélodrome	12 cyclistes de niveaux régional et national	Test incrémental sur vélodrome : 12 tours (de 20 à 40 $km \cdot h^{-1}$)	$P_{méca}$, V_d, SC_x	1) Position assise, mains sur le haut du guidon 2) Position assise, mains en bas du guidon 3) Position aérodynamique 4) Position Obree	SC_x position 1 > position 2 > position 3 > position 4

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Grappe *et al.* (1998)	Cycloergomètre Monark 818E équipé avec selle, guidon et pédales de course	9 compétiteurs hommes	Echauffement de 5 min à 50 % VO_{2max} puis 70 % VO_{2max} durant 10 min 5 min récup. à 50 % VO_{2max} entre chaque posture	VO_2, VCO_2, VE, VC, QR, f, Ti/Ttot, (rythme respiratoire), VC/Ti (flux inspiratoire moyen), FC, [La], pH^2, RPE (perception de l'exercice)	1) Position assise, tronc droit, mains sur le haut des freins, coudes en extension 2) Position couchée, tronc baissé, coudes en extension 3) Position aérodynamique (guidon de triathlète), coudes à 90 ± 10°	VE, QR, Ti/Ttot, VC/Ti, [La] et RPE position 2 > position 1 [La] et QR position 3 > position 1
Griffith *et al.* (2014)	Vélo de CLM et mannequin testés en CFD et en soufflerie	1 mannequin en position statique	V_v : 57,6 km·h^{-1} Enregistrements de 30 s en soufflerie	SC_x	Position aérodynamique avec différentes positions de jambes standardisées avec la rotation de la manivelle / 15° Manivelle 0° correspondant à une position horizontale vers l'avant	SC_x CFD < Soufflerie (15 %) SC_x le plus faible mesuré à un angle de 15° quand les cuisses sont alignées SC_x le plus élevé à un angle de 75° lorsqu'une des jambes est en extension alors que l'autre est en flexion
Hansen et Waldeland (2008)	Vélo de route sur un tapis roulant Capteur de puissance SRM	10 cyclistes hommes compétiteurs	- 1 test incrémental jusqu'à VO_{2max} - Tests continus à 86, 96, 118 et 165 % PMA (pente : 10 %)	$P_{méca}$, cadence, V_d, VO_2, FC, QR, VE, [La], temps jusqu'à épuisement	1) Position assise 2) Position danseuse	Temps jusqu'à épuisement position 2 = position 1 à 86 % PMA Temps jusqu'à épuisement position 2 > position 1 à 165 % PMA Transition assis-danseuse estimée à 94 % PMA Cadence et QR position 1 > position 2
Harnish *et al.* (2007)	Vélos personnels équipés d'une roue Powertap	8 cyclistes entraînés (7 hommes et 1 femme)	- Test incrémental jusqu'à VO_{2max} en laboratoire - Test terrain en montée (1,9 km à 5 %) à 3 intensités (50, 65 et 75 % PMA)	[La], PMA, cadence, VO_{2max}, VE, BF, TV, économie, rendement net, HR, RPE	1) Position assise 2) Position danseuse	Cadence position 2 < position 1 pour les 3 intensités VE et BF position 2 > position 1 pour les 3 intensités

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Heil *et al.* (1997)	Cycloergomètre Monark 829E	14 cyclistes hommes compétiteurs	- 1 test incrémental jusqu'à VO_{2max} - 9 tests sous maximaux de 5 min à 90 rpm et 95 % du SV avec différentes positions	VO_2, FC, VE, variables cinématiques	Différentes positions aérodynamiques avec différents angles de tube de selle (S) (70, 80 et 90°) pour chaque angle de tronc (T) (10, 20 et 30°)	FC, VO_2 les plus élevées pour $S_{70}T_{10}$ Variation significative de l'angle de hanche avec les changements de position
Hubenig *et al.* (2011)	Cycloergomètre Velotron équipé de prolongateurs	18 cyclistes et triathlètes femmes	- 1 test incrémental jusqu'à VO_{2max} - 2 tests sous maximaux de 5 min à SV1 et SV2	VO_2, QR, FC, $P_{méca}$	1) Position assise, mains en haut du guidon 2) Position aérodynamique	$P_{méca}$ SV1 position 1 > position 2 $P_{méca}$ SV2 position 1 = position 2
Jobson *et al.* (2008)	Cycloergomètre Kingcycle avec vélos personnels des cyclistes Capteur de puissance SRM	9 cyclistes hommes compétiteurs	1 CLM route de 40,23 km 2 CLM en laboratoire de 40,23 km	$P_{méca}$, RPE, VO_2, QR, FC, V_d, VE, BF, cadence	1) Position assise, mains en haut du guidon (labo) 2) Position aérodynamique (labo) 3) Positions 1 et 2 (terrain)	V_d position 3 < position 1 < position 2 $P_{méca}$ positions 1 et 3 > position 2
Johnson et Schultz (1990)	Tunturi Professional Racing Bicycle avec guidon aéro de triathlète	13 hommes 2 femmes Cyclistes entraînés	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} 10 min à 80 % VO_{2max} dans chaque position	FC, VO_2, VE, VC	1) Position assise tronc incliné, mains en bas du guidon 2) Position aérodynamique	Aucune différence significative entre les positions
Jones *et al.* (2006)	Cycloergomètre Lode	8 sujets hommes	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} Test continu à intensité sous maximale de 6 min	VO_2, VCO_2, FC, [La], oxygénation musculaire	1) Position couchée 2) Position assise, mains en haut du guidon	VO_{2max} position 1 < position 2
Kist *et al.* (2013)	Tapis roulant (Quinton ST-55) Cycloergomètre Monark 828E	22 sujets (11 hommes et 11 femmes)	3 tests incrémentaux jusqu'à VO_{2max} : - 1 test sur tapis roulant - 2 tests sur cycloergomètre / Cadence 60 rpm jusqu'à QR = 1 et 70 rpm au-delà	QR, VO_2, VCO_2, VE, FC, [La]	1) Position assise 2) Position danseuse	Aucune différence significative entre les positions
Koch *et al.* (2013)	Cycloergomètre Cyclus 2 et vélos personnels	18 cyclistes et triathlètes hommes	3 tests Wingate de 30 s 2 min habituation	$P_{méca}$, cadence	1) Position assise, semelle standard 2) Position assise, semelle carbone	Aucune différence significative entre les positions

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Kopacz *et al.* (2014)	Cycloergomètre Vélodrome	Cyclistes hommes et femmes	-	Variables cinématiques	1) Position durant le repos 2) Position sur le vélodrome	Angles de hanche position 1 < position 2
Leirdal et Ettema (2011)	Cycloergomètre Velotron	10 cyclistes entraînés	- Test incrémental jusqu'à épuisement 3 x 5 min à 80 % VO_{2max} avec une pente de 0 %	VO_2, VCO_2, QR, FC, [La], cadence, GE, efficacité du pédalage	1) Position assise préférée sur la selle 2) Position assise en arrière sur la selle 3) Position assise en avant sur la selle	Aucune différence significative entre les positions
Leyk *et al.* (1994)	Cycloergomètre (cardiac stress table, Lode, Groningen, Pays-Bas)	9 sujets sportifs : 7 hommes 2 femmes	Ex. à $P_{méca}$ progressive 5 min 20 W + 5 min 80 W Incrément : 10 W / 30 sec Ex. à $P_{méca}$ constante : 5 min échauffement + 5 min à 20 W + 10 min à 40, 80, 120, 160 ou 200 W	Pour l'exercice avec incréments : $P_{méca}$, durée de l'ex. (min) Pour l'exercice à $P_{méca}$ constante : VO_2, [La], FC, Qc, VES, VC, VE	1) Position fauteuil 2) Position couchée sur le dos, les mains le long du corps appuyées sur la selle pour annuler l'importance de la masse musculaire mise en action par les muscles du haut du corps	Exercice progressif : FC, P_{max} et durée position 1 > position 2
Li et Caldwell (1998)	Cycloergomètre Velodyne	8 cyclistes hommes	Chaque position était testée à 250 W pendant 3 min	Activité musculaire, variables cinématiques	1) Position assise pente 0 % 2) Position assise pente 8 % 3) Position danseuse pente 8 %	La position 3 (*vs.* positions 1 et 2) induit une augmentation de l'activité musculaire des extenseurs de genou et de hanche (notamment pour les muscles monoarticulaires suivants : *gluteus maximus* et *vastus lateralis*)
Macdermid *et al.* (2015)	Cycloergomètre SRM avec analyse du couple moteur	7 cyclistes compétiteurs	Test incrémental jusqu'à épuisement Test isocinétique à 50 rpm 15 min à $P_{méca}$ associée au SV Test max $P_{méca}$/Cadence	VO_2, VCO_2, FC, SV, GE, $P_{méca}$, activité musculaire, couple moteur, variables cinématiques	Différentes positions assises : 1) Réglage normal 2) Longueur de manivelles 3) Engagement des cales	Effet positif d'une compensation (positions 2 et 3 *vs.* position 1) sur les angles, le couple moteur, l'activité et le GE

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
McLester *et al.* (2004)	Cycloergomètre Monark 824E équipé avec selle, guidon et pédales de course	35 athlètes (26 hommes et 9 femmes)	2 sessions : - 3 x Wingate sur 30 sec assis - 3 x Wingate sur 30 sec danseuse 4 min de récup. entre chaque sprint	$P_{méca}$, P_{max}, P_{min}, Indice de fatigue	1) Position assise 2) Position danseuse	$P_{méca}$ moyenne position 2 > position 1 lors du 3ième sprint P_{min} position 2 > position 1 pour les 3 sprints Indice de fatigue position 2 < position 1 pour les 3 sprints
Menard *et al.* (2016)	Cycloergomètre SRM Pédales et selle instrumentées	11 cyclistes bien entraînés	3 min à 200 W et 90 rpm pour chaque condition	Variables cinétiques, $P_{méca}$, cadence, indices d'efficacité (force et travail)	Différentes positions assises en faisant varier le recul de selle	Une position assise en arrière (*vs.* position recommandée) augmente les indices d'efficacité du pédalage
Millet *et al.* (2002)	Cycloergomètre Monark 818E équipé avec selle, guidon et pédales de course Vélos personnels équipés de SRM	8 cyclistes hommes amateurs et professionnels	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} Test Wingate sur 30 sec Test sur le terrain à 75 % PMA sur 6 min : montée (pente de 5,3 %) et plat (vélodrome)	GE, économie, coût énergétique (CE), VO_2, VCO_2, VE, BF, QR, FC, RPE	1) Position assise mains en bas du guidon sur le plat 2) Position assise mains en bas du guidon en montée 3) Position danseuse en montée mains sur les cocottes de freins	CE positions 2 et 3 > position 1 FC et VE position 3 > positions 1 et 2 BF position 2 < positions 1 et 3 Wingate > en danseuse
Moura *et al.* (2017)	Cycloergomètre Lode	12 cyclistes de niveaux régional et national	Test incrémental jusqu'à épuisement Test Wingate de 30 s pour chaque position	$P_{méca}$, P_{max}, P_{min}, Indice de fatigue, Activité musculaire	Position assise avec différentes hauteurs de selle : 1) Référence correspondant à la hauteur de selle sur le vélo personnel des cyclistes 2) Référence +2,5 % x hauteur entrejambe 3) Référence -2,5 % x hauteur entrejambe	P_{max} position 1 < positions 2 et 3 Activité *vastus lateralis* et *gastrocnemius lateralis* position 1 < positions 2 et 3 *Rectus femoris* et *biceps femoris* position 2 > positions 1 et 3

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Oggiano *et al.* (2008)	Vélo de CLM en soufflerie Cycloergomètre Velotron pour les deux tests physiologiques	11 cyclistes (9 hommes et 2 femmes) PMA = 481 W	- 6 positions testées à 14,5 $m \cdot s^{-1}$: 5 mesures / position - Protocole pour déterminer le seuil lactique (4 $mmol \cdot l^{-1}$) - Test incrémental jusqu'à VO_{2max}	VO_2, VCO_2, QR, FC, [La], SC_x	Position aérodynamique avec différentes hauteurs de selle (S) et différents réglages de prolongateurs (P) : 1) S normal ; P normaux 2) S montée de 1,5 cm ; P normaux 3) S baissée de 1,5 cm ; P normaux 4) S normal ; P baissés et avancés de 2 cm 5) S montée de 1,5 cm ; P baissés et avancés de 2 cm 6) S baissée de 1,5 cm ; P baissés et avancés de 2 cm	SC_x, VO_2 et FC position 4 < position 1 Résultats très individuels
Origenes *et al.* (1993)	Cycloergomètre électromagnétique modifié	10 sportifs de différentes disciplines	Test incrémental jusqu'à épuisement	VO_2, VCO_2, VE, VC, F_{respi}, Vt/Ti, Ti/Ttot, FC	1) Position assise mains sur le haut des freins coudes légèrement fléchis 2) Position aérodynamique	Aucune différence significative entre les positions
Padulo *et al.* (2014)	Cycloergomètre Schwinn Vélo Pinarello sur un vélodrome	8 cyclistes hommes 59 cyclistes hommes	- 4 sprints max sur 5 m avec différentes positions de départ - CLM de 6,3 et 11 km : analyse sur les 5 premiers mètres	Activité musculaire, V_d, accélération	1) Position assise, mains en haut du guidon 2) Position assise, mains en bas du guidon 3) Position danseuse, mains en haut du guidon 4) Position danseuse, mains en bas du guidon	V_d et accélération position danseuse > position assise (+10 %) V_d et accélération mains en haut du guidon > mains en bas du guidon Accélération et activité *latissimus dorsi* position 3 > position 2 Activité *gastrocnemius* position 3 < position 2
Padulo *et al.* (2016)	Cycloergomètre Schwinn Vélo Pinarello sur un vélodrome	11 cyclistes amateurs	5 efforts max de 5 s entrecoupés de 4 min de récup. Protocole identique sur vélodrome	Activité musculaire, V_d, accélération	1) Position assise 2) Position danseuse	Activation du *tibialis anterior* et des *erector spinae* position 2 > position 1 Accélération durant les 5 premiers mètres position 2 > position 1 (+10 %)

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Peveler *et al.* (2005)	Cycloergomètre Monark 894E, équipé d'un guidon de triathlète, avec pédales et chaussures personnelles	20 sujets dont 10 cyclistes (ne s'entraînant pas en position aéro) et 10 triathlètes (s'entraînant en position aéro)	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} / Cadence > 85 rpm Test sous maximal de 30 min à 70 % VO_{2max} / Cadence 90 rpm	VO_2, HR, QR, RPE, économie	1) Position assise 2) Position aérodynamique	RPE, VO_2 position 2 > position 1 pour les cyclistes FC position 2 < position 1 pour les cyclistes FC et VO_2 position 2 = position 1 pour les triathlètes RPE position 2 < position 1 pour les triathlètes
Peveler *et al.* (2007)	Cycloergomètre Monark 894E avec pédales et chaussures personnelles	27 sujets donc 9 cyclistes (hommes) et 18 non cyclistes (3 hommes et 15 femmes)	Test Wingate de 30 s pour chacune des positions	$P_{méca}$ max et moy	1) Position assise angle genou 25° 2) Position assise angle genou 35° 2) Position assise hauteur de selle = 109 % x hauteur entrejambe	Aucune différence significative entre les positions
Peveler (2008)	Cycloergomètre Monark 894E avec pédales et chaussures personnelles Système TrueOne 2400	15 sujets dont 5 cyclistes (hommes) et 10 non cyclistes (2 hommes et 8 femmes)	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} Cadence 50 rpm pour les non cyclistes et 90 rpm pour les cyclistes Test sous maximal de 15 min à 70 % VO_{2max}	VO_2, cadence, HR, QR, RPE	1) Position assise angle genou 25° 2) Position assise angle genou 35° 2) Position assise hauteur de selle = 109 % x hauteur entrejambe	VO_2 position 1 < positions 2 et 3 FC et RPE ne sont pas affectés par le changement de position
Pinot *et al.* (2013)	Vélos personnels Tapis roulant motorisé Bras cinématique (Belli)	13 cyclistes de niveau régional à professionnel	4 paliers de 2 min 4 pentes (5, 7, 9 et 11 %) Intensité : 4,6 $W \cdot kg^{-1}$	Puissance roue (P_{roue}), puissance bassin (P_{bassin})	1) Position danseuse	Diminution de P_{bassin} avec augmentation de la pente P_{bassin} : 4 à 6 x P_{roue} Tendance inverse pour 1 grimpeur de niveau mondial : augmentation de P_{bassin} avec la pente
Poirier *et al.* (2007)	Cycloergomètre Lode	8 cyclistes hommes (loisir)	- Test incrémental pour déterminer la $P_{méca}$ de transition assis-danseuse (Pt) / cadence de 90 rpm - Enregistrements de 20 s aux intensités suivantes : 70, 100, 130, 160 et 180 % Pt pour chaque position	$P_{méca}$, cadence, variables cinématiques, MCF, couple moteur	1) Position assise 2) Position danseuse	Pic de couple position 2 > position 1 mais la phase propulsive dure moins longtemps en position 2 MCF position 1 > position pour des $P_{méca}$ > Pt

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Priego Quesada *et al.* (2016)	Cycloergomètre (Cardgirus Medical, Bikemarc, Sabadell, Espagne) Caméra infrarouge	16 cyclistes hommes	Test incrémental jusqu'à épuisement Cadence : 90 rpm 45 min à 50 % PMA et 90 rpm	PMA, température de la peau	Différentes hauteurs de selle en position assise, déterminées avec l'angle du genou : 1) G = 20° 2) G = 30° 3) G = 40°	Température G20° > G40° au niveau de la *fossa poplitea* Température G30° > 20° au niveau du *tibialis anterior*
Priego Quesada *et al.* (2017)	Cycloergomètre (Cardgirus Medical, Bikemarc, Sabadell, Espagne) Logiciel Kinescan	21 cyclistes hommes	Test incrémental jusqu'à épuisement Cadence : 90 rpm 45 min à 50 % PMA et 90 rpm	PMA, perception confort, fatigue et douleur	Position assise avec différents angles de genou (G) et tronc (T) : 1) G = 20°, T = 55° 2) G = 30°, T = 55° 3) G = 40°, T = 55° 4) G = 20°, T = 45° 5) G = 30°, T = 45° 6) G = 40°, T = 45° 7) G = 20°, T = 35° 8) G = 30°, T = 35° 9) G = 40°, T = 35°	Confort G30° > G20° > G40° T55° = position (redressée) la plus confortable Angle du G qui affecte le confort perçu du T : G30° > G40° Douleur et fatigue membres inférieurs G40° > G30°
Reiser *et al.* (2002)	Cycloergomètre Lode Cycloergomètre Monark 824E équipé avec selle, guidon et pédales pour les tests de Wingate	12 cyclistes hommes	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} 2 sessions d'habituation 2 sessions d'évaluation	VO_2, VCO_2, HR, SV, $P_{méca}$, cadence, P_{max} 1 s, P_{max} 5 s, P_{min} 5 s, indice de fatigue	1) Position assise 2) Position danseuse	P_{max} 1 s, P_{max} 5 s, P_{min} 5 s, cadence max/moy et $P_{méca}$ moy position 2 > position 1 Indice de fatigue position 2 < position 1
Ryschon et Stray-Gundersen (1991)	Tapis roulant inclinable + vélo personnel	10 cyclistes de niveau régional : 8 hommes et 2 femmes	5 min par posture sur une pente à 4 % à 55 % de VO_{2max} Entre chaque posture, récup. À la même V_d sur une pente de 1 % jusqu'à ce que FC < 100 bpm	VO_2 lorsqu'un plateau est atteint, % VO_{2max}, QR, VO_2/VCO_2, FC	1) Position assise mains en haut du guidon à 80 rpm 2) Position assise mains en bas du guidon à 80 rpm 3) Position danseuse mains en haut du guidon à 60 rpm 4) Position assise mains en haut du guidon à 60 rpm	Pas de différence significative entre les postures 1 et 2 Posture 3 > posture 1 pour toutes les variables

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Sauer *et al.* (2007)	Cycloergomètre (Road Racing Professional Bike Fit, bikefitting.com, Pays-Bas)	26 cyclistes expérimentés (12 hommes et 14 femmes)	Différentes intensités : 100, 150 et 200 W	Variables cinématiques, $P_{méca}$	1) Position assise, mains sur le haut du cintre 2) Position assise, mains dans le creux du cintre	Rotation du bassin en position 2 (femme > homme) En position 2, le déplacement vertical hanche et la rotation interne/externe du bassin augmente (*vs.* position 1). Rotation antérieure du bassin corrélée avec la souplesse lombaire
Savelberg *et al.* (2003)	Cycloergomètre	8 cyclistes	Test incrémental jusqu'à épuisement Test continu de quelques minutes à 80 % PMA et 70 rpm dans chacune des positions	Activité musculaire, $P_{méca}$, cadence, variables cinématiques	1) Position assise redressée 2) Position assise avec flexion du tronc vers l'avant 3) Position assise avec extension du tronc vers l'arrière	Activité musculaire différente entre position 1 et positions 2 et 3 sur le membre inférieur Une modification de l'angle du tronc affecte les mouvements de la hanche et de la cheville mais pas du genou L'angle du tronc influence l'activité concentrique/excentrique des muscles
Schade *et al.* (2016)	Vélos CLM personnels Track Aero System sur un vélodrome Capteur de pression au niveau de la selle (GeBioM mbH, Münster, Allemagne)	5 cyclistes professionnels	Chaque position est évaluée sur 10 tours de piste	V_d, cadence, $P_{méca}$, pression sur la selle, SC_x	1) Position aérodynamique initiale 2) Position aérodynamique finale	Diminution des mouvements sur la selle en position 2 = diminution du SC_x
Swain et Wilcox (1992)	Cycloergomètre Monark 818 équipé avec selle, guidon et pédales	9 cyclistes expérimentés	- Test incrémental jusqu'à VO_{2max} / 80 rpm assis - 3 sessions sur tapis roulant (pente : 10 %) à 80 % VO_{2max}	HR, VO_2, QR, VE, [La], RPE	1) Position assise 84 rpm 2) Position assise 41 rpm 3) Position danseuse 41 rpm	HR, VO_2 et VE position 1 < positions 2 et 3 QR, [La], RPE : pas de différence entre les positions

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Tanaka *et al.* (1996)	Cycloergomètre Monark 868 équipé avec selle, guidon et pédales de course Tapis roulant Vélo personnel	7 cyclistes hommes entraînés	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} Pentes à 4 % (48 rpm) et 10 % (60 rpm) durant 5 min	VO_2, FC, [La], RPE total et RPE membres inférieurs	1) Position assise 2) Position danseuse alternée avec assise	VO_2 et FC en position 2 > position 1 à 4 % de pente RPE membres inf. en position 2 > position 1 à 10 % de pente
Turpin *et al.* (2017b)	Cycloergomètre Lode Excalibur Sport équipé avec selle, guidon et pédales instrumentées (I-Crankset, Sensix)	17 sujets hommes	- Test incrémental pour déterminer la $P_{méca}$ de transition assis-danseuse (Pt) - Enregistrements de 10-12 s à 20, 40, 60, 80, 100 et 120 % Pt pour chacune des positions Cadence de 90 rpm	$P_{méca}$, activité musculaire	1) Position assise 2) Position danseuse	Pt = 582 W Activité musculaire des *erector spinae* et *latissimus dorsi* position 2 > position 1 Synergies position 1 = position 2 Décalage dans le temps de la synergie 2 (*biceps brachii, deltoideus et brachioradialis*)
Turpin *et al.* (2017a)	Cycloergomètre Lode Excalibur Sport équipé avec selle, guidon et pédales instrumentées (I-Crankset, Sensix)	17 sujets hommes	- Test incrémental pour déterminer la $P_{méca}$ de transition assis-danseuse (Pt) - Enregistrements de 10-12 s à 20, 40, 60, 80, 100 et 120 % Pt pour chacune des positions Cadence de 90 rpm	$P_{méca}$, activité musculaire	1) Position assise 2) Position danseuse	Pt = 582 W Activité musculaire différente entre positions 1 et 2 alors que synergies position 1 = position 2 Augmentation de l'activité musculaire avec l'intensité pour les deux positions
Underwood *et al.* (2010)	Vélos et équipements personnels testés en soufflerie	8 cyclistes élites (5 hommes et 3 femmes)	V_v : 41 km·h^{-1} Cadence : 90 rpm	SC_x, $P_{méca}$	1) Position aérodynamique mains normales 2) Position aérodynamique pouces à l'intérieur 3) Position aérodynamique poignées recouvertes 4) Position aérodynamique mains en flèche	SC_x positions 3 et 4 < position 1 Résultats individuels mais la position 4 semble la plus efficiente dans l'ensemble
Underwood et Jermy (2013)	Vélos et équipements personnels	14 cyclistes élites (7 hommes et 7 femmes)	V_v : 42 km·h^{-1} Cadence : 100 rpm	SC_x	1) Position aérodynamique actuelle (référence) 2) Ajustement de la hauteur des prolongateurs et de leur écartement pour trouver la configuration optimale	Pas de tendance générale car les résultats sont très individuels

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Underwood *et al.* (2015)	Mannequin + casque imprimé en 3D	Mannequin	Tests en soufflerie V_v : 60 km·h^{-1} 6 mesures pour chacune des configurations	S, C_x, SC_x	Angles de tête de 0 à 50° avec incrément de 10° (+ position du casque et des aérations)	S, SC_x plus faible avec angle de tête de 50° et distance de 10 cm entre le nez et le casque. (Un casque sans aération semble légèrement plus avantageux d'un point de vue aérodynamique)
Van Sickle et Hull (2007)	Vélo de route Trek installé sur un cycloergomètre Velodyne	11 compétiteurs (9 hommes et 2 femmes)	Test incrémental jusqu'à VO_{2max} pour déterminer le SV Chaque position est testée 5 min à 90 % SV et 90 rpm	VO_2	1) Position assise, cales dans l'axe du 1er métatarsien 2-3) Position assise, cales en arrière de l'axe du 1er métatarsien	Pas de différence significative entre les différentes positions
Vrints *et al.* (2011)	Vélos personnels installés sur un cycloergomètre isocinétique	10 hommes entraînés	Effort maximal isocinétique (100 rpm) de 5 s	Couple moteur, cadence, $P_{méca}$, variables cinématiques, moment de force	1) Position assise, hauteur de selle 109 % longueur entrejambe (référence) 2) Référence + 2 cm hauteur de selle (HS) 3) Référence + 2 cm HS et avancée de 0,6 cm 4) Référence -2 cm HS 5) Référence -2 cm HS et reculée de 0,6 cm	Diminution de P_{max} avec diminution de la hauteur de selle. Cette diminution est due à une augmentation de la flexion du genou (et donc une diminution de son extension)
Watier *et al.* (2017)	Cycloergomètre Lode avec cintre plat et tube de selle instrumenté (Sensix)	10 sujets non cyclistes	2 sessions à 80 et 120 % du poids de corps / 70 rpm 3 sessions à 50, 70 et 90 rpm / 100 % du poids de corps - Test incrémental pour déterminer la Pt Paliers de 20 s (départ 200 W puis incrémentation de 25 W) entrecoupés de 40 s récup. à 50 W - Six mesures de 20 s à 20, 40, 60, 80, 100 et 120 % de la Pt	Variables cinétiques et activité musculaire	1) Position assise 2) Position danseuse	Pt augmente avec la cadence et le poids de corps Augmentation ECF (avec $P_{méca}$) position 1 > position 2 ECF position 2 < position 1 à 120 % Pt

Auteurs	Matériel	Sujets	Méthodes	Variables mesurées	Positions	Résultats
Welbergen et Clijsen (1990)	Cycloergomètre Monark équipé avec selle et guidon de course	6 hommes dont 3 compétiteurs	Exercice supra max de 3 min : - 3 min 100 W à 90 rpm - 3 min 200 W à 90 rpm - 3 min à int. max	P_{max}, VO_{2max}	1) Position assise, tronc près de la verticale, bras tendus 2) Position assise, tronc près de l'horizontal, mains en bas du guidon, bras fléchis Pour les postures 1 et 2, angle du tube de selle = 21° par rapport à la verticale 3) Sur le dos : tronc à ± 105° 4) Sur le ventre : tronc à ± 75° Pour les postures 3 et 4, angle du tube de selle = 60° par rapport à la verticale	P_{max} en posture 1 > P_{max} en postures 2, 3 et 4. Pas de différence pour la VO_{2max}
Wilson *et al.* (2009)	Cycloergomètre Monark 834E	7 athlètes	3 tests Wingate de 30 s avec 3,5 min de récupération entre chaque effort	FC, [La], $P_{méca}$, oxygénation musculaire	1) Position assise 2) Position danseuse	Pas de différence significative entre les postures 1 et 2
Zdravkovic *et al.* (1996)	Vélo personnel équipé de prolongateurs	2 cyclistes et 1 mannequin	Comparaison établit en soufflerie	S, C_x	1) Position assise mains sur le haut du guidon 2) Position assise mains aux cocottes 3) Position assise mains dans le creux du cintre 4) Position assise mains dans le creux du cintre, dos fléchi 5) Position aérodynamique 6) Position couchée sur l'avant (descente)	S position 1 > position 2 > position 3 > position 4 > position 5 > position 6 C_x position 2 > position 3 > position 4 > position 5

1. Le cycliste : un système intégré

Pour se déplacer, le cycliste doit produire un certain niveau de $P_{méca}$ sur son vélo. La production de $P_{méca}$ résulte d'un processus assez complexe qui répond à la mise en action de différents systèmes fonctionnels qui travaillent tous en synergie afin de répondre à la demande de l'exercice. À ce stade, nous pouvons parler de « système intégré » qui régule et adapte le fonctionnement des différents systèmes en réponse à la demande de l'athlète. En d'autres termes, à chaque fois que le cycliste fournit un certain niveau de $P_{méca}$, le système intégré met en place une régulation spécifique pour faire en sorte de s'adapter au niveau de $P_{méca}$ requis et ce, quelle que soit la position adoptée sur le vélo. Il sollicite les mécanismes physiologique, biomécanique et perceptif du sportif en l'obligeant à mettre en place des stratégies d'adaptation (Figure 3). Il est important de noter que les variables présentées sur la figure ci-dessous ont été mesurées dans les différentes études sur la position du cycliste.

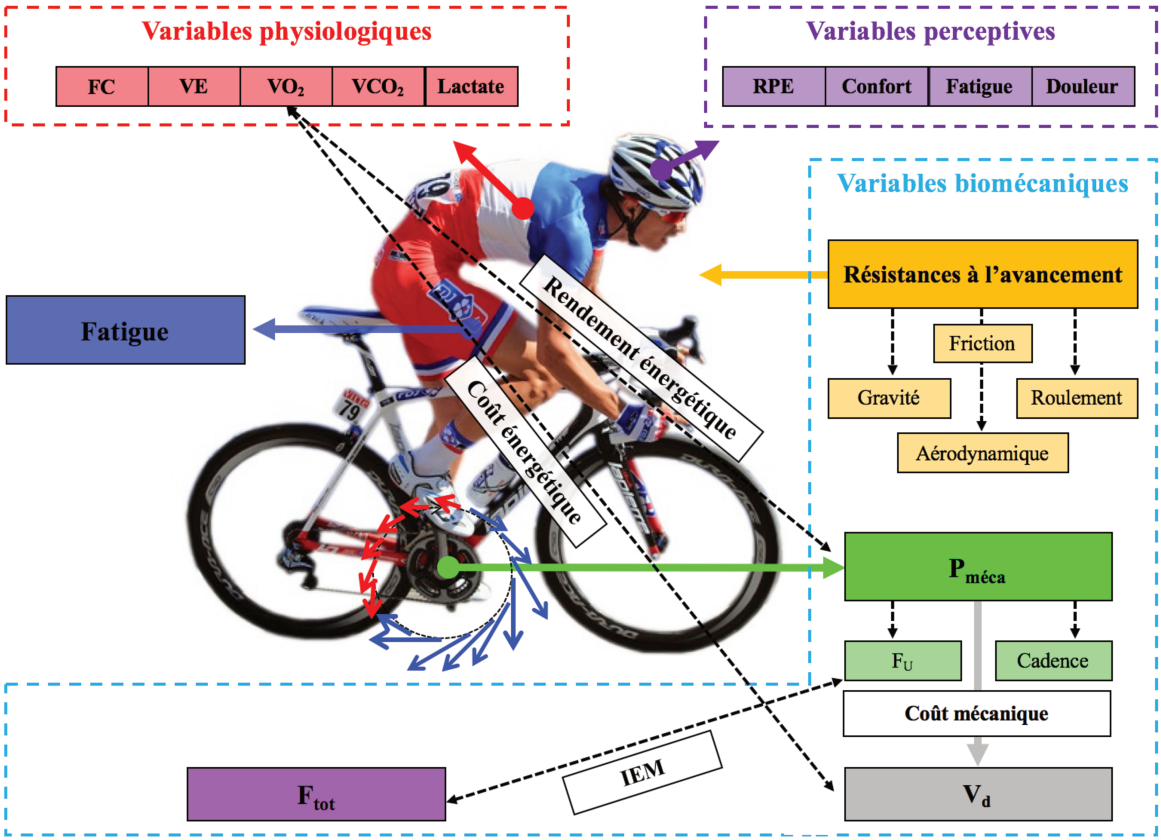


Figure 3. *Modèle holistique du cycliste comme source de puissance ($P_{méca}$) développée ; FC : fréquence cardiaque ; VE : débit ventilatoire ; VO_2 : consommation d'oxygène ; VCO_2 : rejet de dioxyde de carbone ; F_U : force utile ; F_{tot} : force totale ; IEM : indice d'efficacité mécanique ; V_d : vitesse de déplacement.*

Cette manière de présenter les choses amène à considérer que le cycliste est un système intégré qui fonctionne comme un tout. Dans cette approche, Grappe (2012) a défini un modèle holistique du cycliste comme source de $P_{méca}$ développée. Les avantages de ce modèle holistique sont multiples :

- Il considère que le tout est plus que la somme de ses parties car le cycliste évolue en interaction avec l'environnement dans lequel il se déplace.
- Il autorise une meilleure compréhension des interactions entre les différents systèmes fonctionnels en réponse à l'exercice.
- Il prend en considération et étudie les variables d'entrée et de sortie du système.
- Il analyse la production de $P_{méca}$ comme la résultante d'un fonctionnement synergique de différents systèmes fonctionnels en interaction avec l'environnement.
- La déclinaison du modèle est possible à tous les niveaux de fonctionnement : haut niveau, loisir, sport adapté, etc.

Si la production de $P_{méca}$ résulte d'un fonctionnement synergique des différents systèmes fonctionnels, les études scientifiques ont été conduites pour analyser les effets induits par la position du cycliste sur son vélo sur les variables physiologiques, biomécaniques et perceptives. La complémentarité de ces variables joue alors un rôle fondamental dans la régulation de la $P_{méca}$.

2. Approche physiologique de la propulsion

Deux types de travaux s'imposent au cycliste pour que celui-ci puisse se déplacer sur son vélo : le travail interne, qui représente le travail réalisé pour faire mouvoir les segments du corps humain, et le travail externe, qui représente le travail réalisé pour surpasser les résistances à l'avancement. Le travail interne, soit le mouvement, est rendu possible grâce à la transformation d'énergie chimique en énergie mécanique. De l'énergie est créée par la rupture des liaisons de molécules des substrats énergétiques dégradés selon différents métabolismes énergétiques (aérobie, anaérobie lactique et anaérobie alactique). Cette énergie permet la création d'adénosine triphosphate (ATP), carburant du muscle, permettant ainsi la contraction musculaire et donc le mouvement. Le métabolisme aérobie permet la fourniture d'énergie à partir de l'apport d'oxygène (O_2) et constitue le principal système d'approvisionnement d'énergie pour les exercices pratiqués en endurance. Durant ce déroulement, il faut savoir que toute l'énergie chimique issue des nutriments ne se transforme pas en énergie mécanique. Une bonne partie de l'énergie chimique est transformée en chaleur et ne participe donc pas au mouvement. De nombreuses études se sont intéressées aux effets des positions aérodynamique, assise et danseuse sur les facteurs physiologiques comme les réponses cardiorespiratoires.

L'activité cellulaire se traduit par une consommation d'O_2 et un rejet de dioxyde de carbone (CO_2). L'O_2 et le CO_2 sont respectivement prélevés et rejetés dans le milieu interstitiel (séparant les cellules). La voie sanguine assure une liaison rapide entre les cellules, lieu de consommation et de production de l'O_2 et du CO_2, et les poumons, lieu d'échange avec le milieu extérieur. Comme son nom l'indique, le système cardiorespiratoire se compose de deux systèmes distincts : le système cardiovasculaire et le système respiratoire.

2.1. Système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire humain est une boucle fermée dans laquelle circule le sang de tous les tissus. La circulation du sang requiert l'action d'une pompe musculaire, le cœur, qui crée la pression nécessaire pour pulser le sang dans tout l'organisme. Le sang passe du cœur vers les artères et retourne au cœur par des veines au niveau de la grande circulation. Le

système est considéré comme clos puisqu'artères et veines sont en continu par l'intermédiaire de plus petits vaisseaux.

Les branches artérielles s'étendent en une arborescence de petits vaisseaux. Comme ceux-ci deviennent microscopiques, ils forment les artérioles qui se développent en un lit constitué de plusieurs vaisseaux plus petits qui vont notamment entourer la fibre musculaire : les capillaires. Ceux-ci sont les plus petits et les plus nombreux vaisseaux qui forment une ramification entre artères et veines. Tous les échanges d'O_2, de CO_2 et de nutriments entre les tissus et le système vasculaire passent par le lit capillaire. Le sang passe des capillaires aux cellules qui y puisent leur O_2 et leurs nutriments pour aller ensuite dans des petits vaisseaux appelés veinules. Ici le sang vient de rentrer dans la partie veineuse du système vasculaire. Ensuite, les veinules retournant au cœur se regroupent pour former de gros vaisseaux : les veines. Les veines les plus importantes, la veine cave supérieure et la veine cave inférieure, se déversent directement dans la partie droite du cœur. Le cœur est donc à l'interface entre la grande circulation chargée de drainer les organes et la petite circulation chargée d'envoyer le sang reçu des organes vers les poumons pour l'élimination du CO_2 et l'enrichissement en O_2. Le volume de sang circulant dans le cœur est caractérisé par le débit cardiaque qui équivaut au produit de la FC avec le volume d'éjection systolique (VES). Les études, que nous allons citer prochainement, analysant les réponses cardiovasculaires de l'organisme, utilisent principalement la FC comme variable principale.

2.2. Système respiratoire

Le système respiratoire assure une fourniture efficace de l'O_2 à tout l'organisme en même temps qu'il permet l'évacuation du CO_2. Ce transport concerne au moins quatre processus distincts :

- La ventilation pulmonaire qui est le mouvement des gaz dans et hors des poumons.
- La diffusion alvéolo-capillaire qui est l'échange des gaz entre les poumons et le sang.
- Le transport de l'O_2 et du CO_2 par le sang.
- Le passage des gaz du secteur capillaire vers le secteur tissulaire, c'est à dire les échanges gazeux périphériques.

Seule la ventilation pulmonaire sera détaillée puisque les différentes études s'intéressent principalement à ce processus respiratoire. La ventilation pulmonaire est le processus par lequel l'air entre et sort des poumons. L'air est aspiré par le nez ou la bouche vers les poumons où les échanges gazeux (O_2 et CO_2) s'opèrent dans des sacs microscopiques appelés alvéoles. De ces échanges gazeux sont analysées les variables suivantes : VO_2, rejet de dioxyde de carbone (VCO_2), quotient respiratoire (QR), VE, volume courant (VT), fréquence respiratoire (F_{respi}), etc.

De nombreux travaux ont étudié les réponses cardiorespiratoires des cyclistes selon différentes positions car la flexion du tronc peut altérer la ventilation pulmonaire. Les recherches ont été conduites principalement en laboratoire sur cycloergomètre ou tapis roulant afin d'isoler la position du cycliste et d'éliminer le phénomène lié à la R_a que nous évoquerons dans une partie ultérieure consacrée à l'approche biomécanique de la propulsion. La position aérodynamique a fait l'objet de plusieurs études testant l'effet d'un réglage sur le vélo ou comparant cette position avec la position assise. Les résultats montrent que certains réglages comme le recul de selle (Caddy *et al.*, 2015), l'inclinaison de la selle (Caddy *et al.*, 2016) ou encore l'angle du tube de selle (Bisi *et al.*, 2012) n'influencent pas significativement le SC_x alors que la diminution de l'angle du tronc affecte les réponses cardiorespiratoires (Fintelman *et al.*, 2015b, 2016 ; Heil *et al.*, 1997 ; Oggiano *et al.*, 2008). Fintelman *et al.* (2015b, 2016) et Heil *et al.* (1997) ont mesuré une augmentation de la VO_2, de la FC et du VE engendrée par la diminution de l'angle du tronc de 24° à 0°. Cette augmentation de la VO_2 pour une $P_{méca}$ donnée induit une diminution du rendement énergétique ($\eta_{énerg}$) (Fintelman *et al.*, 2015b, 2016). Oggiano *et al.* (2008) ont montré une diminution de la VO_2 et de la FC en baissant le cintre et en avançant les accoudoirs. Ces résultats pourraient paraître contradictoires avec ceux évoqués précédemment mais ils ne le sont pas puisque les études n'ont pas standardisé la même variable. Les trois premières études (Fintelman *et al.*, 2015b, 2016 ; Heil *et al.*, 1997) ont fixé la $P_{méca}$ alors que l'étude de Oggiano *et al.* (2008) a fixé la V_d qui reste le facteur de performance principal. Cela démontre donc que la diminution de l'angle du tronc diminue le $\eta_{énerg}$ mais diminue aussi le coût énergétique de la locomotion en position aérodynamique.

Les études comparant la position aérodynamique avec la position assise sont plus controversées sur les réponses cardiorespiratoires. Plusieurs études n'ont montré aucun effet

significatif de la position sur ces réponses durant l'exercice réalisé en laboratoire à intensités sous-maximale et maximale (Berry *et al.*, 1994 ; Dorel *et al.*, 2009a ; Franke *et al.*, 1994 ; Johnson et Schultz, 1990 ; Origenes *et al.*, 1993). Inversement, d'autres études ont rapporté des différences significatives concernant les réponses cardiorespiratoires entre les positions assise et aérodynamique (Ashe *et al.*, 2003 ; Gnehm *et al.*, 1997 ; Peveler *et al.*, 2005). Ces études ont mesuré une augmentation de la VO_2 en position aérodynamique comparée à la position assise. Cette augmentation de la VO_2 induit alors une diminution du $\eta_{énerg}$ (5 %) (Capelli *et al.*, 1993) qui semble être due à l'inclinaison du tronc comme nous l'avons déjà vu pour la position aérodynamique. Toutefois, l'étude de Hubenig *et al.* (2011) montre que le $\eta_{énerg}$ est bien diminué en position aérodynamique comparée à la position assise à faible intensité mais que ce même $\eta_{énerg}$ ne semble pas modifié entre les deux positions à une intensité proche du seuil anaérobie. Malgré tout, la contrainte ventilatoire engendrée par la flexion du tronc diminue les variables maximales comme la VO_{2max}, la FC_{max} et la puissance maximale aérobie (PMA) en position aérodynamique (Ashe *et al.*, 2003).

D'autres études ont montré des différences significatives dans les réponses cardiorespiratoires en position assise (Emanuele et Denoth, 2012 ; Faria *et al.*, 1978 ; Grappe *et al.*, 1998). Un VE plus élevé (+8,3 %) à l'exercice maximal et une VO_2 plus élevée (+10 %) à l'exercice sous-maximal ont été rapportés en position assise mains en bas du cintre comparée à la position assise mains en haut du cintre (Faria *et al.*, 1978). Durant l'exercice sous-maximal à 70 % VO_{2max}, comparée à la position assise mains en haut du cintre, des différences significatives ont été observées en position assise mains en bas du cintre pour le VE (+5,7 %), le flux respiratoire moyen (+4,8 %), la lactatémie (+25,5 %) (Grappe et al., 1998) et la $P_{méca}$ au seuil anaérobie (-5,6 %) (Emanuele et Denoth, 2012). L'augmentation de la réponse ventilatoire en position assise mains en bas du cintre pourrait être expliquée par une activation plus élevée de la conduite centrale respiratoire et/ou par une impédance pulmonaire plus faible. Une autre étude a montré que la position redressée en position assise améliorait la pression hydrostatique dans le système artériel en favorisant le retour veineux et un meilleur gradient de pression artério-veineuse (Leyk *et al.*, 1994). Si Welbergen et Clijsen (1990) n'ont pas mesuré de différence au niveau de la VO_{2max} en faisant varier l'angle du tronc, Jones *et al.* (2006) ont rapporté une diminution de la VO_{2max} en position assise, mains en bas du cintre, comparée à la position assise mains en haut du cintre.

De nombreux auteurs ont analysé les réponses physiologiques entre les positions assise et danseuse (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Fonda, 2012 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996). Il a été clairement établi que la position danseuse induisait une production de $P_{méca}$ supérieure lors d'efforts maximaux de 30 s en montée (Millet *et al.*, 2002) alors que les résultats entre les positions assise et danseuse sont contradictoires lors d'efforts plus longs à intensité constante. Des augmentations de VO_2, de FC et de VE ont été rapportées sur tapis roulant motorisé à faible intensité (entre 50 et 60 % VO_{2max}) en position danseuse comparée à la position assise (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996). Inversement, aucune différence de VO_2 n'a été mesurée à intensité modérée (entre 75 et 83 % VO_{2max}) entre les deux positions, toujours sur tapis roulant motorisé (Miller *et al.*, 1988 ; Swain et Wilcox, 1992).

À ce jour, il apparaît que seulement deux études (Harnish *et al.*, 2007 ; Millet *et al.*, 2002) ont été conduites sur le terrain en conditions réelles de locomotion pour analyser l'influence de la position danseuse sur les variables physiologiques. Millet *et al.* (2002) ont étudié les effets induits par le changement de position (danseuse *vs.* assise) sur les variables physiologiques suivantes : $\eta_{énerg}$, économie, coût énergétique, VO_2, VCO_2, VE, QR, FC. Les principaux résultats de cette étude montrent qu'à 75 % PMA, les positions assise et danseuse déterminent un $\eta_{énerg}$ et une économie similaires. En revanche, le VE et la FC étaient plus élevés en danseuse qu'en position assise. De la même façon, les travaux de Harnish *et al.* (2007) montrent une augmentation du VE et de la F_{respi} en position danseuse mais aucun changement significatif pour les mesures d'économie et de $\eta_{énerg}$ à trois intensités (50, 65 et 75 % PMA). La danseuse représenterait donc une position plutôt avantageuse pour le cycliste puisqu'elle permettrait de développer des niveaux de force supérieurs sans altérer significativement les réponses physiologiques, notamment à des intensités supérieures à 75 % VO_{2max}. Ces propos sont justifiés par les travaux de Hansen et Waldeland (2008) qui estiment que la position danseuse devient bénéfique à partir de 94 % PMA. Les différences de VO_2, d'économie, de VE et de FC entre les positions assise et danseuse sont particulièrement sensibles à l'intensité de l'exercice (Ettema et Loras, 2009), la pente, la fréquence de pédalage (Hintzy *et al.*, 1999) et le niveau technique du sportif (Zameziati *et al.*, 2006).

3. Approche biomécanique de la propulsion

La biomécanique est une science qui étudie le mouvement humain. Elle étudie la structure et la fonction des systèmes biologiques au moyen des méthodes de la mécanique, ainsi que les forces internes et externes qui agissent sur le corps humain. Appliquée au cyclisme, elle étudie, entre autres, l'action des muscles sur le mouvement des différents segments du corps (e.g. mouvement de flexion et d'extension des membres inférieurs lors du cycle de pédalage) ou encore l'influence des différentes résistances qui s'opposent à l'avancement du cycliste sur son vélo. Il est possible d'examiner le mouvement du corps humain en cyclisme de la même façon que la mécanique élémentaire examine le mouvement général de tous les corps, en faisant appel aux mêmes concepts, aux mêmes lois et en utilisant les mêmes méthodes. Même si nous avons l'impression que beaucoup de choses ont été dites, écrites ou découvertes dans le domaine de la biomécanique en cyclisme, il reste encore énormément d'exploration à faire dans les différents compartiments de la performance. En cyclisme, l'objectif biomécanique principal est d'être capable de pédaler avec la meilleure efficacité possible afin de maximiser la V_d, en sachant que l'athlète est en interface avec son vélo. Cela sous-entend que la position adoptée par le cycliste sur son vélo sera déterminante pour atteindre cet objectif.

3.1. Analyse cinétique du pédalage

Pour se déplacer, un cycliste doit créer un couple moteur au niveau du pédalier à partir des moments articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Le couple moteur est le produit de la force utile (F_U) et de la longueur de la manivelle. La F_U représente la force tangentielle à la manivelle orientée dans le sens de rotation du pédalier alors que la force tangentielle orientée dans le sens inverse de rotation du pédalier est appelée : force résistante (F_{res}) (Figure 4). Le force inutile (F_I) correspond à la composante de la force totale (F_{tot}) appliquée parallèlement sur la manivelle. La vitesse angulaire du pédalage dépend de la fréquence de pédalage que l'on exprime généralement en rotations par minute (rpm). La $P_{méca}$ représente ainsi le produit entre le couple moteur et la vitesse angulaire du pédalier, et constitue la part utile du travail total réalisé par le cycliste.

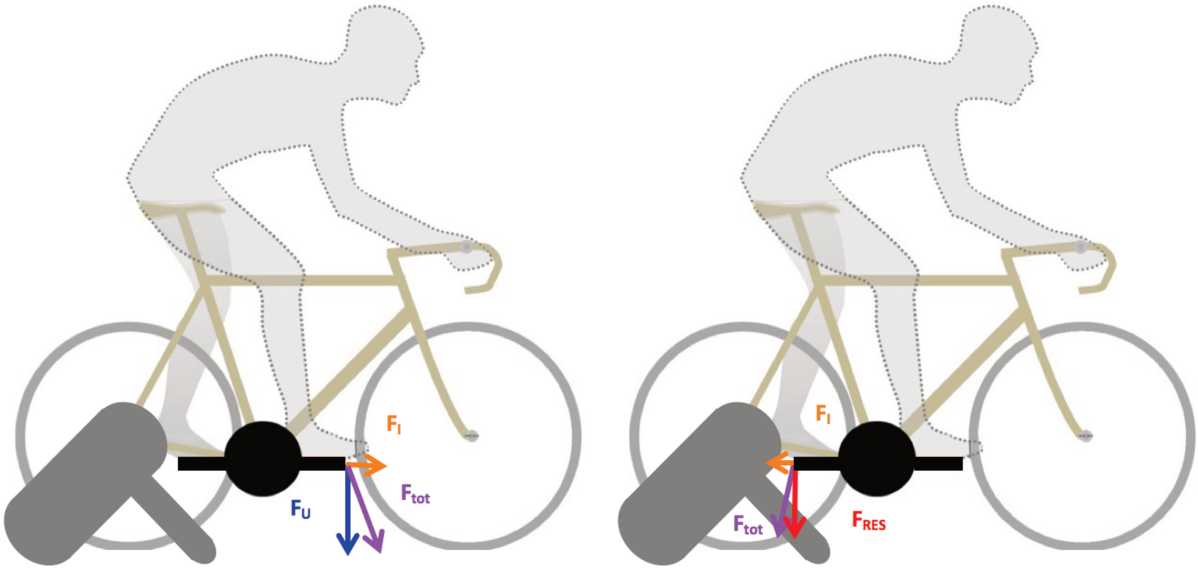


Figure 4. *Représentation vectorielle des différentes forces appliquées sur la pédale.*

Le rapport entre F_u et F_{tot} représente l'indice d'efficacité mécanique (IEM) du pédalage (Bini *et al.*, 2013). L'IEM semble être un paramètre déterminant de la performance en cyclisme compte tenu de la relation établie par Zameziati *et al.* (2006) entre l'IEM et le $\eta_{énerg}$. L'augmentation de l'IEM serait principalement due à une réduction de la F_{res} dans la phase de traction de la pédale (entre 180 et 360°) (Zameziati *et al.*, 2006).

La force appliquée sur la pédale peut aussi être décomposée en trois composantes (F_x, F_y et F_z) dans un repère orthonormé placé sur la pédale. Les forces F_x et F_z sont appelées force tangentielle (F_T) et force normale (F_N), respectivement. Ces deux forces combinées avec l'angle formé entre la manivelle et la verticale et l'angle formé entre la pédale et l'horizontale, déterminent la F_U produite. La composante transversale (F_y) ne contribue pas à la génération de couple moteur lors du pédalage. De nombreuses études ont mesuré la force appliquée par des cyclistes selon différentes positions sur le vélo.

En supprimant l'appui du bassin sur la selle, la position danseuse entraîne une augmentation du poids du corps sur les pédales et sur le guidon, ainsi qu'une réorganisation du schéma corporel (ouverture plus importante de la hanche et du genou). L'énergie potentielle du bassin est alors maximale lorsqu'il atteint son élévation maximale (Fenn, 1930). Plusieurs études (Caldwell *et al.*, 1998 ; Li, 2004) ont montré que la position danseuse modifiait l'intensité et l'orientation de la force appliquée sur la pédale (Figure 5) (Caldwell *et al.*, 1998). La

composante F_z est fortement augmentée entre 90 et 270°. Sa valeur maximale est deux fois plus élevée et elle survient plus tard dans le cycle de pédalage (150 au lieu de 90°). Les cyclistes appuient donc plus vers le bas tout au long de la phase de propulsion de la pédale. La modification de l'orientation de la composante F_x entre 90 et 180° montre que les cyclistes appuient aussi plus vers l'avant lors de la première partie de la phase de traction. La composante transversale de la force (F_y) appliquée vers l'intérieur est légèrement majorée en danseuse (Stone et Hull, 1993, 1995). L'orientation de la pédale est légèrement changée puisqu'elle est dirigée vers le bas tout au long du cycle de pédalage sauf au milieu de la phase de propulsion. Cette modification associée à celle de F_z et de F_x entraîne un accroissement du couple moteur lors de la propulsion (Chen *et al.*, 2016 ; Poirier *et al.*, 2007). L'augmentation du couple moteur maximal (~50 %) se trouve décalé de 45° en position danseuse par rapport au couple moteur maximal mesuré en posture assise. Les cyclistes utilisent leur poids pour appliquer plus de force sur la pédale en position danseuse. Hull et Hawkins (1990) ont montré que l'énergie potentielle du haut du corps emmagasinée lors de l'élévation du bassin est restituée à la pédale entre 90 et 180°. De plus, les oscillations latérales du centre de gravité (situé au niveau du bassin) déterminent des variations d'énergie cinétique et d'énergie potentielle du centre de masse du cycliste, qui contribuent, en fonction de la technique du cycliste, à un transfert plus ou moins important d'énergie cinétique et/ou potentielle (Pinot *et al.*, 2013).

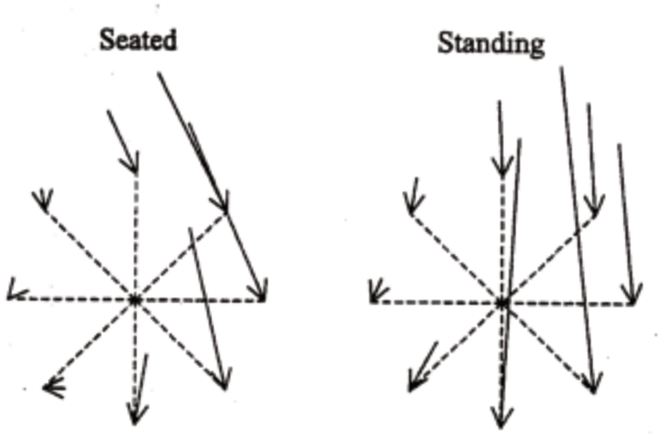


Figure 5. *Représentation vectorielle de la force appliquée sur la pédale en postures assise et danseuse lors d'un exercice réalisé à 80 % PMA (Caldwell et al., 1998).*

Pour une fréquence de pédalage donnée, une augmentation du couple moteur en position danseuse doit théoriquement augmenter la $P_{méca}$ produite par le cycliste. Cette hypothèse est

confirmée par les travaux de Arkesteijn *et al.* (2016) qui montrent une augmentation de la $P_{méca}$ en position danseuse (~2 %) comparée à la position assise lors d'un exercice sous-maximal. Malgré tout, les travaux rapportés dans la littérature sont controversés puisque Millet *et al.* (2002) n'ont pas mesuré de différence de $P_{méca}$ entre ces deux positions. Si l'augmentation de la $P_{méca}$ en danseuse ne fait pas l'unanimité en condition sous-maximale, il semblerait toutefois que les travaux convergent en condition maximale. En effet, plusieurs études ont mesuré une forte augmentation de la $P_{méca}$ lors d'un sprint en position danseuse (~25 %) (McLester *et al.*, 2004 ; Millet *et al.*, 2002 ; Reiser *et al.*, 2002). La position danseuse semble donc nettement plus bénéfique en condition maximale en comparaison avec la condition sous-maximale. En effet, avec l'augmentation de l'intensité, la force de réaction est augmentée au niveau des pédales et de la selle et facilite la transition de la position assise à la position danseuse. Les études de Costes *et al.* (2015, 2016) ont mesuré une $P_{méca}$ de transition entre 560 et 570 W alors que Hansen et Waldeland (2008) recommandent l'utilisation de la position danseuse au-delà de 94 % PMA.

La flexion du tronc induite par la position aérodynamique ou encore par le placement des mains en bas du guidon provoque une diminution de la $P_{méca}$ développée par le cycliste, que ce soit lors d'exercices sous-maximaux (Ashe *et al.*, 2003 ; Fintelman *et al.*, 2015b ; Jobson *et al.*, 2008) et maximaux (Welbergen et Clijsen, 1990). Cette diminution de la $P_{méca}$ est due à une diminution de la $P_{méca}$ produite au niveau du centre articulaire du genou (Emanuele *et al.*, 2011). La flexion du tronc induit également une augmentation de la force maximale (F_{max}) dans la phase de propulsion de la pédale ainsi qu'une diminution de cette même F_{max} dans la phase de traction (Dorel *et al.*, 2009a ; Fintelman *et al.*, 2016). Cette évolution est probablement due au déplacement du centre articulaire du genou vers l'avant avec la flexion du tronc puisque l'angle (Caddy *et al.*, 2016) et la hauteur (Diefenthaeler *et al.*, 2016) de selle ne semblent pas affecter significativement le couple moteur. Nous détaillerons ces éléments dans la partie suivante consacrée à l'analyse cinématique du pédalage. Si le couple moteur ne semble pas affecté par la hauteur de selle, Vrints *et al.* (2011) ont mesuré une diminution de la $P_{méca}$ maximale (P_{max}) en baissant la hauteur de selle suite à l'augmentation de la flexion du genou.

Plusieurs variables influencent l'IEM comme le niveau $P_{méca}$ (Black *et al.*, 1994 ; Kautz *et al.*, 1991 ; Zameziati *et al.*, 2006), la cadence (Candotti *et al.*, 2007 ; Ericson et Nisell, 1988 ;

Patterson et Moreno, 1990 ; Rossato *et al.*, 2008), la fatigue (Dorel *et al.*, 2009b ; Sanderson et Black, 2003), l'expérience (Candotti *et al.*, 2007 ; Sanderson, 1991) ou encore la position du cycliste sur son vélo (Bini *et al.*, 2010b ; Diefenthaeler *et al.*, 2016 ; Diefenthaeler *et al.*, 2006 ; Dorel *et al.*, 2009a ; Menard *et al.*, 2016). Diefenthaeler *et al.* (2006) et Menard *et al.* (2016) ont étudié l'impact du recul de selle sur l'IEM et les résultats montrent qu'une selle légèrement reculée par rapport à la position de référence (axe interne de la rotule dans l'alignement vertical de l'axe de la pédale lorsque la manivelle est parallèle au sol) améliore l'IEM. En revanche, Bini *et al.* (2009) ont montré que trois positions différentes du genou (position d'adduction, position de référence et position d'abduction) ne modifiaient pas l'IEM. Les travaux montrent également que la position des cales n'influence pas significativement l'IEM (Paton, 2009 ; Van Sickle et Hull, 2007).

3.2. Analyse cinématique du pédalage

La cinématique est l'étude des mouvements indépendamment des forces qui les produisent, ou plus exactement, l'étude de tous les mouvements possibles. Le mouvement est un changement de position dans l'espace en fonction du temps, par rapport à un système de référence. Les principaux mouvements observables lorsque le cycliste pédale sur son vélo en position assise sont les suivants : rotation de la pédale, mouvements du pied, mouvements de la cheville, mouvements du genou et mouvements de la hanche. La pédale parcourt la circonférence d'un cercle centré sur l'axe du pédalier et de rayon égal à la longueur de la manivelle. Lorsque la pédale est au point haut, à la verticale de l'axe du pédalier, elle se situe au point 0°. Ce parcours a été décomposé en quatre phases bien distinctes : la phase d'extension ou de propulsion lorsque la pédale descend de 0 à 180°, le point mort bas (180°), la phase de flexion ou de traction lorsque la pédale remonte de 180 à 360° et le point mort haut (360°). La hanche et le genou effectuent successivement une extension et une flexion lors de la descente et de la montée de la pédale, respectivement, alors que la cheville reste en flexion plantaire tout au long du cycle de pédalage. L'amplitude du genou est plus importante que celle de la hanche et de la cheville : 75 au lieu de 55 et 25°. Les valeurs minimale et maximale de l'ouverture du pied surviennent respectivement 20 et 40° plus tôt que celles du genou et de la hanche.

3.2.1. Effet de la position sur la cinématique du pédalage

Les travaux qui se sont intéressés à l'activité cinématique du pédalage en position aérodynamique exclusivement ont rapporté que l'angle maximal de la hanche et le déplacement du grand trochanter vers l'avant étaient augmentés avec l'inclinaison de la selle (Caddy *et al.*, 2016). Heil *et al.* (1997) ont également montré que l'angle de la hanche était sensible à l'angle du tronc ainsi qu'à l'angle du tube de selle alors que Bisi *et al.* (2012) n'ont pas mesuré de changement significatif en faisant varier l'angle du tube de selle. Lorsque la position aérodynamique est comparée à la position assise, l'angle du tronc est nettement réduit alors que le centre articulaire du genou est déplacé vers l'avant en position aérodynamique (Bini *et al.*, 2014). Il semblerait également que la flexion du tronc induise une diminution de l'angle de la hanche et par la même de la $P_{méca}$ développée au niveau du centre articulaire du genou (Emanuele *et al.*, 2011) en position assise. En plaçant les mains en bas du cintre, une flexion du tronc se produit ce qui entraîne une rotation antérieure du bassin autour de l'axe transversal. À noter que cette rotation du bassin est plus prononcée chez les femmes que chez les garçons et est corrélée avec la souplesse lombaire (Sauer *et al.*, 2007).

Plusieurs travaux se sont intéressés à l'activité cinématique de la position danseuse en comparaison avec la position assise. La Figure 6 montre que la suppression de l'appui du bassin en position danseuse entraîne un déplacement du centre articulaire de la hanche vers l'avant. Dans ce nouveau schéma corporel, le centre de masse se situe donc juste au-dessus du pédalier et le poids du corps est réparti entre les quatre appuis restants. En position danseuse, les cyclistes utilisent leur poids pour appliquer plus de force sur la pédale. Hull et Hawkins (1990) ont montré que l'énergie potentielle du haut du corps emmagasinée lors de l'élévation du bassin est restituée à la pédale entre 90 et 180° dans la phase de propulsion et selon l'axe vertical. Caldwell *et al.* (1999) ont également observé que les ouvertures de hanche et de genou sont plus grandes en position danseuse suite au redressement du tronc et à l'orientation des segments des membres inférieurs plus proche de la verticale. Le moment maximal d'extension de hanche est diminué de 20 %. Il survient plus tard lors de la propulsion de la pédale : 139° en position danseuse contre 118° en position assise. Le moment d'extension du genou est prolongé jusqu'à la fin de la descente de la pédale.

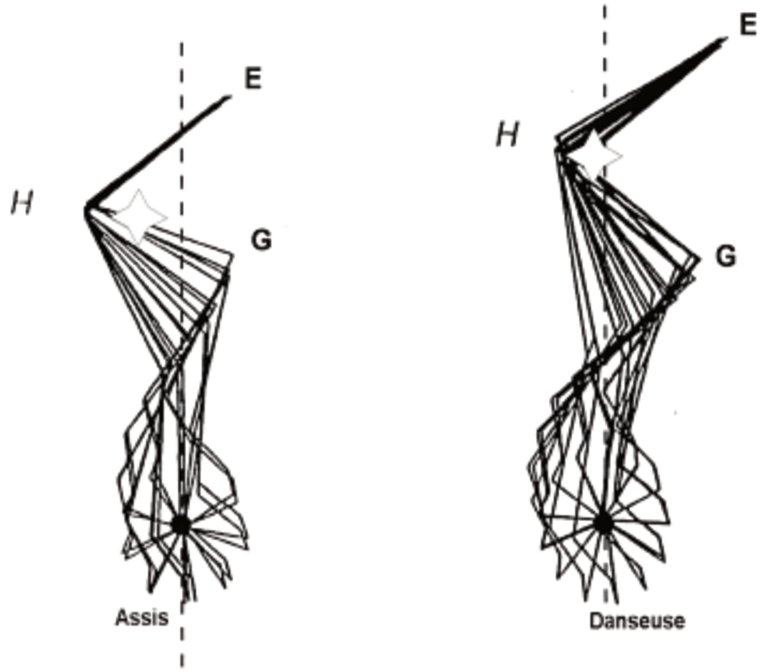


Figure 6. *Effet de la posture sur le schéma corporel. L'étoile blanche représente la position approximative du centre de masse, le trait en pointillé la ligne verticale passant par l'axe du pédalier. E: épaule, H: hanche, G: genou (Li, 2004).*

Si nous savons aujourd'hui mesurer avec précision la $P_{méca}$ produite par un cycliste avec un capteur de $P_{méca}$ fixé sur sa bicyclette, nous connaissons en revanche peu de choses sur l'effet des transferts d'énergie lors du pédalage dans les différentes positions. Pinot *et al.* (2013) ont récemment mesuré la $P_{méca}$ générée au niveau du bassin (P_{bassin}) ainsi que les transferts d'énergie en danseuse. Ils ont comparé un grimpeur professionnel de niveau mondial à un groupe d'athlètes amateurs très entraînés et ont montré que le grimpeur professionnel avait un rendement mécanique et des transferts d'énergie plus élevés que les athlètes amateurs en danseuse, sur des pentes que l'on rencontre fréquemment en compétition (5-7 %). Le rendement mécanique est donc dans ce cas un paramètre intéressant pour évaluer la contribution de la P_{bassin} dans la production de la $P_{méca}$ totale.

3.2.2. Systèmes d'évaluation de la cinématique du pédalage

Nous allons à présent aborder les différentes méthodes d'évaluation de la cinématique du pédalage puisque deux études de cette thèse avaient pour objectifs 1) d'étudier la précision et la répétabilité du motion analyzer 3D et 2) de concevoir des centrales inertielles (IMU, *Inertial Measurement Unit*) pour l'analyse du mouvement en conditions réelles de

locomotion. Les systèmes de mesure cinématique tridimensionnelle du pédalage utilisent des technologies à base de vision (caméras et systèmes optoélectroniques) ou à base de capteurs (goniomètres, bras de Belli et IMU).

3.2.2.1. Les systèmes optoélectroniques

La plupart des systèmes optoélectroniques d'analyse gestuelle utilisent la méthode de stéréovision (Cloup, 1989) permettant de déterminer la position spatiale d'un objet à partir de la mise en correspondance de deux images planes. Cette technique est utilisée pour la reconstruction tridimensionnelle des positions de marqueurs à partir d'images provenant de caméras (Chèze, 1993). La lumière infrarouge est souvent utilisée pour la détection des marqueurs dans les images des caméras. Le rayon de lumière passe par le centre optique et vient exciter un ensemble de pixels sur la matrice de capteurs de la caméra. Cet ensemble de pixels se matérialise en une tache lumineuse dont est calculé le barycentre. Connaissant l'emplacement du centre optique et les coordonnées de la position du barycentre de la tache lumineuse sur la matrice de la caméra, les coordonnées de la droite de projection du marqueur sont calculées. Ainsi, les informations des droites de projection issues d'au moins deux caméras permettent, grâce à un algorithme de mise en correspondance, de calculer les coordonnées tridimensionnelles du marqueur. La position des caméras dans l'espace doit être connue pour que l'algorithme puisse fonctionner, c'est la raison pour laquelle une phase de calibration est donc nécessaire avant toute acquisition. Classiquement, les systèmes optoélectroniques utilisent deux techniques, la première utilise des marqueurs actifs, et la seconde emploie des marqueurs passifs.

- *Les systèmes à marqueurs actifs*

La lumière est émise par le marqueur lui-même, appelé diode électroluminescente (DEL). Les avantages des systèmes à marqueurs actifs résident dans l'identification automatique des marqueurs et une précision remarquable des trajectoires spatiales, de l'ordre du dixième de millimètre sur les coordonnées tridimensionnelles (Viel, 2000). Par ailleurs, les systèmes les plus récents peuvent fournir en temps réel les trajectoires. En revanche, ces systèmes sont limités en nombre de capteurs en raison du compromis entre la fréquence d'échantillonnage et le temps de traitement des signaux. De plus, les DEL doivent être

alimentées par des fils, ce qui non seulement procure une gêne mais aussi limite les distances dans l'exécution de mouvements. L'utilisation de ces systèmes semble donc compromise en conditions réelles de locomotion. Les systèmes Selspot, Optotrack, Polaris, Watsmart et motion analyzer 3D utilisent la technique à base de marqueurs actifs.

- *Les systèmes à marqueurs passifs*

Un projecteur à impulsion composé de DEL est fixé sur les caméras autour de leur objectif et le marqueur est recouvert d'un scotch light ayant la particularité de renvoyer le rayon incident dans la même direction (mire rétro-réfléchissante). Les marqueurs n'ayant pas besoin de fils d'alimentation, aucune contrainte n'est imposée pour l'exécution du mouvement. Ce dispositif permet l'enregistrement de gestes complexes. Le champ d'acquisition peut être beaucoup plus large contrairement aux systèmes à base de marqueurs actifs (Lepoutre, 2007). De plus, le nombre de marqueurs n'est pas limité contrairement aux systèmes à marqueurs actifs. Cependant, cette technique requiert une phase pendant laquelle l'opérateur identifie chaque marqueur. Actuellement, la plupart des systèmes intègrent une routine informatique d'auto-labélisation. Ainsi, l'opérateur identifie l'ensemble des marqueurs sur une image de référence alors que le reste est identifié automatiquement. Il doit toutefois rester vigilant pour corriger les éventuelles erreurs dans l'identification. La précision des trajectoires tridimensionnelles dépend du champ d'acquisition. Pour un volume de plusieurs mètres carrés, elle est de l'ordre de quelques millimètres sur les trajectoires spatiales (Viel, 2000). Comme pour les systèmes à marqueurs actifs, ces outils de mesure ne semblent pas utilisables en conditions réelles de locomotion sur le terrain. Parmi les systèmes existants, nous pouvons citer : Elite, Vicon, Ariel, Saga3, Motion Analysis, Smart et Optitrack.

3.2.2.2. Les goniomètres

Les goniomètres sont composés de deux branches fixées à un potentiomètre. L'information mesurée est une différence de potentiel qui traduit une variation d'angle entre deux segments corporels. Chaque branche est attachée à un segment corporel et l'axe du goniomètre se place sur l'axe de rotation théorique de l'articulation. La pose et l'étalonnage des goniomètres sont très importants pour obtenir une bonne reproductibilité des mesures. Les potentiomètres à résistance variable donnent une valeur analogique de l'angle d'ouverture et

les codeurs optiques incrémentaux fournissent des valeurs analogiques des positions angulaires. Une technologie à base de contraintes insérées dans une gaine flexible permet de mesurer une différence de résistance (Whittle, 1996). Cette dernière est proportionnelle aux variations angulaires suivant l'axe longitudinal des deux boitiers terminaux. Actuellement, la plupart des goniomètres, quelle que soit la technologie, permettent des mesures tridimensionnelles. Ils présentent l'avantage d'être peu coûteux et autorisent la lecture directe des valeurs angulaires. Cependant, leur encombrement n'est pas négligeable et la gêne occasionnée peut perturber le geste étudié. De plus, le positionnement des goniomètres sur les parties molles (i.e. cutanées et musculaires) demande un certain temps et une attention particulière. L'alignement des capteurs sur les tissus mous varie au cours du mouvement et peut provoquer des imprécisions dans les mesures. Enfin, la localisation du centre de rotation de certaines articulations comme le genou provoque des erreurs de précision significatives. Pour preuve, les études de Fonda *et al.* (2014) et Holliday *et al.* (2017) ont montré des mesures significativement différentes entre des goniomètres et des systèmes dynamiques bidimensionnels ou tridimensionnels.

3.2.2.3. Le bras cinématique

Le bras cinématique de Belli est un système articulé qui mesure les déplacements du centre de masse (situé au niveau du bassin) en trois dimensions (Belli, 1996 ; Belli *et al.*, 1993 ; Belli *et al.*, 1995 ; Belli *et al.*, 1992 ; Bourdin *et al.*, 1995 ; Candau *et al.*, 1998). Ce bras cinématique permet d'effectuer des calculs de vitesses, d'accélérations et de forces. Une application importante de cette approche est la quantification de la P_{bassin}. Le bras de Belli est constitué de quatre barres rigides reliées entre elles par trois articulations mono-axiales (Figure 7). Une extrémité du bras est reliée à un point fixe de référence (plafond) alors que l'autre extrémité est fixée au corps du sujet et se déplace librement dans les trois dimensions spatiales. Le fait qu'une des extrémités soit fixée à un point de référence limite l'utilisation de ce système en conditions réelles de locomotion. Connaissant la longueur de la barre et les angles de rotation, des équations trigonométriques sont appliquées pour calculer la position instantanée de l'extrémité mobile par rapport à l'extrémité de référence. Les travaux réalisés sur le bras de Belli ainsi que sa validation ont fait l'objet de plusieurs études scientifiques (Belli, 1996 ; Belli *et al.*, 1993 ; Belli *et al.*, 1995 ; Belli *et al.*, 1992 ; Bourdin *et al.*, 1995 ; Candau *et al.*, 1998). Le déplacement de la courroie du tapis roulant motorisé est mesuré par

un codeur optique supplémentaire fixé sur une roulette et monté sur la courroie du tapis roulant motorisé avec une précision de 0,1 mm. La vitesse du tapis roulant est obtenue par un calcul numérique de premier ordre du signal de déplacement.

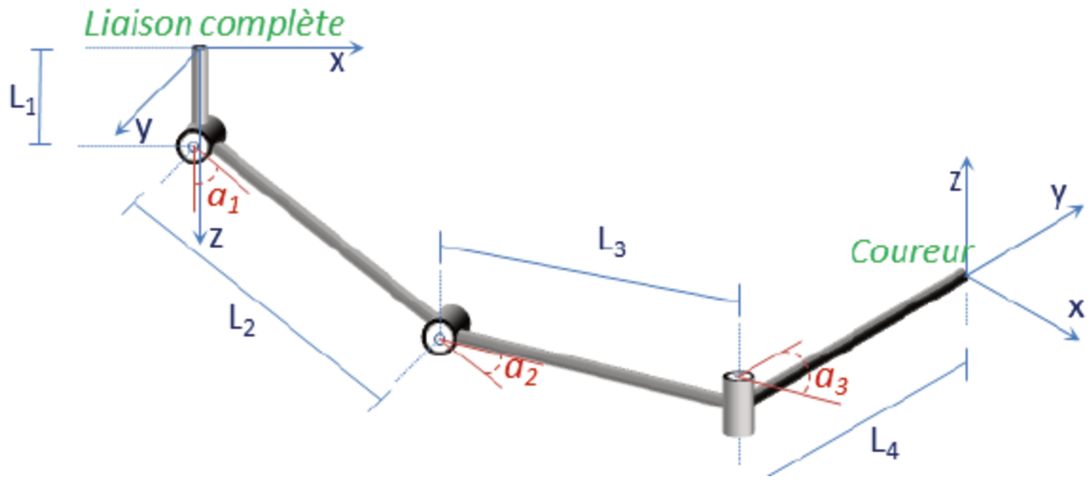


Figure 7. *Bras cinématique de Belli.*

3.2.2.4. Les centrales inertielles

Récemment, de nouvelles technologies empruntées à l'ingénierie aérospatiale, industrielle et robotique apparaissent comme un développement potentiel dans le domaine de l'analyse du mouvement. Ces petits capteurs utilisent des technologies telles que les accéléromètres, les gyroscopes et les magnétomètres et semblent être en mesure de concurrencer les systèmes optoélectroniques de référence. Ces capteurs sont capables d'intégrer les mouvements d'un objet (accélération et vitesse angulaire) pour estimer son orientation (angle de roulis, de tangage et de lacet), sa vitesse linéaire et sa position. Dans un espace à trois dimensions, les mouvements sont alors réalisés selon six degrés de liberté (Figure 8).

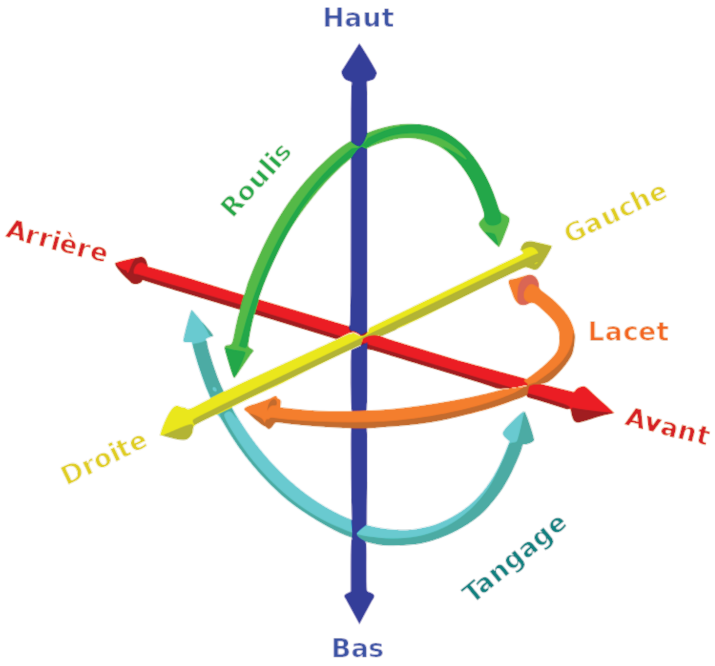


Figure 8. *Représentation des six degrés de liberté dans un espace à trois dimensions : trois en translation et trois en rotation.*

Ces capteurs miniatures présentent l'avantage de pouvoir être utilisé sur le terrain (Cuesta-Vargas *et al.*, 2010). De nombreuses études ont rapporté l'utilisation de ces capteurs incluant des accéléromètres (Brandes *et al.*, 2012 ; Callaway, 2015 ; Gatti *et al.*, 2016 ; Kavanagh *et al.*, 2006 ; Moe-Nilssen et Helbostad, 2005 ; Montoye *et al.*, 2016 ; Viry *et al.*, 2013 ; Ziebart *et al.*, 2017) ou des gyroscopes (Lee *et al.*, 2003 ; Najafi *et al.*, 2002). Cependant, ces deux types de capteurs sont très souvent associés avec un magnétomètre pour former une IMU dans le cadre des études sur le mouvement humain (Cockcroft *et al.*, 2016 ; Cockcroft *et al.*, 2014, 2015 ; de Freitas Maio et Afonso, 2016 ; del Rosario *et al.*, 2015 ; Marin-Perianu *et al.*, 2011 ; Rouhani *et al.*, 2014), ce qui a pour effet d'augmenter la précision des mesures. Malgré tout, le traitement des données obtenues avec ces trois capteurs n'est pas aisé puisqu'il nécessite un algorithme de fusion calculant les angles de roulis, de tangage et de lacet. En effet, il arrive très souvent que ces données dérivent au cours du temps. Si certaines études montrent l'intérêt de calibrer régulièrement les capteurs sur la base d'un mouvement humain périodique comme le cycle de pédalage (Abd Ali Sabti et Thiel, 2015 ; Marin-Perianu *et al.*, 2011), il n'en demeure pas moins qu'à ce jour, une seule étude ait mesuré précisément les mouvements d'un cycliste sur le terrain durant une trentaine de minutes (Cain, 2016).

3.3. Activité musculaire du pédalage

Bien que l'intensité d'un CLM soit très proche de celle de l'ascension d'un col, ces deux exercices se différencient par le type de force externe principale que doit vaincre le cycliste et par la position adoptée sur le vélo. Lors d'un CLM, les cyclistes utilisent une position aérodynamique pour vaincre la R_a. En revanche, ils adoptent généralement une position plus relevée lors d'une ascension durant laquelle ils doivent vaincre la force de gravité (P). Les cyclistes qui excellent en montée possèdent alors un ratio $P_{méca}$/poids élevé (Lucia *et al.*, 2000 ; Padilla *et al.*, 1999) et ont souvent recourt à la position danseuse. Considérant ces différences importantes, il est légitime de penser que les cyclistes n'utilisent pas la même technique de pédalage, et donc pas la même activité musculaire, lors d'une ascension que lors d'un CLM.

L'analyse du mouvement de pédalage peut être réalisée en mesurant l'activité musculaire des membres inférieurs grâce à l'électromyographie (EMG). L'EMG est l'étude de l'activité électrique d'un muscle lors de sa contraction. Cette dernière peut être mesurée par des électrodes de surface (EMG de surface) ou par des électrodes à aiguilles (EMG élémentaire). Les deux techniques permettent d'obtenir des résultats très similaires (Ryan et Gregor, 1992). Le signal électromyographique correspond à la somme des potentiels d'actions musculaires détectées par les électrodes. Les variables temporelles et fréquentielles sont les plus utilisées pour quantifier l'EMG de surface.

De nombreux travaux ont étudié l'effet de la position sur l'activité EMG du cycliste (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Bisi *et al.*, 2012 ; Chapman *et al.*, 2008 ; Chen *et al.*, 2016 ; Diefenthaeler *et al.*, 2006 ; Dorel *et al.*, 2009a ; Duc *et al.*, 2008 ; Fintelman *et al.*, 2016 ; Fonda *et al.*, 2011 ; Li et Caldwell, 1998 ; Padulo *et al.*, 2016 ; Padulo *et al.*, 2014 ; Savelberg *et al.*, 2003 ; Turpin *et al.*, 2017a, b). À noter tout de même que la majorité de ces travaux se sont intéressés à la comparaison entre les positions assise et danseuse. En supprimant l'appui du bassin sur la selle, la position danseuse entraîne une augmentation du poids du corps sur les pédales et sur le guidon, et une réorganisation du schéma corporel (ouverture plus importante de la hanche et du genou). Les contributions musculaires et non musculaires à la génération de la force appliquée sur la pédale sont donc susceptibles d'être altérées par le changement de posture. En effet, les données EMG de Li *et al.* (1998) obtenues chez des

cyclistes pédalant contre une pente de 8 % à 250 W montrent que l'activité du *gluteus maximus* (GM), du *vastus lateralis* (VL), et du *rectus femoris* (RF) est plus importante en danseuse. Ces résultats ont d'ailleurs été confirmés par d'autres études (Chen *et al.*, 2016 ; Duc *et al.*, 2008). Duc *et al.* (2008) ont même montré une augmentation de l'activité musculaire d'autres muscles des membres inférieurs comme le *vastus medialis* (VM) et le *biceps femoris* (BF) ainsi qu'une diminution de l'activité du *semimembranous* (SM) (Figure 9). En revanche, l'activité du *gastrocnemius* (GAS) ne semble pas modifiée par le changement de position (Li et Caldwell, 1998). Les travaux de Padulo *et al.* (2014) et Arkesteijn *et al.* (2016) montrent même que l'activité du GAS est réduite en position danseuse comparée à la position assise. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que ce muscle est aussi un fléchisseur du genou. Si son activité était augmentée entre 90 et 180°, il pourrait alors générer une force opposée à celle du quadriceps et donc entraîner une activation plus importante de ce dernier. Il est donc possible que l'augmentation du moment de flexion plantaire de la cheville soit réalisée par le *solearis* (SOL), comme l'ont confirmée récemment les travaux de Arkesteijn *et al.* (2016) et Chen *et al.* (2016), car ce muscle mono-articulaire ne participe pas à la flexion du genou. À noter également l'augmentation de l'activité musculaire du *tibialis anterior* (TA) en position danseuse (Chen *et al.*, 2016 ; Padulo *et al.*, 2016). L'augmentation d'environ 30° de la durée de la période de co-activation entre les muscles agonistes et antagonistes (paires GM/RF et VL/GAS) tend à renforcer l'hypothèse selon laquelle les muscles bi-articulaires jouent un rôle important dans le transfert de l'énergie à la pédale et pour le contrôle de l'orientation de la force appliquée sur la pédale (van Ingen Schenau *et al.*, 1992).

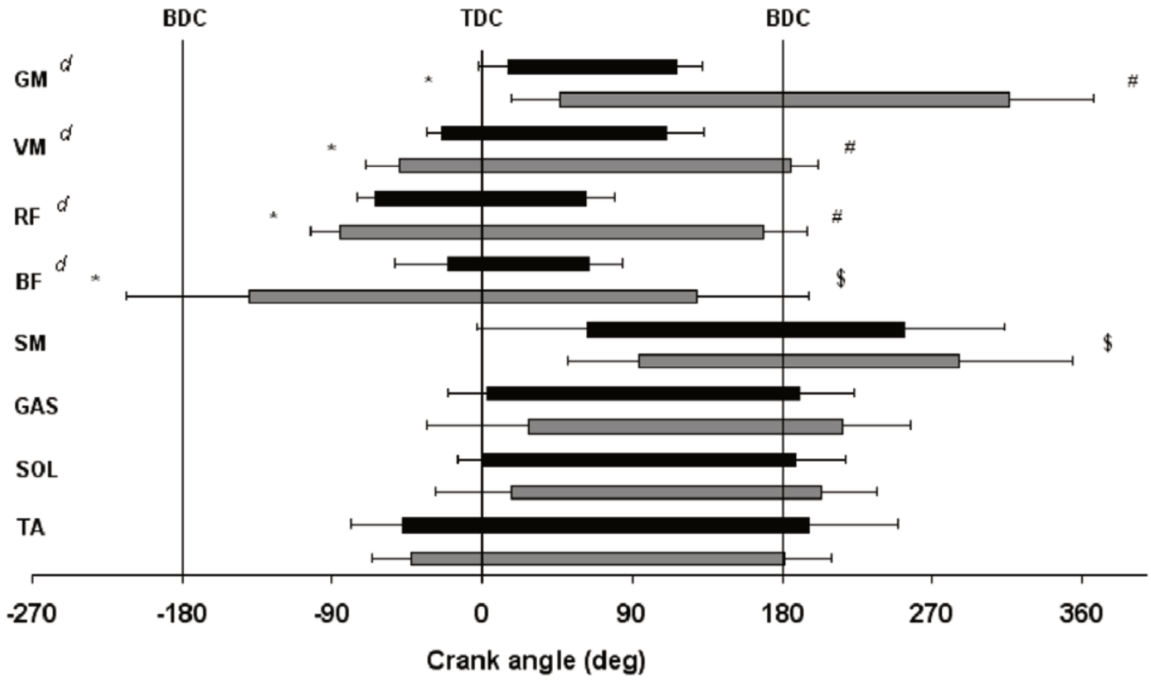


Figure 9. *Analyse électromyographique des muscles gluteus maximus (GM), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), semimembranous (SM), gastrocnemius (GAS), solearis (SOL) et tibialis anterior (TA) en position danseuse (rectangles gris) comparée à la position assise (rectangles noirs). BDC : point mort bas, TDC : point mort haut (Duc et al., 2008).*

La modification majeure qu'engendre la position danseuse est le changement de type de coordination des membres supérieurs. En position assise, ceux-ci sont coordonnés en phase : ils effectuent la même action simultanément quelle que soit la phase du cycle de pédalage. En revanche, en position danseuse le système nerveux central utilise la coordination en opposition de phase : lorsqu'un membre supérieur tire sur le guidon, l'autre pousse simultanément. Cette adaptation est nécessaire pour assurer l'équilibre du vélo (Soden et Adeyefa, 1979). Stone et Hull (1993) ont émis l'hypothèse que la contribution des membres supérieurs à la production de $P_{méca}$ peut être plus importante en position danseuse. La transmission de la force produite par les membres supérieurs aux pédales serait ainsi réalisée par l'intermédiaire du bassin (Pinot *et al.*, 2013). Cependant, la $P_{méca}$ générée par les bras est très faible par rapport à celle des membres inférieurs et donc très peu utile à la propulsion. Ces résultats suggèrent donc que les cyclistes sollicitent les membres inférieurs en position danseuse pour réaliser les oscillations latérales du vélo (Duc *et al.*, 2008), assurer leur équilibre et supporter le poids du haut du corps plutôt que pour se propulser. Les différentes études qui se sont intéressées à l'activité musculaire générée par les membres supérieurs et le

tronc en position danseuse montrent une augmentation de l'activité des muscles suivants : *erector spinae* (ES), *latissimus dorsi* (LD), *rectus abdominis* (RA), *biceps brachii* (BB) et *triceps brachii* (TB) (Chen *et al.*, 2016 ; Duc *et al.*, 2008 ; Padulo *et al.*, 2016 ; Padulo *et al.*, 2014 ; Turpin *et al.*, 2017b). À noter également que l'activité des muscles des membres supérieurs est plus élevée lorsque les mains sont positionnées en bas du cintre (*vs.* haut du cintre) en position danseuse.

En ce qui concerne à présent les études qui se sont intéressées exclusivement à la position assise, les travaux montrent que l'activité musculaire est modifiée par la hauteur de selle (Diefenthaeler *et al.*, 2006 ; Moura *et al.*, 2017), l'inclinaison de la route (Fonda *et al.*, 2011) mais également par l'inclinaison du tronc (Chapman *et al.*, 2008 ; Savelberg *et al.*, 2003). Les travaux de Dorel *et al.* (2009a) confirment l'influence de l'inclinaison du tronc puisqu'ils ont mesuré une augmentation de l'activité des muscles GM et VM en position aérodynamique comparée à la position assise au seuil anaérobie. À contrario, le RF semble moins sollicité en position aérodynamique. La différence observée entre les muscles VM et RF s'explique par leur fonction. En effet, le muscle RF est bi-articulaire, c'est pourquoi une flexion du tronc diminue l'angle de la hanche, réduit son étirement et par la même son activité. Le muscle VM est mono-articulaire, c'est pourquoi la flexion du tronc n'affecte pas son activité. En revanche, les mêmes auteurs ont également montré que la flexion du tronc induisait un déplacement du pattern EMG (GM, RF, VL et VM) vers l'avant du vélo, ce qui explique l'augmentation de l'activité des muscles antérieurs de la cuisse et des muscles mono-articulaires comme le VM. Une autre étude conduite par Fintelman *et al.* (2016) a démontré que la diminution de l'angle du tronc retardait l'activation du GM (mono-articulaire) dans le cycle de pédalage alors que les muscles RF et BF (bi-articulaires) n'étaient pas affectés par le changement de position. Ces résultats semblent en accord avec ceux de Li et Caldwell (1998) qui ont montré que les muscles mono-articulaires étaient plus sensibles aux changements de position du cycliste sur son vélo.

3.4. Résistances à l'avancement

La $P_{méca}$ développée par un cycliste englobe toutes les forces qui s'opposent à son déplacement. Ainsi, lorsqu'il se déplace, quatre principales résistances s'opposent à son avancement (Figure 10) : la R_a qui représente la résistance de l'air contre le déplacement, la P

résultant du poids de l'ensemble cycliste-vélo en montée ou lors de phases d'accélération, la résistance au roulement (R_r) offerte par le contact des roues sur le sol et les résistances dues aux frictions de l'ensemble des pièces mécaniques du vélo (R_f).

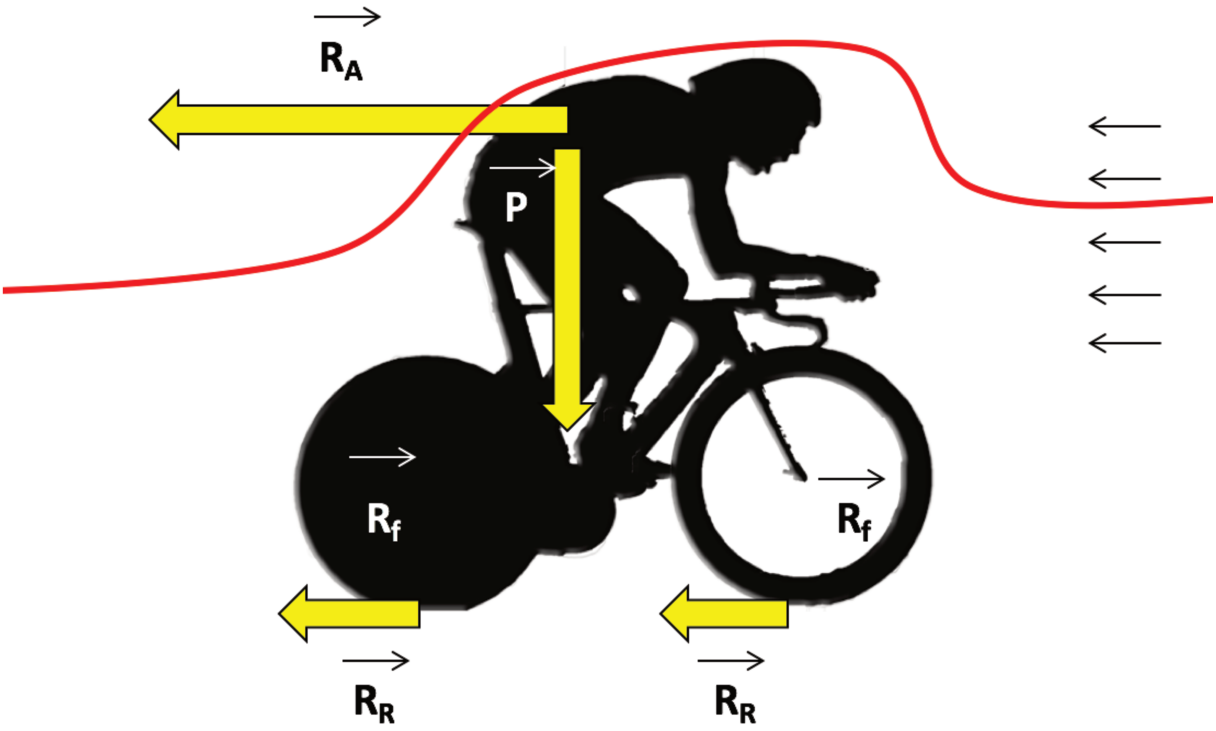


Figure 10. *Représentation des forces opposées au déplacement du cycliste ; R_a : traînée aérodynamique ; P : force de gravité ; R_r : résistance au roulement ; R_f : résistances dues aux frictions de l'ensemble des pièces mécaniques du vélo ; Le trait rouge représente un flux d'air.*

Selon la V_d et le terrain sur lequel le cycliste évolue, les proportions de ces résistances varient. Sur parcours plat à 50 km·h^{-1}, 90 % de la $P_{méca}$ développée par le cycliste sert à lutter contre la R_a, alors que les 10 % restants servent essentiellement à combattre les résistances dues au roulement (Kyle, 1979 ; Kyle et Burke, 1984) et aux frictions mécaniques. À l'inverse, plus la pente augmente, plus la part de la P devient prépondérante (environ 75 % dans une pente de 5 % et 85 % dans une pente de 10 %) puisque la V_d diminue. La résistance totale (R_T) qui s'oppose au déplacement du coureur peut s'exprimer selon la formule suivante :

$$R_T = R_a + P + R_r + R_f \quad (1)$$

Ainsi, la $P_{méca}$ produite par un cycliste correspond au produit de la R_T par la V_d soit :

$$P_{méca} = R_T \cdot V_d \quad (2)$$

$$P_{méca} = (R_a + P + R_r + R_f) \cdot V_d \quad (3)$$

Par conséquent, le processus d'optimisation de la performance en cyclisme, au-delà de l'amélioration du potentiel physique du cycliste, a pour objectif de réduire ces quatre résistances afin de maximiser la V_d. Pour cela, il convient de minimiser 1) la R_a de l'ensemble cycliste-vélo en optimisant la position du cycliste et en améliorant la pénétration dans l'air des différentes composantes de cet ensemble, 2) la masse du cycliste et de son matériel, 3) les roulements des pneumatiques sur la surface du sol et 4) les frictions des différentes pièces mécaniques du vélo.

3.4.1. La trainée aérodynamique

L'aérodynamisme est une science expérimentale visant à décrire ce qu'il se passe dans l'air. Par conséquent, l'étude aérodynamique de l'avancement du système cycliste-vélo s'intéresse à étudier la résistance de l'air à son avancement et à essayer de comprendre les écoulements autour de ce système. La résistance aérodynamique de l'air sur un système possède deux composantes : la traînée, qui correspond à la force exercée dans le sens opposé au déplacement, et la portance, qui équivaut à la force contribuant à attirer le système vers le haut. Lorsqu'un cycliste se déplace, la portance est négligeable c'est pourquoi nous nous intéressons exclusivement à la traînée pour étudier la résistance de l'air sur l'avancement du cycliste.

Deux grands types de traînées sont distingués lors du déplacement du cycliste (Hoerner, 1965) :

- Traînée de pression : l'origine de cette résistance réside dans la différence de pression qui règne entre l'avant et l'arrière du corps en déplacement. À l'avant du corps règne une zone de surpression alors qu'une zone de dépression formant l'essentiel de la R_a règne à l'arrière du corps en mouvement. Le déplacement d'un corps dans un fluide crée une couche limite due à la pression du fluide sur ce corps et se traduit à l'arrière de celui-ci par des turbulences et une traînée de pression dans les locomotions

humaines. Cette couche limite est caractérisée par de forts tiraillements entre les molécules se déplaçant à la vitesse du corps et celles se déplaçant à la vitesse uniforme du fluide.

- Traînée de frottement : comme le nom l'indique, il s'agit des résistances générées par le frottement des molécules de l'air directement sur la surface du corps en mouvement. Ces résistances augmentent en fonction de la taille et du type d'aspérité de la surface du corps. Bien que les résistances de frottement semblent minimes (Clarys, 1979), les cyclistes utilisent de plus en plus de combinaisons réalisées avec des textiles spécifiques en CLM afin de réduire la traînée de frottement. Le choix du textile dépend à la fois des facteurs anthropométriques (e.g. forme corporelle, densité, surface corporelle) et techniques (e.g. orientation et alignement des segments exposés à l'avancement).

Les éléments permettant de diminuer la R_a par ordre de grandeur décroissant sont : 1) la position du coureur ; 2) le design du vélo ; 3) le fitting des vêtements et les caractéristiques des textiles ; 4) le casque ; 5) l'utilisation de matériel spécifique comme les bidons profilés, etc. (Kyle et Burke, 1984). La R_a se caractérise par l'équation suivante :

$$R_a = ½ \cdot \rho \cdot S \cdot C_x \cdot V_a^2 \qquad (4)$$

Où ρ est la masse volumique de l'air ($kg \cdot m^{-3}$), S la surface frontale (m^2), C_x le coefficient de pénétration dans l'air et V_a la vitesse apparente de l'écoulement ($m \cdot s^{-1}$).

- Masse volumique de l'air (ρ) : l'air étant le fluide dans lequel le cycliste se déplace, ses propriétés définies par la température, l'hygrométrie et la pression barométrique vont directement influer sur le déplacement du système cycliste-vélo dans l'air.
- Vitesse d'écoulement (V_a) : dans un environnement clos sans vent, la vitesse de l'écoulement de l'air sur l'ensemble cycliste-vélo est équivalente à la V_d. Le cyclisme étant un sport extérieur, le vent atmosphérique, selon son intensité et son orientation par rapport à la direction de l'avancement, influence donc l'écoulement de l'air sur cet ensemble. La vitesse du vent apparent (V_a) qui s'applique sur cet ensemble prend en considération la V_d et la vitesse du vent atmosphérique (V_v) en fonction de son angle par rapport au sens de l'avancement.

- La surface frontale (S), dite projetée, correspond au maître couple, c'est à dire à l'aire projetée de l'ensemble cycliste-vélo sur le plan perpendiculaire à la direction de l'écoulement. En résumé, cela correspond à la surface de l'ensemble vue de face.
- Le coefficient de pénétration dans l'air (C_x) est un coefficient équivalent au profilage aérodynamique prenant en considération la forme de l'ensemble cycliste-vélo, autrement dit sa forme dans les différents axes, principalement dans le plan longitudinal. Il est dépendant du nombre de Reynolds du système qui se déplace et par conséquent, de la vitesse de l'écoulement et de la rugosité de la surface. Il est important de souligner que la relation entre le C_x et la vitesse d'écoulement n'est pas linéaire puisqu'elle ne l'est pas entre le nombre de Reynolds et la vitesse d'écoulement.

Le SC_x représente le produit de S et de C_x, et correspond à la variable cible à réduire pour améliorer la pénétration dans l'air d'un système.

3.4.2. La gravité

P est une force orientée verticalement vers le bas qui augmente en fonction de l'inclinaison de la pente et en fonction du poids de l'ensemble cycliste-vélo pour un pourcentage de pente donné. P prend également toute son importance sur terrain plat lors des phases d'accélération où le cycliste doit développer un certain niveau de $P_{méca}$ en fonction du poids de l'ensemble cycliste-vélo qu'il doit accélérer. C'est le principe fondamental de la dynamique (autrement nommé 2ième loi de Newton). Ainsi P s'exprime en fonction de la pente de la route (angle α, degré) et de la masse totale (M, kg) englobant le cycliste, son vélo ainsi que son équipement selon l'équation :

$$P = M \cdot g \cdot \sin \alpha \qquad (5)$$

L'expression simple de P à partir de l'équation ci-dessus montre que cette force peut être déterminée aisément sans obligation de mesurer la $P_{méca}$.

3.4.3. La résistance au roulement

La R_r représente principalement le contact des roues avec le sol, par l'intermédiaire des pneumatiques, sur lequel le cycliste évolue. Cette résistance représente environ 10 % de la R_T à une V_d de 50 km·h^{-1} sur parcours plat (Grappe, 2009). Néanmoins, à des V_d plus faibles (25 km·h^{-1}), la R_r représente 30 % de la R_T (Capelli *et al.*, 1993 ; Di Prampero, 1986 ; Di Prampero *et al.*, 1979 ; Grappe *et al.*, 1997 ; Gross *et al.*, 1983 ; Kyle et Edelman, 1975 ; Pugh, 1974). De plus, cette résistance est prépondérante dans une discipline comme le VTT puisque la R_r représente jusqu'à 69 % de la R_T (Bertucci et Rogier, 2012 ; Bertucci *et al.*, 2013). La force due à la R_r est dépendante de la force verticale appliquée sur les pneumatiques et du coefficient de roulement des pneumatiques (C_r) alors qu'elle est indépendante de la V_d en dessous de 100 km·h^{-1} (Millet et Candau, 2002) :

$$R_r = C_r \cdot M \cdot g \quad (6)$$

Il convient de noter que la principale source de R_r d'un pneumatique provient des pertes hystérétiques des matériaux qui ont lieu au niveau du point de compression entre le pneumatique et le sol (Kauzlarich et Thacker, 1985). La magnitude de cette déformation détermine le C_r du pneumatique. Ainsi, le C_r est dépendant de plusieurs paramètres comme la pression de gonflage (Figure 11), du type de pneumatique (boyau, pneu ou tubeless), de la section (19-28 mm), de l'épaisseur et de la structure (lisse, striée ou rugueuse) de la chape, de la nature de la gomme, de l'ellipse de contact, de la nature du sol (enrobé, terre, pavé, herbe, asphalte, bois ou piste synthétique), du diamètre de la roue, de l'angle de dérive que fait le plan de roulage du pneu avec la trajectoire du vélo et de la température (Bertucci et Rogier, 2012 ; Bertucci *et al.*, 2013 ; Candau *et al.*, 1999 ; Grappe *et al.*, 1999a ; Lim *et al.*, 2011a ; Macdermid *et al.*, 2015 ; Maier *et al.*, 2017 ; Martin *et al.*, 1998).

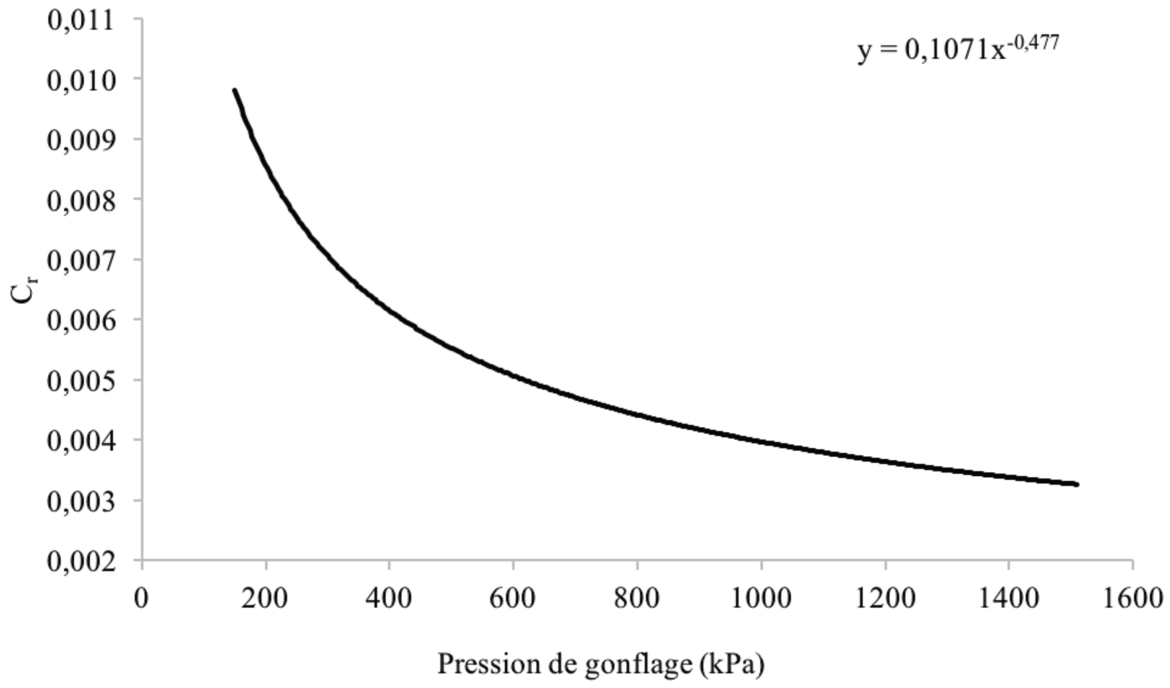


Figure 11. *Évolution du coefficient de roulement (C_r) en fonction de la pression de gonflage des pneumatiques (adapté de Grappe et al. (1999b)).*

3.4.4. La résistance due aux frictions mécaniques

Plusieurs éléments du vélo sont en rotation lors du pédalage : les roues, les pédales, le pédalier, la chaîne et les galets du dérailleur. Ainsi, il existe des pertes dues aux R_f de ces différents éléments. Ces pertes mécaniques sont proportionnelles au niveau de $P_{méca}$ et s'élèvent à ~2,4 % au niveau de la transmission (Martin *et al.*, 1998 ; Spicer *et al.*, 2001). Une société indépendante a montré qu'elles peuvent représenter jusqu'à 8 % de la $P_{méca}$ totale selon le choix et la lubrification des différentes pièces (Velofacts, 2014).

Parmi les quatre résistances à l'avancement qui viennent d'être détaillées, seule la R_a a été évaluée selon différentes positions dans la littérature scientifique. Seules les positions aérodynamique et assise ont fait l'objet d'études sur la R_a puisqu'aucune étude ne s'est encore intéressée à l'impact de la position danseuse sur cette résistance à l'avancement. Les résultats montrent que la position aérodynamique entraîne une très forte diminution de SC_x comparée à la position assise (Barry *et al.*, 2014 ; Bini *et al.*, 2014 ; Capelli *et al.*, 1993 ; Defraeye *et al.*, 2010a, 2011 ; Garcia-Lopez *et al.*, 2008 ; Gibertini *et al.*, 2008 ; Grappe *et al.*, 1997 ;

Zdravkovic *et al.*, 1996). Plus globalement, c'est l'inclinaison du tronc qui induit cette forte diminution de SC_x (Fintelman *et al.*, 2015b ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2008) puisque la position assise avec les mains dans le creux du cintre est plus efficiente d'un point de vue aérodynamique que la position assise avec les mains sur le haut du cintre (Camara *et al.*, 2012 ; Defraeye *et al.*, 2010a, 2011). Les travaux de Fintelman *et al.* (2015b) montrent d'ailleurs que l'angle du tronc optimal dépend de la V_d, suggérant que l'angle du dos soit diminué avec l'augmentation de la V_d alors qu'une position plus redressée serait acceptable pour une V_d inférieure à 30 $km \cdot h^{-1}$. Ces résultats suggèrent que malgré l'augmentation de certaines variables physiologiques, la position aérodynamique permet de mieux pénétrer dans l'air lorsque la V_d augmente (Fintelman *et al.*, 2014b) et ainsi de diminuer la $P_{méca}$ pour une V_d donnée. La position aérodynamique représente la position optimale pour la discipline du CLM, c'est pourquoi elle a fait l'objet de nombreuses études pour tester l'impact du réglage des prolongateurs (hauteur, longueur et écartement) ou encore la position des mains, la position de la tête, la hauteur de selle et la stabilité du cycliste sur la réduction de la R_a. Les résultats montrent que l'abaissement du cintre ainsi que l'avancement des accoudoirs réduisent significativement le SC_x (~15 %) en position aérodynamique (Garcia‑Lopez *et al.*, 2014 ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2008 ; Oggiano *et al.*, 2008 ; Underwood et Jermy, 2013) alors que les résultats sur l'écartement des prolongateurs semblent plus controversés. En effet, Chabroux *et al.* (2012) ont montré une réduction de SC_x en resserrant les bras alors que Barry *et al.* (2015) n'ont pas mesuré d'effet significatif. Si les résultats concernant l'écartement des bras sont controversés, ceux concernant la position de la tête semblent converger. En effet, une position de tête basse réduit significativement le SC_x en position aérodynamique (Barry *et al.*, 2014 ; Barry *et al.*, 2015 ; Defraeye *et al.*, 2011). Les travaux de Defraeye *et al.* (2011) montrent d'ailleurs que la tête représente jusqu'à 19 % de SC_x total en position aérodynamique. Malgré tout, les caractéristiques du casque (e.g. forme, longueur, aération, etc.) et son inclinaison influencent la contribution de la tête dans son exposition à l'avancement (Barelle *et al.*, 2010 ; Underwood *et al.*, 2015). Une seule étude s'est intéressée à la position des mains en position aérodynamique et il semblerait que le SC_x soit réduit en recouvrant les shifters ou en adoptant une position de mains en flèche (Underwood et Jermy, 2010b). Enfin, les travaux investiguant le réglage de la selle montrent que l'abaissement de la selle diminue les mouvements du bassin sur la selle (stabilité) (Schade *et al.*, 2016) ainsi que le SC_x (Chabroux *et al.*, 2012).

D'autres positions aérodynamiques ont été testées dans la littérature comme la position de l'œuf adoptée par Graeme Obree (Grappe *et al.*, 1997). Bien que cette position ait été interdite par le règlement de l'UCI, les résultats montrent une réduction de la R_a (~15 %) en position de l'œuf comparée à la position aérodynamique. Cette diminution remarquable a été possible grâce à une flexion du buste encore plus prononcée que celle des autres positions et grâce à l'élimination de la traînée des membres supérieurs. La réduction de la R_a en position de l'œuf, bien qu'étant actuellement interdite lors d'un CLM, nécessite un temps d'adaptation ainsi qu'un entraînement spécifique permettant au coureur de produire un haut niveau de $P_{méca}$ dans cette position très spécifique.

Si plusieurs tendances se dégagent sur les différents réglages de la position aérodynamique, il convient de noter que les résultats sont très souvent individuels et nécessitent une attention particulière pour chaque cycliste. Les différences interindividuelles observées entre les études, voir même au sein de chaque étude (Barry *et al.*, 2015), dépendent de plusieurs paramètres comme les différences morphologiques mais aussi les différences méthodologiques observées entre les études. Certaines études investiguent la position en condition statique alors que d'autres l'investiguent en condition dynamique bien que les différences entre ces deux conditions aient déjà été évoquées (Crouch *et al.*, 2012 ; Griffith *et al.*, 2014). Les différences de SC_x concernent principalement le C_x car le S ne change pas entre ces deux conditions (Crouch *et al.*, 2014a ; Crouch *et al.*, 2012). Également, certaines études utilisent un mannequin alors que d'autres mesurent le SC_x avec un coureur bien que l'erreur de mesure soit augmentée avec ce dernier puisque le cycliste n'est pas capable de reproduire une position à l'identique avec l'enchaînement des mesures.

3.4.5. Méthodes d'évaluation de la surface frontale effective

Différentes méthodologies existent pour quantifier la R_a, que ce soit en laboratoire, à l'aide d'outils numériques, ou encore en conditions réelles de locomotion, (Crouch *et al.*, 2017 ; Debraux *et al.*, 2011). L'objectif commun de toutes ces méthodologies est d'isoler et d'estimer le S ou le C_x (ou le produit des deux, équivalent au SC_x) (Tableau 2). Chaque technique possède des avantages et des inconvénients avec des protocoles et des coûts plus ou moins conséquents. L'intérêt de présenter ces méthodes d'évaluation de SC_x réside dans le

fait qu'une étude de cette thèse avait pour objectif de développer une application pour l'évaluation de SC_x en temps réel.

Tableau 2. *Surface frontale projetée (A_p, m^2) et surface frontale effective (A_pC_D, m^2) mesurées dans différentes positions et selon plusieurs méthodes (moyenne ± écart-type) (Debraux et al., 2011).*

		Subjects			Positions				
Study	Methods	n	Body height (m)	Body mass (kg)	UP (m^2)	DP (m^2)	AeroP (m^2)	BHP (m^2)	TAP (m^2)
Measure of A_p									
Olds & Olive (1999)		17	1.76 ± 0.08	68.3 ± 9.2	0.605 ± 0.069	0.563 ± 0.071	0.493 ± 0.057		
Garcia-Lopez et al. (2008)	Weighing Photographs	5	1.79 ± 0.03	71.6 ± 2.7			0.301[a] ± 0.011	0.364 ± 0.012	
Padilla et al. (2000)		1	1.88	81.0			0.375		
Davies (1980)		15	1.77 ± 0.08	69.0 ± 5.9	0.50[b]				
Capelli et al. (1998)		10	1.81 ± 0.09	70.5 ± 6.0	0.42 ± 0.028[b]				
Capelli et al. (1993)		2	1.85 ± 0.01	73.0 ± 2.8	0.394[b]				
Heil (2002)		21	1.82 ± 0.06	74.4 ± 7.2	0.525 ± 0.01	0.531 ± 0.008			0.46 ± 0.0091
Dorel et al. (2005)	Digitalization	10	1.81 ± 0.04	83.0 ± 5.0		0.531 ± 0.014			
Debraux et al. (2009)		9	1.77 ± 0.03	70.5 ± 5.4	0.533 ± 0.031				0.426 ± 0.031
de Groot et al. (1995)	Planimetry	7			0.39 ± 0.028[b]				
Debraux et al. (2009)	CAD	9	1.77 ± 0.03	70.5 ± 5.4	0.565 ± 0.037				0.45 ± 0.04
Estimation of A_pC_D									
Martin et al. (1998)		6	1.77 ± 0.05	71.9 ± 6.3			0.269 ± 0.006		
Garcia-Lopez et al. (2008)	Wind Tunnel	5	1.79 ± 0.03	71.6 ± 2.7			0.297 ± 0.013	0.481 ± 0.017	
Padilla et al. (2000)		1	1.88	81.0			0.244		
Defraeye et al. (2010)		1	1.83	72	0.270	0.243	0.211		
Davies (1980)		15	1.77 ± 0.08	69.0 ± 5.9	0.280[b]				
Martin et al. (2006)	Linear Regression Analysis	1	1.83	96.0					0.332
		2	1.73 ± 0.12	77.5 ± 13.4			0.2 ± 0.021		
Debraux et al. (2009)		7	1.77 ± 0.03	70.5 ± 5.4				0.361[c] ± 0.021	
Grappe et al. (1997)		1	1.75	67.0	0.299	0.276	0.262 0.216[d]		
Capelli et al. (1993)	Towing	2	1.85 ± 0.01	73.0 ± 2.8	0.255[a]				
di Prampero et al. (1979)		2	1.75	63.0		0.318			
Candau et al. (1999)	Simple Deceleration	1	1.72	66.2	0.355		0.262-0.304		

A_p = Projected frontal area (m^2); A_pC_D = Effective frontal area (m^2); UP = Upright Position; DP = Dropped Position; AeroP = Aerodynamic Position with aero-handlebars; BHP = Brake Hoods Position; TAP = Traditional Aerodynamic Position; [a] Without helmet; [b] Position unclear; [c] In mountain bike; [d] Obree's Position.

3.4.5.1. Soufflerie

La soufflerie est une méthode bien connue dans le domaine du cyclisme pour l'évaluation de l'aérodynamisme. Bien que la plupart des souffleries ont été développées dans le secteur de l'automobile et de l'aérospatial, certains fabricants de vélo ont développé leurs propres veines. Dans une soufflerie, le vent est artificiellement créé par des hélices puis projeté sur l'ensemble cycliste-vélo afin de simuler les conditions réelles de locomotion. Cela permet d'effectuer des tests dans différentes conditions standardisées. Différentes conceptions de soufflerie existent (circuit ouvert ou fermé) mais toutes comportent une veine d'essai avec

une plateforme de force mesurant la résistance du système testé contre l'écoulement du vent (Figure 12). La plateforme de force est généralement montée sur un plateau tournant qui facilite la rotation du système cycliste-vélo pour analyser l'influence du vent de côté. La résistance mesurée par la plateforme de force correspond à la R_a du système testé, ce qui permet de quantifier de manière précise son SC_x.



Figure 12. *Veine d'essai de la soufflerie S2A de Montigny le Bretonneux avec un ensemble cycliste-vélo.*

De nombreuses études scientifiques ont utilisées la soufflerie pour évaluer la position du cycliste (Barry *et al.*, 2014 ; Barry *et al.*, 2015 ; Davies, 1980 ; Defraeye *et al.*, 2010a ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2008 ; Gibertini et Grassi, 2008 ; Jeukendrup et Martin, 2001 ; Kawamura, 1953 ; Kyle et Burke, 1984 ; Martin *et al.*, 1998 ; Padilla *et al.*, 2000a ; Underwood *et al.*, 2011 ; Zdravkovic *et al.*, 1996) (Tableau 3), mais également le vélo et les équipements, bien que cette technique reste très onéreuse et présente plusieurs limites (Candau *et al.*, 1999). En effet, i) si la position du coureur est évaluée en condition statique, le flux d'air autour du cycliste est modifié par le sol ; ii) si les roues du vélo sont statiques, l'effet du vent n'est pas mesuré dans les mêmes conditions que sur le terrain ; et iii) la position du cycliste n'est pas forcément fidèle à la position adoptée en conditions réelles de locomotion et semble difficilement répétable. Enfin, les petits mouvements latéraux qui se produisent sur le terrain ne sont pas présents en soufflerie. Lorsque le cycliste pédale sur un tapis roulant motorisé ou sur un home-trainer (Gibertini et Grassi, 2008 ; Martin *et al.*, 1998),

les limites i et ii sont résolues, mais d'autres limites apparaissent : iv) le mouvement de pédalage induit un biais dans le système de mesure de la force ; et les mouvements latéraux (e.g. épaules) sont dépendants de l'intensité.

Tableau 3. *Coefficient de pénétration dans l'air (C_D) et surface frontale effective (C_DA) mesurés en soufflerie pour évaluer la position du cycliste (Crouch et al., 2017).*

Studies	Measurement	Upright	Dropped	Time-trial	Crank	Velocity (m/s)	Blockage
[52]	C_D	1.140–0.912	–	–	Static	4.8–21.0	–
[53]	C_D	0.750–0.600	0.690–0.520	0.600–0.490	Static	8.2	12.4–16.2%!
[54]	C_D	–	–	0.650	Static	13.9	–
[8]	C_D	0.824–0.760	0.814	0.792	Dynamic	13.9	≈ 2%!
[51]	C_D	1.33	–	0.99–0.96	Dynamic	15	<5.5%!
[49]	C_D	–	–	0.864–0.803	Dynamic	11.1	> 10%*
[55]	C_D	0.69	0.71–0.66	–	Dynamic	12.5	<9%*
[56]	C_DA (m^2)	–	0.28	–	Dynamic	1.5–18.5	–
[3]	C_DA (m^2)	0.32	0.26	–	Static	8.9–15.6	8%!
[2]	C_DA (m^2)	–	–	0.269	Dynamic	13.4	8%!
[54]	C_DA (m^2)	–	–	0.244	Static	13.9	–
[57]	C_DA (m^2)	0.358	0.307	0.269–0.240	Static	12.8	–
[51]	C_DA (m^2)	–	–	0.260	Static	15	<5.5%!
[51]	C_DA (m^2)	0.521–0.428	–	0.293–0.341	Dynamic	15	<5.5%!
[8]	C_DA (m^2)	0.318–0.282	0.289–0.275	0.235–0.223	Dynamic	13.9	≈ 2%!
[49]	C_DA (m^2)	–	–	0.296–0.226	Dynamic	11.1	> 10%*
[42]	C_DA (m^2)	0.270	0.243	0.211	Dtatic	10–20	<6%!
[55]	C_DA (m^2)	0.343	0.332–0.295	–	Dynamic	12.5	<9%*
[58]	C_DA (m^2)	–	–	0.251–0.214	Dynamic	18	<5%*

The majority of 'static'-based wind tunnel studies appear to be performed with the legs approximately holding a horizontal crank position, and the superscript ∗ and ! symbols refer to studies that were conducted in an open-jet or a closed test section, respectively

Un des principaux problèmes rencontrés en soufflerie est la répétabilité de la position du coureur. La validité de SC_x dépend de la capacité du coureur à maintenir sa position durant la période d'évaluation. De nombreux scénarios de tests obligent le cycliste à descendre puis à remonter sur son vélo en reproduisant la même position. Les petits changements dans la position du cycliste entraînent une modification de la géométrie du corps, c'est la raison pour laquelle il est difficile d'attribuer à quelle variable est due le changement de mesure de SC_x. Dans le but de contrôler la position du cycliste sur son vélo, certaines souffleries utilisent des systèmes de contrôle de la position tels que des caméras et encore des systèmes de positionnement spécialement conçus (Figure 13).

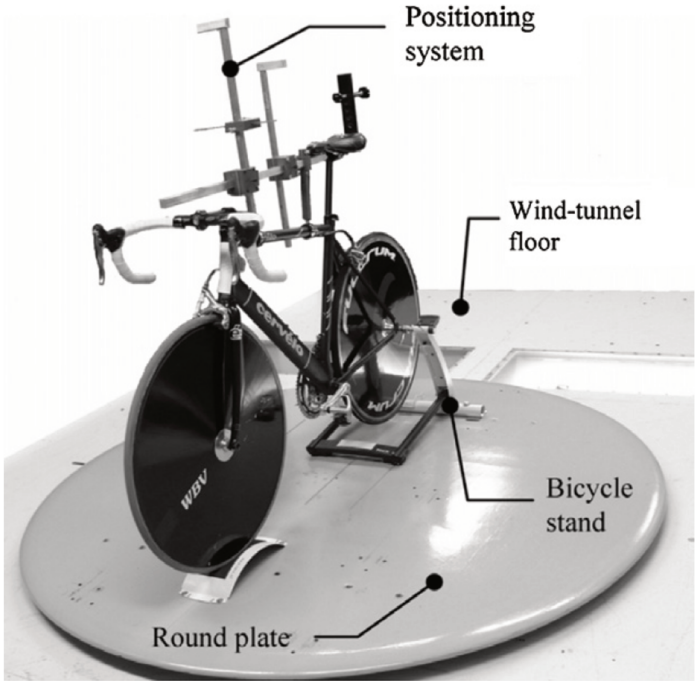


Figure 13. *Exemple de système de positionnement utilisé en soufflerie (Defraeye et al., 2010a).*

En effectuant des mesures en soufflerie avec un mannequin, les positions des cyclistes peuvent être répétées avec précision et maintenues pendant de longues périodes. Cette méthodologie est principalement utilisée pour évaluer la R_a des équipements (e.g. casques, combinaisons, etc.) et se répand de plus en plus au sein des structures de haut niveau. À noter également que d'autres techniques de visualisation des écoulements du flux d'air (visualisation pariétale ou par fil de laine) peuvent être utilisées en soufflerie.

3.4.5.2. Modélisation numérique de la mécanique des fluides

Depuis environ 25 ans, la modélisation numérique de la mécanique des fluides (CFD : *Computational Fluid Dynamics*) est largement utilisée dans l'ingénierie industrielle dans le domaine du sport (Hanna, 2002 ; Hanna, 2012). L'usage de la CFD s'est démocratisé dans le sport au début des années 1990 par les écuries de Formule 1 et les équipages de voile puis dans le cyclisme (Blocken *et al.*, 2013 ; Blocken et Toparlar, 2015 ; Blocken *et al.*, 2016 ; Defraeye *et al.*, 2010a, b, 2011 ; Defraeye *et al.*, 2014 ; Fintelman *et al.*, 2015a ; Mannion *et al.*, 2016 ; Oggiano *et al.*, 2015), la natation (Barbosa *et al.*, 2017 ; Bixler *et al.*, 2007 ; Bixler et Riewald, 2002 ; Bixler et Schloder, 1996 ; Gardano et Dabnichki, 2006 ; Lecrivain *et al.*, 2008 ; Rouboa *et al.*, 2006 ; Zaidi *et al.*, 2010 ; Zaidi *et al.*, 2008), le football (Barber *et al.*,

2009), le saut à ski (Meile *et al.*, 2006) ou encore le bobsleigh (Dabnichki et Avital, 2006). Dans le domaine du cyclisme, la CFD a été utilisée pour étudier l'écoulement des fluides du cycliste mais également de son équipement comme c'est le cas des roues (Godo *et al.*, 2009, 2010, 2011).

Cette méthode consiste à étudier les mouvements d'un fluide, ou leurs effets, par la résolution numérique des équations régissant le fluide. En fonction des approximations choisies, qui sont en général le résultat d'un compromis entre les besoins de représentation physique et les ressources de calcul ou de modélisation disponibles, les équations résolues peuvent être les équations d'Euler ou encore les équations de Navier-Stokes. Avec l'amélioration des méthodes de maillage, l'augmentation de la puissance de calcul et les progrès dans la modélisation des flux, la CFD est désormais utilisable en routine pour l'analyse des écoulements autour d'une géométrie tridimensionnelle complexe telle qu'un cycliste. Il existe de nombreux avantages à utiliser la CFD pour évaluer la R_a des cyclistes puisqu'elle permet de visualiser l'écoulement des fluides mais également leur pression sur l'ensemble cycliste-vélo (Figure 14). En plus des mesures de R_a, des informations sur le transfert de chaleur corporelle et le refroidissement peuvent être obtenues avec la CFD (Defraeye *et al.*, 2011).

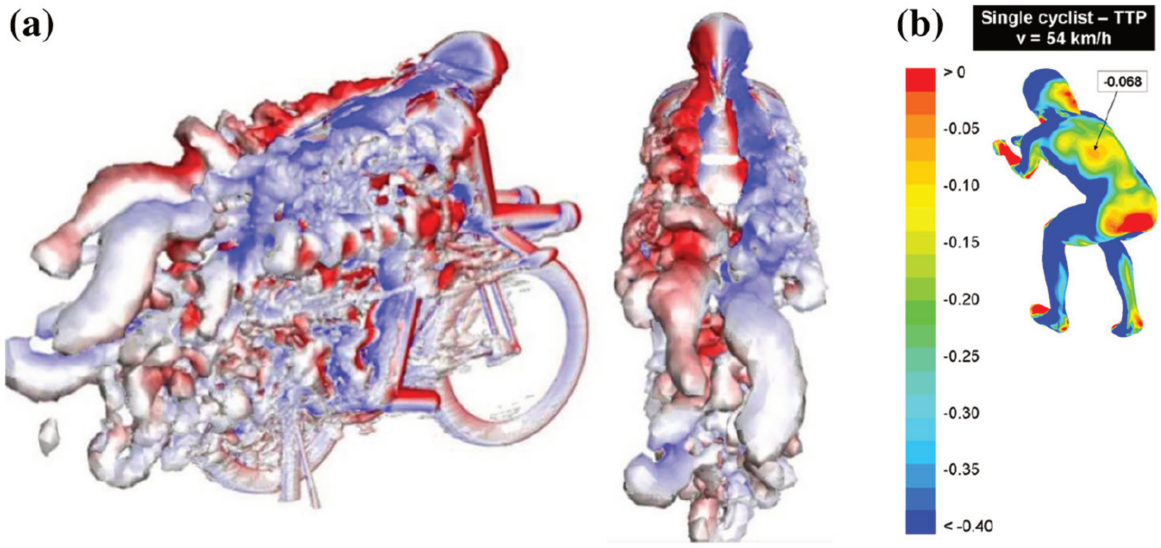


Figure 14. *Représentation de l'écoulement des fluides (a) (Griffith et al., 2014) ainsi que leur pression (b) (Blocken et al., 2013) sur un cycliste en position aérodynamique.*

En utilisant la CFD, il est possible de simuler un flux dans différentes configurations (Blocken *et al.*, 2013 ; Blocken et Toparlar, 2015 ; Blocken *et al.*, 2016 ; Defraeye *et al.*, 2010a). Il est également possible de calculer la contribution relative des parties spécifiques du système cycliste-vélo telles que le casque, les bras, le torse, les jambes et le vélo sur la R_a (Defraeye *et al.*, 2011) (Figure 15).

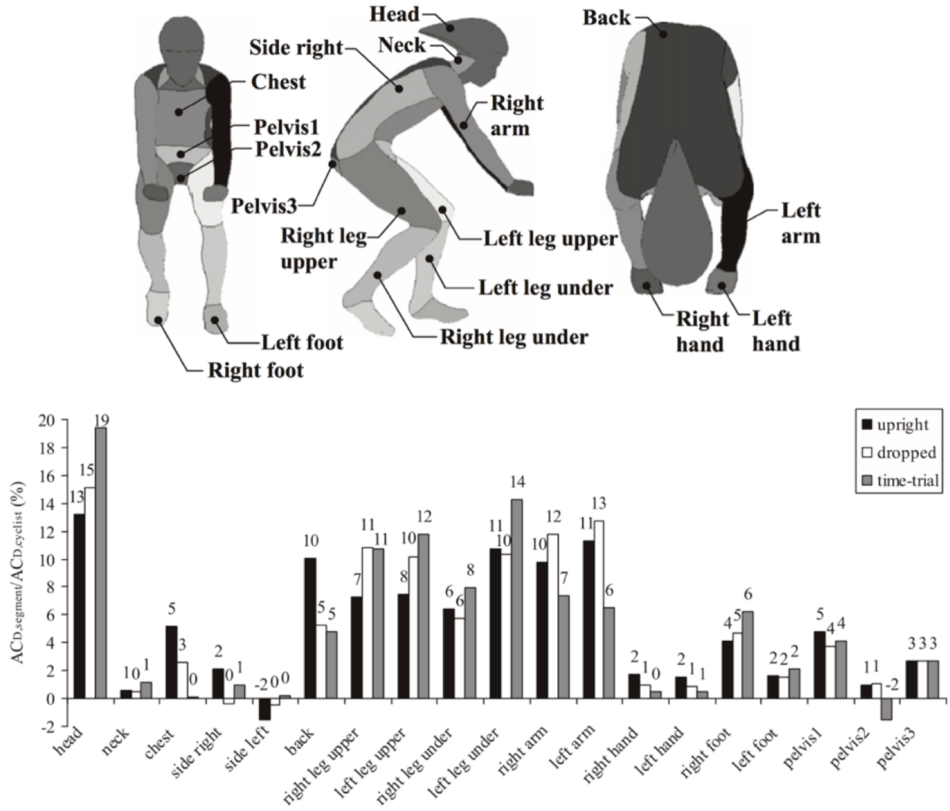


Figure 15. *Contribution relative des différentes parties du corps et du vélo sur la traînée aérodynamique totale (Defraeye et al., 2011).*

La modélisation numérique montre que le vélo contribue pour ~20 % de la R_a alors que le cycliste contribue pour ~80 % (Griffith *et al.*, 2014). En ce qui concerne la contribution du cycliste en position aérodynamique, les jambes, la tête et les bras sont les éléments qui contribuent le plus sur la R_a avec 53 %, 19 % et 14 %, respectivement (Defraeye *et al.*, 2011). En ce qui concerne les jambes, il est important de noter que la R_a varie (~20 %) selon la position des manivelles, et donc des jambes, durant le cycle de pédalage (Crouch *et al.*, 2014a ; Crouch *et al.*, 2016 ; Griffith *et al.*, 2014 ; Kyle *et al.*, 2004). Cette fluctuation de la R_a est principalement due au C_x puisque le S varie de seulement 2 % sur un cycle de pédalage. Deux grands régimes d'écoulement ont été identifiés lors du cycle de pédalage. Ceux-ci sont

représentés sur la Figure 16 et se composent d'un régime symétrique d'écoulement à faible traînée lorsque les manivelles sont parallèles au sol et d'un régime asymétrique d'écoulement à grande traînée lorsque les manivelles sont perpendiculaires au sol. Plus de 60 % de variation de la R_a pourrait être due aux changements de pression mesurés au niveau du dos et des hanches tout au long du cycle de pédalage (Crouch *et al.*, 2014b ; Crouch *et al.*, 2016).

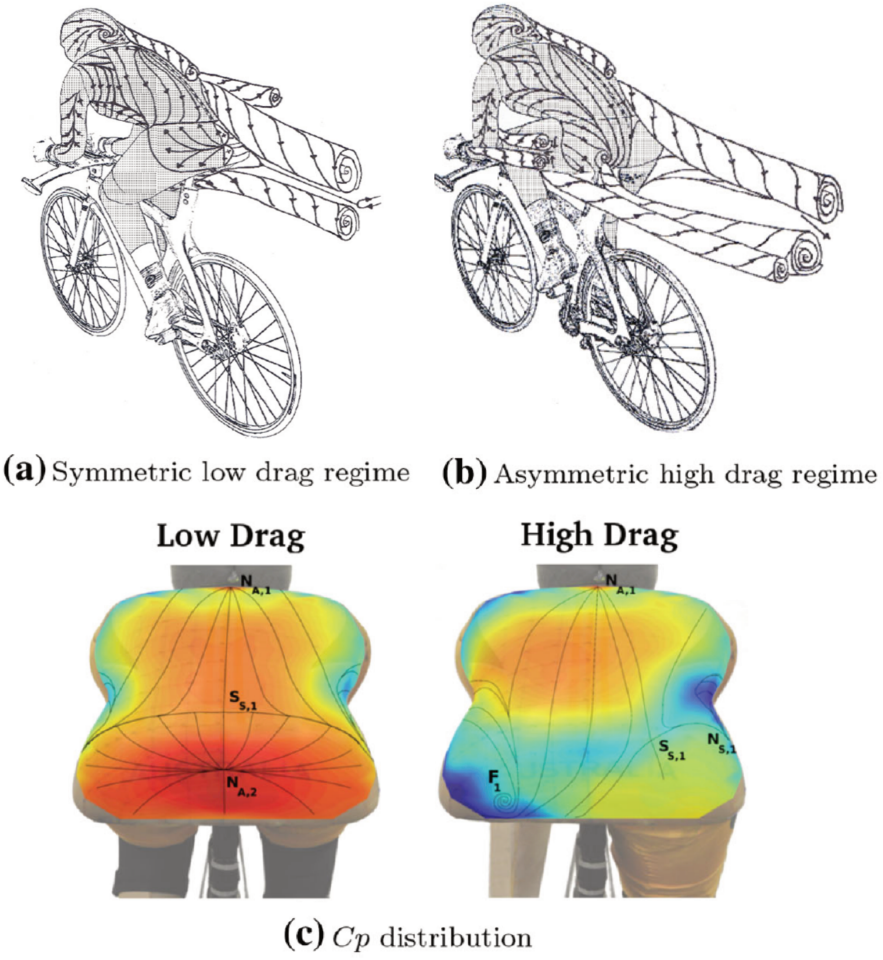


Figure 16. *Écoulement du flux symétrique (gauche) et asymétrique (droite) (Crouch et al., 2014a).*

Les mesures obtenues en CFD sont dépendantes des conditions initiales (taille du maillage, modèle de turbulence, etc.) renseignées dans le logiciel de calcul, c'est la raison pour laquelle la CFD est très souvent utilisée en complémentarité avec une autre méthode comme la soufflerie. La validité de la CFD a d'ailleurs été testée avec cette méthode (Defraeye *et al.*, 2010a ; Griffith *et al.*, 2014 ; Oggiano *et al.*, 2015). Un certain nombre de modèles de turbulence et de techniques de modélisation numérique ont été utilisés dans le domaine du cyclisme comme le présente le Tableau 4.

Tableau 4. *Simulations numériques du flux autour des cyclistes dans différentes configurations (Crouch et al., 2017).*

Study	Application	Simulation	Cell count, Δt	Position	Crank	Validation	Variation
[37]	Drafting	Steady, $sk-\epsilon$	12.0×10^6	U,D,TT	0°	Athlete-C_DA	0.7–10.5
[40]	Rider + vehicle	Steady, $sk-\epsilon$	27.9×10^6	TT	0°	1:4 model-C_DA	Other
[41]	Rider + vehicle	Steady, $sk-\epsilon$	34×10^6	TT	0°	1:4 model-C_DA	<3
[42]	Rider	Steady, $k-\epsilon$	4.6×10^6	U,D,TT	0°	Athlete-C_DA	7–13
		Transient, LES	4.3×10^{-4}s	U,D,TT	0°	Athlete-C_DA	3–13
[27]	Rider	Steady, $k-\epsilon, k-\omega$	7.7×10^6	U	0°	1:2 model-C_DA^*	−36 to 72
		Transient, LES	4.3×10^{-4}s	U	0°	1:2 model-C_DA^*	−6
[36]	Rider	Steady, $sk-\epsilon$	7.7×10^6	U,D,TT	0°	Athlete-C_DA	Other
[38]	Team pursuit	Steady, $sk-\epsilon$	21.2×10^6	TT	0°	Other	–
[43]	Rider + bicycle	Steady, $k-\epsilon, k-\omega$	17.9×10^6	D	0°	1:1 model-C_D^*	−12 to −7
		Transient, LES, DES	1×10^{-5}s	D	0°	1:1 model-C_D^*	−17 to −5
[35]	Wheels	Steady, *SA*	$6–11 \times 10^6$	–	–	Other	–
		Transient, DES	$6–11 \times 10^6$	–	–	Other	–
[14]	Rider + bicycle	Steady, SST	33×10^6	TT	0°–180°	1:1 model-C_DA	−13 to −17
		Transient, SAS	4×10^{-4}s	TT	15°, 75°	1:1 model-C_DA	−13 to −15

For brevity, the exact details of the simulations, such as the use of wall functions, standard/realisable models, or additional modelling techniques utilised, are notshown. Only the variation between numerical and experimental drag area/coefficients is shown for investigations in which theexperimentally obtained data were directly apart of the study in question. The superscript * symbol refers to when additionalcoefficients have been compared with the experimentally obtained values

3.4.5.3. Mesure en conditions réelles de locomotion

L'évaluation de R_a en conditions réelles de locomotion passe obligatoirement par la mise en place de tests de terrain (sur vélodrome ou sur route). À ce jour, trois méthodes permettent de mesurer le SC_x en conditions réelles de locomotion : la méthode d'analyse de régression linéaire, le modèle mathématique et l'élévation virtuelle.

3.4.5.3.1. Méthode d'analyse de régression linéaire

La méthode d'analyse de régression linéaire permet de déterminer le SC_x à partir de la relation linéaire entre la R_T et le carré de la V_d. Cette méthode d'évaluation de SC_x peut être utilisée lors d'un test incrémental, d'une mesure dynamométrique ou encore lors d'un test de décélération.

- *Test incrémental*

La méthode d'analyse de régression linéaire permet de mesurer la $P_{méca}$ en fonction de différents paliers de V_d dans des conditions expérimentales spécifiques. Elle permet ainsi d'établir la relation fondamentale entre $P_{méca}$ et V_d qui autorise ensuite la détermination de SC_x du cycliste en fonction de sa position sur le vélo. Cette méthode offre l'avantage de s'effectuer en conditions réelles de locomotion avec comme seule obligation celle d'utiliser un capteur de $P_{méca}$ valide et un capteur de V_d.

En conditions réelles de locomotion, sur terrain plat et à V_d constante, R_T est composée uniquement de R_a, R_r et R_f (Di Prampero *et al.*, 1979).

D'où

$$R_T = R_a + R_r + R_f = ½ \cdot \rho \cdot S \cdot C_x \cdot V_a^2 + C_r \cdot m \cdot g + R_f \quad (7)$$

$$P_{méca} = R_T \cdot V_a \quad (8)$$

$$R_T = P_{méca} / V_a \quad (9)$$

On obtient donc :

$$R_T = a \cdot V_a^2 + b \quad (10)$$

Avec $a = ½ \cdot \rho \cdot S \cdot C_x$ et $b = C_r \cdot m \cdot g + R_f$

Ainsi, la mesure de $P_{méca}$ produite à différentes V_d par un cycliste dans ces conditions permet de déterminer la relation linéaire qui existe entre la R_T et le carré de la V_d (Figure 17). L'obtention de cette relation autorise ensuite l'estimation de SC_x. Grappe *et al.* (1997) et Lim *et al.* (2011a) ont validé scientifiquement cette méthode sur vélodrome et sur le terrain, respectivement.

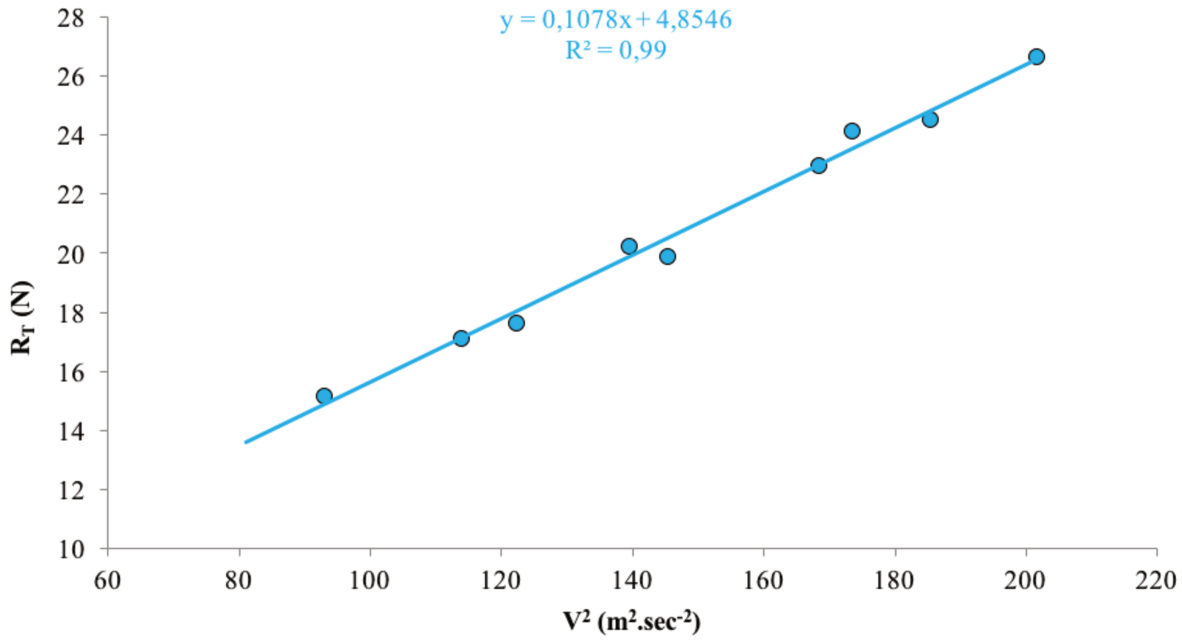


Figure 17. *Relation entre la résistance totale à l'avancement (R_T) et la vitesse au carré (V^2) lors d'un test incrémental réalisé sur le vélodrome de Saint-Quentin-en-Yvelines en position aérodynamique.*

- *Mesure dynamométrique*

Di Prampero *et al.* (1979) et Capelli *et al.* (1993) ont montré qu'il était possible d'évaluer la R_a par le remorquage d'un cycliste derrière un véhicule. La résistance nécessaire pour tracter l'ensemble cycliste-vélo à une V_d constante est mesurée à l'aide d'un dynamomètre et permet également de déterminer la relation entre la R_T et le carré de la V_d. De la même manière que pour la méthode de régression linéaire détaillée précédemment, il devient alors possible de déterminer le SC_x avec cette technique. Toutefois, certaines limites peuvent affecter les résultats comme l'influence de la traînée induite par le véhicule qui tracte le cycliste ainsi que les conditions atmosphériques qui sont difficilement stables en milieu extérieur.

- *Test de décélération*

La méthode de décélération est basée sur la seconde loi de Newton, qui relate que la somme des forces totales soumises à un système en mouvement est égale au produit de sa masse par son accélération. Ce type de test se réalise soit en descente (Kyle et Burke, 1984), soit sur terrain plat (Candau *et al.*, 1999). Dans les deux cas, le cycliste observe une phase

d'accélération à une certaine V_d puis cesse de pédaler cinq mètres avant la première bande pour ensuite franchir chacune d'entre elles dans une position donnée. La méthode « américaine » comprend six bandes de pression chronométriques espacées de 6 m qui permettent de calculer les V_d moyennes entre chaque bande (Kyle et Burke, 1984). La régression linéaire entre la V_d moyenne et la distance permet de calculer la décélération moyenne utile pour estimer la R_T. Ainsi, il devient possible de calculer la R_a à partir de la relation entre la R_T et le carré de la V_d (équation 10) (Grappe *et al.*, 1997 ; Lim *et al.*, 2011a). La méthode « française » de décélération sur terrain plat comprend trois bandes de pression chronométriques (Figure 18). Les deux premières bandes sont séparées de 1 m, afin de déterminer la V_d initiale, et les deux dernières sont espacées de 20 m, afin de déterminer une vitesse de décélération moyenne. Une vingtaine d'essais sont nécessaires pour tester une position avec différentes V_d initiales. Le SC_x et le C_r sont estimés selon une méthode mathématique par itérations. Le modèle ajuste ces deux variables pour minimiser la somme des écarts des moindres carrés entre la distance réelle mesurée (20 m) et la distance calculée par le modèle. Les résultats obtenus avec cette méthode s'avèrent précis, sensibles et reproductibles.

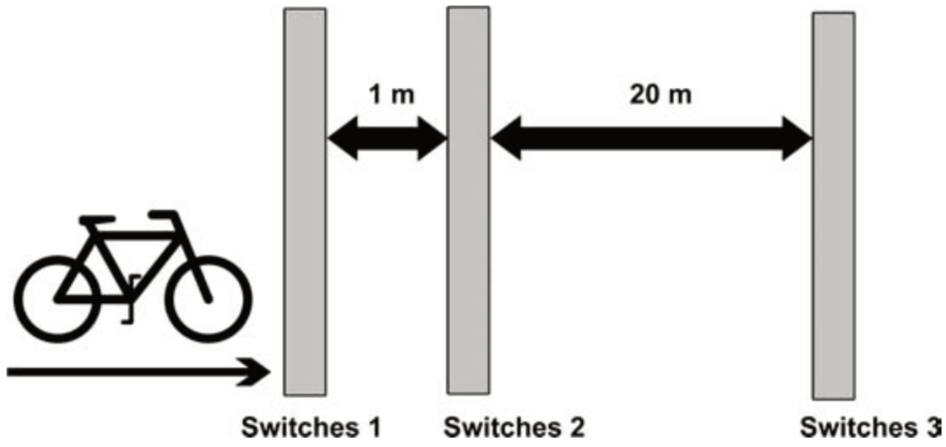


Figure 18. *Représentation du système de mesure de la méthode de décélération avec le placement des bandes de chronométrage comme décrit par Candau et al. (1999) (Schéma tiré de Debraux et al. (2011)).*

3.4.5.3.2. Modèle mathématique

Il convient de noter que le SC_x peut également être estimé à partir d'un modèle mathématique élaboré par Martin *et al.* (2006) et utilisé dans plusieurs études dont celle de Garcia-Lopez *et al.* (2014). Cette méthode consiste à estimer le SC_x à partir de la mesure de $P_{méca}$ à une V_d constante sur vélodrome et selon l'équation suivante :

$$SC_x = (P_{méca} \cdot E - \mu \cdot V_a \cdot m \cdot g) / (\rho \cdot V_a^3 / 2) \quad (11)$$

Où, E correspond à l'efficacité du système de transmission de la chaîne, fixé à 97,7 % (Martin *et al.*, 1998) et μ un coefficient de roulement global (comprenant les résistances dues au roulement et aux frictions mécaniques) fixé à 0,0025 dans l'étude de Garcia-Lopez *et al.* (2014).

3.4.5.3.3. Élévation virtuelle

La méthode d'élévation virtuelle consiste à mesurer une $P_{méca}$ et une V_d sur plusieurs tours d'un circuit connu. Pour cela, la méthode construit une courbe d'élévation en fonction de la $P_{méca}$, de la V_d, de la masse de l'ensemble cycliste-vélo et de la densité de l'air en utilisant des valeurs par défaut de SC_x et de C_r. Le cycliste doit garder la même position tout au long de l'enregistrement et ne doit pas faire usage de ses freins. Puisque chaque tour commence et se termine au même point, le SC_x doit être ajusté jusqu'à ce qu'il produise un gain nul en élévation sur chaque tour (Figure 19).

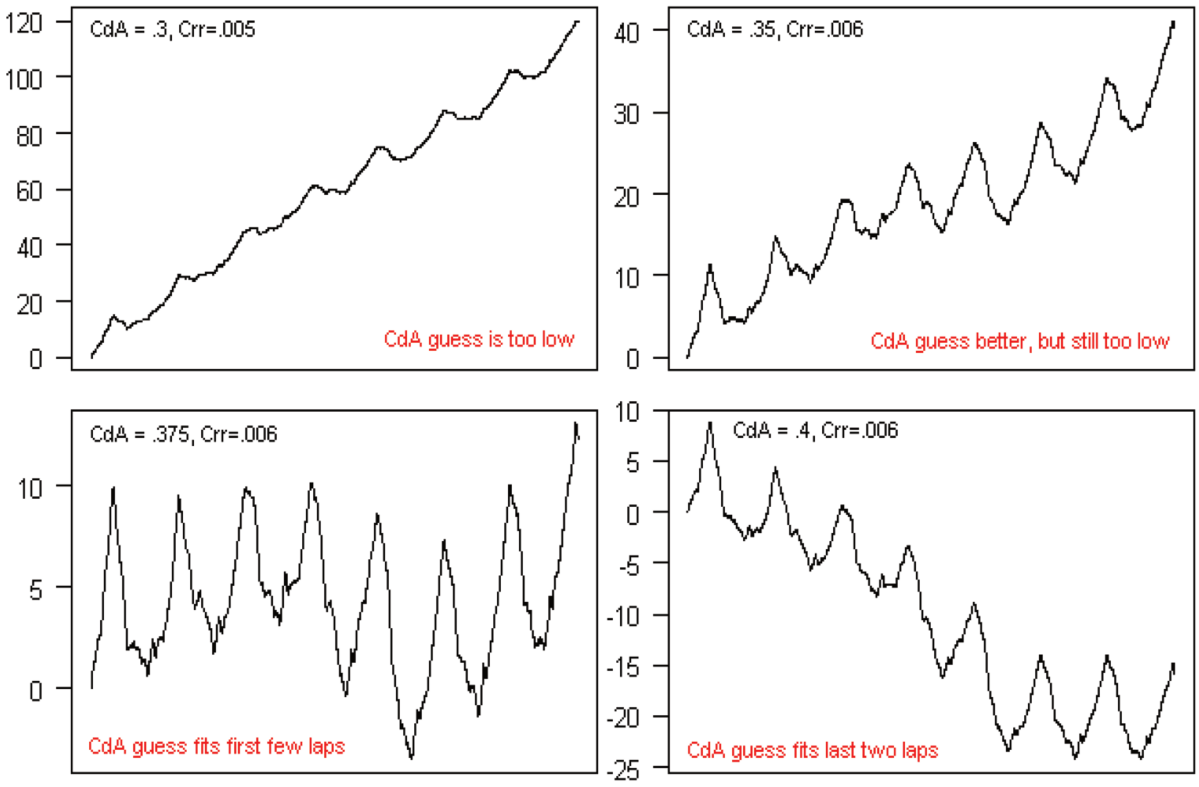


Figure 19. *Représentation de la méthode d'élévation virtuelle de Chung (2012).*

La $P_{méca}$ totale est la somme des $P_{méca}$ pour faire face à la R_r, à la R_a, au changement d'élévation (énergie potentielle) et au changement de V_d (énergie cinétique) (Chung, 2012).

$$P_{méca} = Cr \cdot m \cdot g \cdot V_a + S \cdot m \cdot g \cdot V_a + m \cdot a \cdot V_a + ½\, SC_x \cdot \rho \cdot V_a^3 \qquad (12)$$

Où, S est la pente et a l'accélération.

Cette équation suppose que la V_a est équivalente à la V_d. Par conséquent, cela signifie que tout test terrain utilisant cette méthode doit être entrepris lorsque la V_v est nulle (de préférence). L'équation 12 peut ensuite être résolue de la manière suivante pour déterminer la pente (Chung, 2012) :

$$S = P / (m \cdot g \cdot V_a) - C_r - a/g - (SC_x \cdot \rho \cdot V_a) / (2 \cdot m \cdot g) \qquad (13)$$

L'équation 13 est utilisée par itérations avec la V_d et la distance pour créer un profil d'élévation de chaque tour parcouru. Les résultats obtenus avec cette méthode s'avèrent valides (Dyer et Disley, 2017).

3.4.6. Méthodes d'évaluation de la surface frontale

Bien que le SC_x soit le paramètre principal caractérisant l'efficience aérodynamique de la position du cycliste, il convient de relever qu'il existe des méthodes relativement simples et peu coûteuses permettant d'évaluer le S. Ainsi, le calcul de ce S peut donner une première information de l'aérodynamisme du système cycliste-vélo (Debraux *et al.*, 2011). Comme pour la partie précédente, présentant les méthodes d'évaluation de SC_x, cette partie a fait l'objet d'une étude visant à développer une application pour l'évaluation de S de manière automatisée.

3.4.6.1. Méthode de pesée des photographies

Cette méthode consiste à prendre une photographie du plan frontal de l'ensemble cycliste-vélo et d'une surface de calibration placée au niveau du cycliste, dont l'aire est connue. Il s'agit ensuite de découper le cadre de calibration ainsi que l'ensemble cycliste-vélo puis de peser ces deux pièces sur une balance précise et très sensible (± 0,001 g). Le S peut ainsi être calculé en multipliant l'aire connue de la surface de calibration par le ratio du poids de l'image de l'ensemble cycliste-vélo sur le poids de l'image représentant la surface de calibration (Debraux *et al.*, 2009 ; Heil, 2001 ; Olds *et al.*, 1995).

3.4.6.2. Méthode de digitalisation

La méthode de digitalisation est une méthode numérique qui permet de calculer l'aire de l'ensemble cycliste-vélo grâce à l'utilisation d'une zone de calibration, selon la même méthodologie que le pesage des photographies (Debraux *et al.*, 2009 ; Heil, 2001). Des logiciels informatiques permettent de calculer le nombre de pixels de zones délimitées sur des photographies numériques. Ainsi, il devient possible de calculer le S réel de l'ensemble cycliste-vélo en multipliant l'aire connue de la surface de calibration par le ratio de pixels entre l'ensemble cycliste-vélo et cette surface de calibration.

3.4.6.3. Méthode basée sur l'utilisation d'un logiciel de CAO

Cette méthode ne requiert pas de zone d'étalonnage à placer à côté du cycliste et peut donc servir à analyser des aires frontales projetées à partir de photographies prises en conditions réelles. Cette méthode consiste à déterminer l'aire frontale projetée à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO). Pour cela, il suffit 1) d'ouvrir la photographie dans le logiciel, 2) de la remettre à l'échelle 1:1, 3) de prendre une référence verticale ou horizontale (e.g. la largeur du guidon ou la hauteur de la roue avant), 4) de détourer le contour à mesurer et 5) de créer un volume tridimensionnel à partir du contour afin que le logiciel mesure l'aire frontale projetée (Figure 20). Les mesures sont précises et reproductibles en comparaison avec la méthode de pesée des photographies (Debraux *et al.*, 2009). Les mesures de S sont rapides, simples et réalisables sur le terrain.



Figure 20. *Représentation des différentes étapes de la méthode basée sur l'utilisation d'un logiciel de CAO.*

3.4.6.4. Méthode de planimétrie

Cette 4ième et dernière méthode, validée par Olds et Olive (1999), utilise un planimètre polaire pour tracer les contours du système cycliste-vélo afin de calculer l'aire par triangulation. Le principal avantage de cette méthode est qu'elle ne nécessite pas de zone de calibration. Cela permettrait donc de prendre des photographies lorsque le cycliste se déplace sur le terrain.

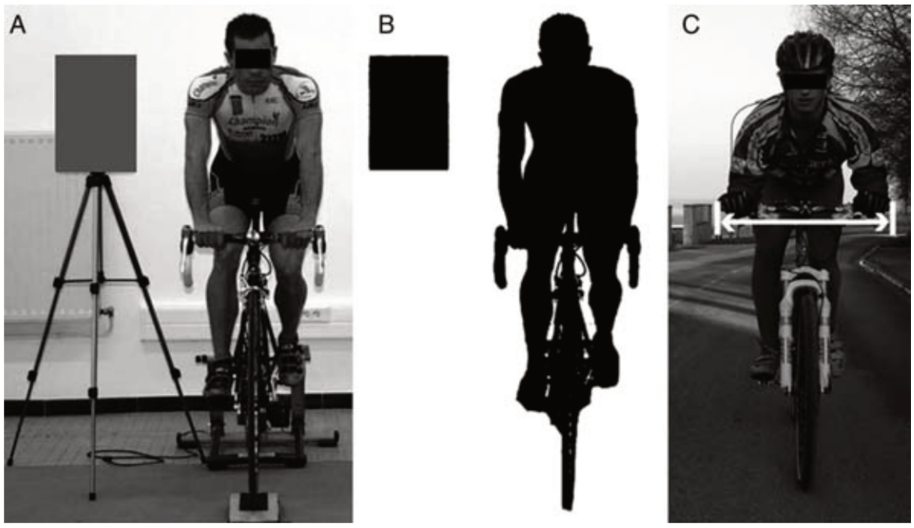


Figure 21. *Exemple de photographies de cyclistes utilisées pour mesurer la surface frontale (S) avec différentes méthodes : méthode de pesée des photographies (A), méthode de digitalisation (B) et méthode basée sur l'utilisation d'un logiciel de CAO (C) (Debraux et al., 2011).*

4. Approche perceptive de la propulsion

De nombreux travaux scientifiques ont étudié la position du cycliste à partir de mesures objectives comme le montrent les dimensions physiologique et biomécanique de cette étude bibliographique. Cependant, il s'avère que certaines de ces études se soient également intéressées à la dimension subjective. Parmi les différents travaux réalisés sur la position du cycliste, deux types de mesures perceptives sont rapportées : la perception de l'effort et la perception du confort.

4.1. Perception de l'effort

Selon Borg et Neely (1992), la perception de l'effort correspond à la sollicitation d'un ensemble de systèmes et de processus sensoriels s'intégrant en une perception générale de l'effort ; elle inclut la sensation de tension et de douleur dans les muscles actifs et les articulations, l'essoufflement, les battements du coeur et la sudation. Cette perception intègre les informations provenant de nombreux signaux (Borg, 1998). Elle est définie comme l'intensité subjective d'effort, de pénibilité qu'a le sujet en réponse à des stimuli lors de l'exercice physique et correspond à un niveau de pénibilité. Les échelles de perception de l'effort évaluent donc l'intensité subjective de pénibilité qu'éprouve le pratiquant en réponse à l'exercice physique. L'échelle la plus utilisée est l'échelle RPE (*rating of perceived exertion*) de Borg. Directement applicable sur le terrain, pour les différents sexes, âges, types et niveaux de pratique, cette échelle peut être utilisée pour quantifier l'intensité perçue selon différentes positions sur le vélo.

Les résultats rapportés dans les études scientifiques montrent qu'une flexion du tronc provoque une augmentation de la perception de l'effort. En effet, Peveler *et al.* (2005) ont mesuré une augmentation de 5 % du RPE en passant d'une position assise à une position aérodynamique. De la même façon, Grappe *et al.* (1998) ont mesuré une augmentation de 16 % en passant d'une position assise mains en haut du cintre à une position assise mains en bas du cintre. Malgré tout, il semblerait que la relation entre la flexion du tronc et le RPE soit dépendante de plusieurs facteurs comme la souplesse lombaire, déterminante lorsque le cycliste fléchit le tronc, ainsi que le temps passé dans chacune des positions à l'entraînement. Pour des triathlètes qui s'entraînent quotidiennement en position aérodynamique, l'étude de

Peveler *et al.* (2005) montre que le RPE est diminué de 5 % en position aérodynamique comparée à la position assise. Enfin, il convient de souligner que la hauteur de selle n'affecte pas le RPE en position assise.

Deux études ont mesuré le RPE entre les positions assise et danseuse (Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996). Si l'étude de Swain et Wilcox (1992) ne rapporte aucune différence significative entre les deux positions, Tanaka *et al.* (1996) ont mesuré un RPE plus élevé en position danseuse comparée à la position assise à 10 % de pente. Ces résultats sont donc contradictoires mais une récente étude de Costes *et al.* (2015) pourrait expliquer ces divergences. En effet, l'augmentation de l'intensité de l'effort pourrait favoriser la transition assise-danseuse puisque l'augmentation de la force de réaction diminue la force appliquée sur la selle et donc l'intérêt de rester en position assise à haute intensité. En effet, les intensités rapportées dans les études de Tanaka *et al.* (1996) et Swain et Wilcox (1992) sont de 50-60 % VO_{2max} et 80 % VO_{2max}, respectivement. Ainsi, il semblerait que les différences mesurées entre ces deux études soient uniquement dépendantes du niveau d'intensité.

4.2. Perception du confort

L'adoption par le cycliste d'une position qui respecte sa morphologie et sa biomécanique est sans aucun doute l'élément le plus important dans la perception du confort. La position sur le vélo doit également respecter le type de pratique du cycliste afin de rechercher le niveau de performance optimal. La Figure 22 représente la contribution du confort selon le type de pratique. Le confort recherché est nettement plus faible lors d'une poursuite individuelle que lors d'une sortie d'entraînement ou encore une balade en famille. La durée de l'exercice va également influencer la contribution du confort car plus l'effort sera long, plus la contribution du confort sera augmentée.

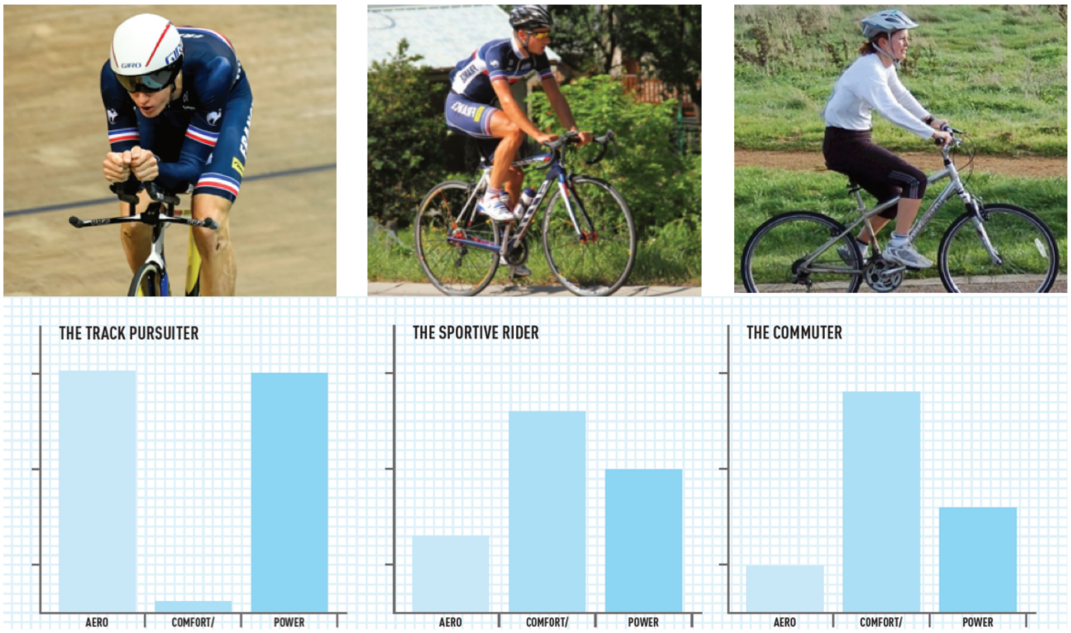


Figure 22. *Contribution du confort dans la performance selon le type de pratique du cycliste.*

Seules deux études ont évalué le confort perçu selon différentes positions sur le vélo (Fonda *et al.*, 2011 ; Priego Quesada *et al.*, 2017). Lorsque la pente s'élève (20 %), un ajustement de la position de la selle (inclinaison) améliore le confort des cyclistes (Fonda *et al.*, 2011). Priego Quesada *et al.* (2017) ont mesuré que la position la plus redressée (angle du tronc : 55°) était perçue comme la plus confortable. Cette relation s'explique principalement par la mise en tension des muscles postérieurs du tronc lorsque celui-ci est fléchi. Également, les mêmes auteurs ont rapporté qu'un angle de genou de 30° (*vs.* 20 et 40°) était perçu comme le plus confortable. Enfin, une position redressée pourrait aussi permettre une meilleure répartition de la pression appliquée sur la selle, c'est pourquoi elle est perçue comme plus confortable.

5. Synthèse et objectifs de travail

Les travaux issus de la littérature scientifique ne convergent pas tous concernant l'influence du changement de position sur les variables physiologiques, biomécaniques et perceptives. Ces divergences peuvent s'expliquer par le niveau de pratique des sujets, les procédures expérimentales ou encore les conditions environnementales dans les différents travaux. En effet, si de nombreuses études ont évalué la position du cycliste, seulement une partie d'entre elles l'ont évaluée en conditions réelles de locomotion.

La position aérodynamique entraîne une très forte diminution de SC_x comparée à la position assise (Barry *et al.*, 2014 ; Bini *et al.*, 2014 ; Capelli *et al.*, 1993 ; Defraeye *et al.*, 2010a, 2011 ; Garcia-Lopez *et al.*, 2008 ; Gibertini *et al.*, 2008 ; Grappe *et al.*, 1997 ; Zdravkovic *et al.*, 1996) bien que le confort et le $\eta_{énerg}$ soient réduits dans cette position spécifique. Plus globalement, c'est l'inclinaison du tronc qui induit cette forte diminution de SC_x (Fintelman *et al.*, 2015b ; Garcia-Lopez *et al.*, 2008). Fintelman *et al.* (2014b) suggèrent que l'angle du tronc soit diminué avec l'augmentation de la V_d. Malgré l'augmentation de certaines variables physiologiques avec l'abaissement du tronc, la position aérodynamique permet de mieux pénétrer dans l'air lorsque la V_d augmente (Fintelman *et al.*, 2014b) et ainsi de diminuer le coût énergétique de la locomotion. Il semblerait également qu'une position de tête basse réduise significativement le SC_x en position aérodynamique (Barry *et al.*, 2014 ; Barry *et al.*, 2015 ; Defraeye *et al.*, 2011). Bien que les cyclistes réduisent leur SC_x en adoptant un angle de tronc optimal et une position de tête basse, aucune étude ne s'est intéressée à l'effet de la durée du CLM sur la fatigue et sur les mouvements du corps que pourrait générer cette fatigue. Il se pourrait en effet qu'une position aérodynamique ne soit pas aussi efficiente à la fin d'un CLM qu'au début. De plus, aucune étude ne s'est intéressée à l'influence d'une asymétrie de longueur des membres inférieurs sur le SC_x alors que la traînée est asymétrique pendant le pédalage (Crouch et al., 2014a).

En supprimant l'appui du bassin sur la selle, la position danseuse entraîne une augmentation du poids du corps sur les pédales et sur le guidon, ainsi qu'une réorganisation du schéma corporel. Tous ces changements permettent aux cyclistes d'augmenter leur niveau de $P_{méca}$ lors d'efforts maximaux (~25 %) (McLester *et al.*, 2004 ; Millet *et al.*, 2002 ; Reiser *et al.*, 2002) et sous-maximaux (~2 %) (Arkesteijn *et al.*, 2016) en position danseuse comparée à la

position assise. Avec l'augmentation de l'intensité, la force de réaction est augmentée au niveau des pédales et de la selle et facilite la transition de la position assise à la position danseuse (Costes *et al.*, 2015). D'un point de vue biomécanique, la position danseuse est donc plus bénéfique à haute intensité et ces résultats sont confirmés par les mesures physiologiques et perceptives. Des augmentations de VO_2 ont été rapportées à faible intensité (< 75 % VO_{2max}) en position danseuse comparée à la position assise alors que le confort est diminué (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996). Inversement, aucune différence de VO_2 et de confort n'a été mesurée à intensité modérée (> 75 % VO_{2max}) entre les deux positions (Harnish *et al.*, 2007 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Swain et Wilcox, 1992). La position danseuse représenterait donc une position plutôt avantageuse puisqu'elle permettrait de développer des niveaux de force supérieurs sans altérer significativement les réponses physiologiques pour des intensités supérieures à 75 % VO_{2max}. Parmi tous les travaux qui ont étudié la position danseuse, très peu ont été réalisés avec des cyclistes de haut niveau et seulement deux ont été menés sur le terrain (Harnish *et al.*, 2007 ; Millet *et al.*, 2002). Il est donc légitime de s'interroger sur l'application pratique de ces résultats chez des cyclistes de haut niveau en conditions réelles de locomotion.

L'objectif de cette thèse était d'évaluer la position de cyclistes de haut niveau en conditions réelles de locomotion grâce à des outils disponibles sur le marché ou développés par nos soins. Le chapitre 2 est donc entièrement consacré à la conception et à la validation des outils de mesure auxquels nous avons eu recours durant ces travaux de thèse :

- ✓ Validité des capteurs de $P_{méca}$: revue de littérature (étude 1, chapitre 2).
- ✓ Précision, sensibilité, reproductibilité et robustesse des capteurs de $P_{méca}$ PowerTap, Stages et Garmin Vector (étude 2, chapitre 2).
- ✓ Précision, sensibilité et reproductibilité des pédales PowerTap (étude 3, chapitre 2).
- ✓ Précision et reproductibilité du home-trainer Cyclus (étude 4, chapitre 2).
- ✓ Précision et répétabilité du motion analyzer 3D comparé au système Vicon pour l'analyse biomécanique du pédalage (étude 5, chapitre 2).
- ✓ Conception d'IMU pour l'analyse du mouvement (étude 6, chapitre 2).
- ✓ Conception d'une application pour l'évaluation de S (étude 7, chapitre 2).
- ✓ Conception d'une application pour l'évaluation de SC_x (étude 8, chapitre 2).
- ✓ Nouvelle méthode, associant la numérisation 3D et la CFD, pour l'évaluation de SC_x

des cyclistes (étude 9, chapitre 2).

Le chapitre 3 présente les études réalisées sur la position aérodynamique :

- ✓ Effet de la durée d'un CLM sur les mouvements du corps et sur le SC_x chez des cyclistes de haut niveau (étude 10, chapitre 3).
- ✓ Effet d'une correction orthopédique sur le SC_x, le $\eta_{énerg}$ et le confort de cyclistes affectés par une asymétrie anatomique en position aérodynamique (étude 11, chapitre 3).

Le chapitre 4 présente les études réalisées sur la position assise :

- ✓ Influence de l'intensité et du sexe sur la biomécanique du pédalage en position assise chez des cyclistes de différents niveaux (étude 12, chapitre 4).
- ✓ Influence des conditions et de la nature du terrain sur la $P_{méca}$ produite lors d'un test maximal sur 4 minutes (étude 13, chapitre 4).

Enfin, le chapitre 5 présente les études réalisées sur la position danseuse :

- ✓ Influence de la position danseuse sur les coûts mécanique et énergétique en montée (étude 14, chapitre 5).
- ✓ Réponses physiologiques et biomécaniques entre les positions assise et danseuse lors de CLM en montée chez des cyclistes de haut niveau (étude 15, chapitre 5).

CHAPITRE 2

Conception et validation d'outils de mesure

Publications entrant dans le cadre de ce chapitre 2 :

Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F. Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the PowerTap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(8): 1023-1030, 2017.

Bouillod A, Soto-Romero G, Grappe F, Bertucci W, Brunet E, Cassirame J. Caveats and recommendations to assess validity of cycling power meters: a review. *Sports Engineering*, en cours de révision.

Frémeaux M, **Bouillod A**, Czajkowski M, Dauriannes A, Soto-Romero G, Grappe F. Accuracy, sensitivity and reproducibility of the PowerTap pedals. *International Journal of Sports Medicine*, en cours de révision.

1. Validité des capteurs de puissance mécanique : revue de littérature

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article soumis dans la revue *Sports Engineering* : « Caveats and recommendations to assess validity of cycling power meters: a review ».

Résumé détaillé

Caveats and recommendations to assess validity of cycling power meters: a review

Bouillod A, Grappe F, Soto-Romero G, Bertucci W, Brunet E et Cassirame J

État de l'art : La mesure de la $P_{méca}$ est une méthode intéressante et fréquemment utilisée pour quantifier l'intensité de l'exercice produite par le cycliste ou par le patient (dans un cadre médical). Cette mesure est actuellement très répandue dans le domaine du cyclisme, durant les entraînements et les compétitions (Garvican *et al.*, 2010 ; Jobson *et al.*, 2009 ; Nimmerichter *et al.*, 2011 ; Passfield *et al.*, 2017 ; Robinson *et al.*, 2011 ; Swart *et al.*, 2009), pour valider des modèles mathématiques (Bertucci *et al.*, 2013 ; Candau *et al.*, 1999 ; Dahmen *et al.*, 2011 ; Di Prampero *et al.*, 1979 ; Gonzalez-Haro *et al.*, 2007 ; Lim *et al.*, 2011a ; Lukes *et al.*, 2006 ; Lukes *et al.*, 2012 ; Martin *et al.*, 2006 ; Martin *et al.*, 1998 ; Underwood et Jermy, 2010a), pour évaluer le potentiel physique (Balmer, 2000 ; Bentley *et al.*, 2001 ; Bouillod *et al.*, 2017 ; Paton et Hopkins, 2005 ; Pinot et Grappe, 2011 ; Quod *et al.*, 2010) ou encore pour modéliser les efforts en compétitions (Ebert *et al.*, 2005 ; Ebert *et al.*, 2006 ; Lim *et al.*, 2011b ; Macdermid et Stannard, 2012 ; Vogt *et al.*, 2006 ; Vogt *et al.*, 2007a ; Vogt *et al.*, 2007b). Ces dernières années, de nombreux systèmes ont été développés pour mesurer la $P_{méca}$, que ce soit avec des ergomètres, des home-trainers ou des systèmes embarqués sur le vélo du cycliste. La validité de certains capteurs a été étudiée dans la littérature scientifique pour répondre à l'intérêt croissant des utilisateurs mais surtout pour fournir plus de détails sur leurs propriétés métrologiques (précision, sensibilité, répétabilité, reproductibilité et robustesse). Cependant, nous avons remarqué que toutes ces propriétés métrologiques ne sont pas toujours étudiées dans les travaux de la littérature. Nous pouvons également souligner quelques incompréhensions dans la description technologique des capteurs induisant des protocoles parfois inappropriés. Il nous semblait important de bien

comprendre ce que mesure réellement le système et la technologie utilisée par celui-ci afin de mettre en place un protocole visant à tester les limites du système dont il est question.

Objectif : L'objectif de cette étude était de réaliser une revue de littérature des travaux qui se sont intéressés à la validité des capteurs de $P_{méca}$. Nous avons montré que les protocoles d'évaluation étaient différents d'une étude à l'autre et pouvaient influencer la conclusion de ces études. C'est la raison pour laquelle il semblait nécessaire d'établir une revue de littérature afin de dégager les mises en garde et les recommandations pour les futures études.

Méthodes : La validité est une qualité générale de la mesure qui est déterminée à partir de l'évaluation de différentes propriétés métrologiques : la précision, la sensibilité, la répétabilité, la reproductibilité et la robustesse (Grappe, 2012). La précision d'un capteur de $P_{méca}$ représente sa capacité à mesurer ce pourquoi il a été conçu (Atkinson et Nevill, 1998). Cette propriété est très souvent, si ce n'est toujours, évaluée en comparant l'outil de mesure dont il est question avec un système de référence. Il est important de noter que la $P_{méca}$ attendue peut varier selon l'emplacement du capteur de $P_{méca}$ sur le vélo. Théoriquement, la $P_{méca}$ la plus élevée serait mesurée au niveau des pédales (e.g. Garmin Vector, PowerTap P1) alors que la $P_{méca}$ la plus faible serait mesurée au niveau du moyeu de la roue arrière (e.g. PowerTap G3, Max One) si l'on considère les pertes mécaniques entre ces deux points (Figure 23) (Bouillod *et al.*, 2016d). Les pertes mécaniques au niveau de la transmission ont été estimées à ~2,4 % dans la littérature (Martin *et al.*, 1998 ; Spicer *et al.*, 2001).

La sensibilité d'un capteur de $P_{méca}$ est la plus petite variation de mesure qu'il peut déceler. Elle peut également être définie comme la capacité d'un capteur à mesurer une faible amélioration de la performance (Atkinson et Nevill, 1998). La sensibilité est un paramètre exprimant la variation entre le signal de sortie du capteur en fonction de la variation du signal d'entrée (Grappe, 2012) qui peut être améliorée en augmentant le nombre de jauges de contrainte et leur emplacement ainsi que la fréquence d'échantillonnage. La relation entre les signaux d'entrée et de sortie du capteur est représentée par une relation linéaire la plupart du temps. De plus, la majorité des capteurs de $P_{méca}$ disponibles sur le marché mesurent la vitesse angulaire en détectant une révolution complète du moyeu ou de la manivelle. Par conséquent, lorsque la cadence de pédalage est faible ou varie soudainement au sein d'une même révolution, la sensibilité des capteurs peut être affectée (Passfield *et al.*, 2017). La répétabilité

représente la variation de $P_{méca}$ lorsque les mesures sont répétées avec le même capteur de $P_{méca}$ dans les mêmes conditions opératoires (équipement, opérateur, lieux, etc.) (Bartlett et Frost, 2008) dans un court intervalle de temps (Connett, 2008). La reproductibilité représente la variation de $P_{méca}$ lorsque les mesures sont répétées avec le même capteur de $P_{méca}$ dans des conditions opératoires différentes (Bartlett et Frost, 2008 ; Bouillod *et al.*, 2016d), à des intervalles de temps importants. La reproductibilité peut également être évaluée en mesurant la variation entre plusieurs capteurs de $P_{méca}$ du même fabricant. Enfin, la robustesse d'un système est une mesure de son aptitude à ne pas être affecté par de petites variations délibérées des paramètres de la méthode (Bouillod *et al.*, 2016d) et ainsi d'être utilisé sans problème durant au minimum une saison (fiabilité).

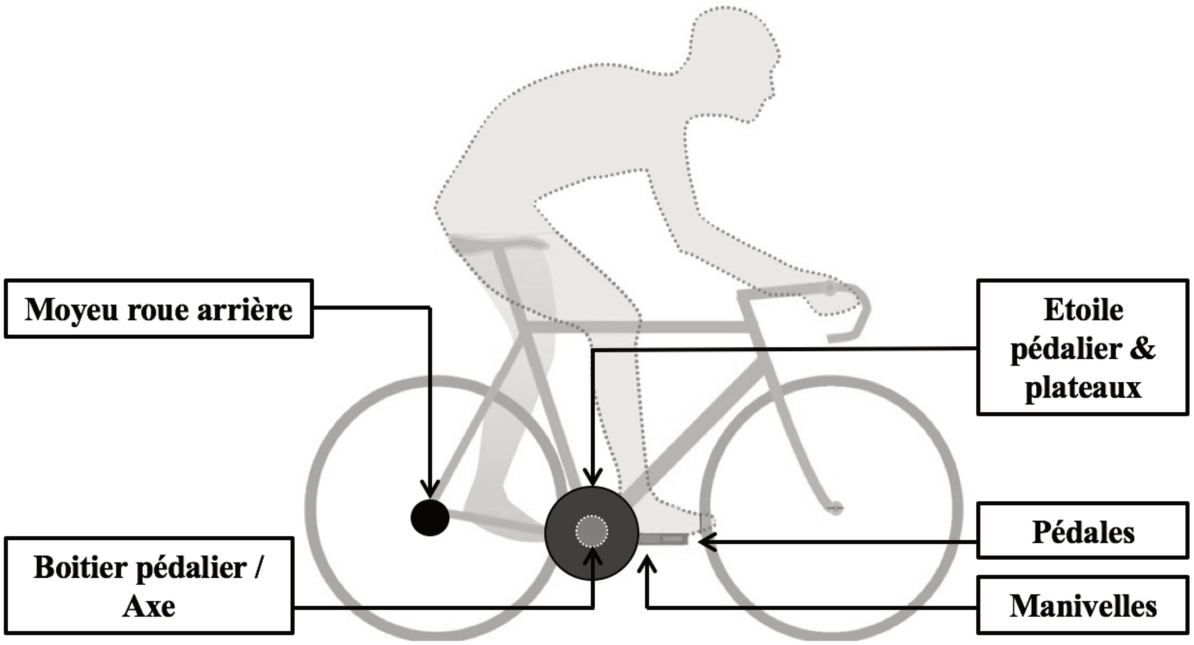


Figure 23. *Représentation de l'emplacement des capteurs de puissance mécanique sur le vélo.*

Afin d'identifier les articles qui ont investigué la validité des capteurs de $P_{méca}$, nous avons lancé une recherche dans plusieurs bases de données scientifiques (PubMed, SPORTDiscus et Google Scholar) en combinant différents mots clés. Les résultats obtenus de cette recherche ont été manuellement triés afin de garder uniquement les articles et les actes de conférence écrit en anglais et en relation avec notre thématique.

Résultats : Nous avons recensé 57 études qui se sont intéressées à la validité des capteurs de $P_{méca}$ en cyclisme. Parmi les capteurs étudiés, différents points de mesure ont été choisis par les fabricants : pédales (e.g. Garmin Vector, PowerTap P1), manivelle(s) (e.g. Stages), étoile du pédalier (SRM), chaine (e.g. Polar S710), boitier de pédalier (e.g. Ergomo Pro), moyeu de la roue arrière (e.g. PowerTap G3, MaxOne), home-trainers (e.g. CycleOps, Wahoo, Elite) et ergomètres (e.g. Monark, Lode). Différents protocoles ont été répertoriés, incluant différent(e)s propriétés métrologiques, systèmes de référence, analyses statistiques et facteurs environnementaux. Parmi les cinq propriétés métrologiques que nous avons définies dans la méthode, la précision est celle qui a été la plus étudiée (54 études) alors que la reproductibilité, la répétabilité, la sensibilité et la robustesse ont été étudiées à 33, 7, 5 et 5 reprises, respectivement. En ce qui concerne les systèmes de référence, le SRM (Schoberer Rad Messtechnich, Jülich, Allemagne) est le plus utilisé (26 études). 9 études ont été menées sur le terrain alors que les 48 autres études ont été menées en laboratoire. Le nombre de sujets est très différent d'une étude à l'autre, de 0 sujet (banc de calibration dynamique) à 56 sujets. L'étendue de la mesure est comprise entre 0 et 1700 W alors que la cadence de pédalage est comprise entre 40 et 180 rpm, incluant des exercices sous-maximaux et maximaux. D'autres facteurs environnementaux ont été testés comme le couple moteur, la position, la température ou encore les vibrations. Nous pouvons également ajouter que le traitement de données diffère entre les études ce qui rend leur comparaison difficile.

Discussion : Cette revue de littérature recense différentes technologies et protocoles utilisés par les fabricants et les scientifiques, respectivement. Les différents protocoles incluent différent(e)s propriétés métrologiques, systèmes de référence, analyses statistiques et facteurs environnementaux. Les capteurs de $P_{méca}$ sont conçus avec différents composants pour mesurer la $P_{méca}$. Les systèmes disponibles sur le marché utilisent principalement les jauges de contrainte pour mesurer la force alors que la vitesse angulaire est mesurée avec des capteurs magnétiques (e.g. SRM, Cyclus, PowerTap P1) ou des accéléromètres (e.g. Garmin Vector, G-Cog). De plus, le lissage des données varie d'une étude à l'autre ; de 1-5 s (Novak *et al.*, 2015), 10 s (Hoon *et al.*, 2016), 15 s (Novak et Dascombe, 2016), 30 s (Costa *et al.*, 2015), 1 min (Maxwell *et al.*, 1998) à plusieurs minutes (Miller *et al.*, 2016 ; Millet *et al.*, 2003). Si ce lissage n'a pas d'effet immédiat sur le biais, il influence clairement les limites d'agrément calculées selon la méthode de Bland et Altman (1986) (Figure 24). Si le lissage sur 1 s semble compliqué compte tenu de la synchronisation entre les systèmes, nous recommandons un

lissage sur 5 s puisqu'au-delà de cette durée, les limites d'agrément sont considérablement réduites.

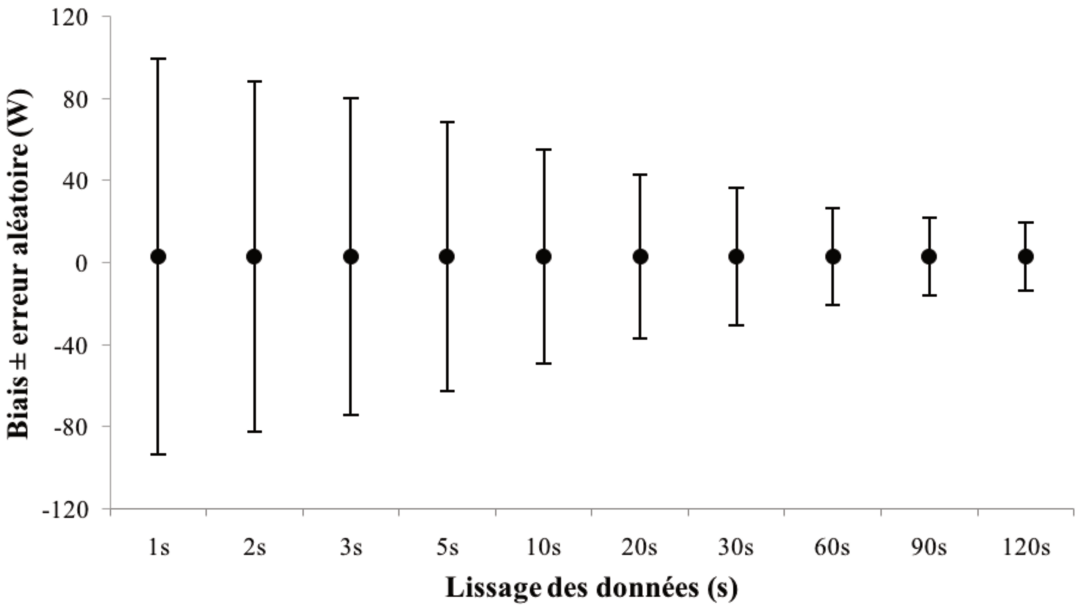


Figure 24. *Biais ± erreur aléatoire du capteur Stages comparé au capteur SRM durant une session d'entraînement de 3 heures sur le terrain (données personnelles). Chaque point représente un lissage spécifique pour la même série de données.*

Les propriétés métrologiques des capteurs de $P_{méca}$ ont été évaluées avec différentes analyses statistiques dans la littérature. Les analyses statistiques couramment utilisées sont les suivantes : test t, Anova, coefficient de corrélation, régression linéaire, analyse de Bland et Altman, effect size (ES), coefficient de variation (CV), coefficient de corrélation intraclass.

Enfin, il convient de souligner que plusieurs facteurs environnementaux peuvent altérer la mesure de $P_{méca}$ comme l'étendue de la mesure, les sprints, la cadence de pédalage, le couple moteur, le sujet, la température, les vibrations ou encore la position du cycliste sur son vélo. L'influence de la position, qui nous intéresse particulièrement dans le cadre de cette thèse, sur la mesure de $P_{méca}$ a été testée dans plusieurs études (Bertucci *et al.*, 2005a ; Bouillod *et al.*, 2016d ; Bouillod *et al.*, 2015 ; Duc *et al.*, 2007) pour évaluer la sensibilité des capteurs de $P_{méca}$. Bertucci *et al.* (2005a) ont montré que le moyeu PowerTap (Saris Cycling Group, Madison, États-Unis) n'était pas affecté par le changement de position (danseuse *vs.* assise). En position danseuse, Duc *et al.* (2007) ont mesuré une diminution significative de $P_{méca}$ avec le capteur Ergomo Pro comparée à la position assise. Enfin, nous avons également montré un

effet de la position sur la mesure de $P_{méca}$ avec les systèmes SRM, PowerTap G3 et Stages (Bouillod *et al.*, 2016d ; Bouillod *et al.*, 2015). Pour une même V_d sur un tapis roulant motorisé, la $P_{méca}$ était plus élevée en position danseuse (*vs.* position assise) pour les capteurs SRM (+2,1 %) et PowerTap G3 (+2,4 %). En revanche, la $P_{méca}$ mesurée par le système Stages (Stages Cycling, Saddleback Ltd., Royaume-Uni) était plus faible en position danseuse (-4,4 %) alors que les pédales Garmin Vector (Olathe, États-Unis) n'étaient pas affectées par le changement de position. Si l'on se réfère à la littérature, les capteurs de $P_{méca}$ devraient mesurer une augmentation de $P_{méca}$ en position danseuse (Bouillod *et al.*, 2014) en considérant les pertes mécaniques qui se produisent au niveau des pneumatiques, des roues et du cadre. Ces pertes mécaniques sont principalement dues aux oscillations latérales du vélo ainsi qu'aux variations de force durant le cycle de pédalage (Duc *et al.*, 2008). Les capteurs SRM et PowerTap sont considérés comme sensibles pour mesurer la variation de $P_{méca}$ entre les positions assise et danseuse alors que les systèmes Ergomo Pro, Stages et Garmin Vector ne le sont pas.

Conclusion : Les procédures d'évaluation des capteurs de $P_{méca}$ sont très différentes dans la littérature scientifique et ne font pas l'objet d'un consensus. Comme nous l'avons présenté dans cette revue de littérature, la méthodologie influence directement les résultats et rend la comparaison entre les études, et donc entre les capteurs, difficile. Cette revue fournit les mises en garde et les recommandations pour évaluer la validité des capteurs de $P_{méca}$ selon cinq propriétés métrologiques (précision, sensibilité, répétabilité, reproductibilité et robustesse). De plus, nous avons détaillé un certain nombre de facteurs environnementaux qui peuvent affecter la mesure de $P_{méca}$. Puisque toutes les propriétés métrologiques et tous les facteurs environnementaux ne peuvent être testés dans une même étude, nous suggérons de mentionner les effets qui n'ont pas été testés dans les limites de l'étude. Nous recommandons également : l'usage d'un système de référence pour étudier la précision, que l'étendue de la mesure de $P_{méca}$ soit en accord avec le niveau des athlètes, d'inclure un grand nombre de sujets afin de limiter l'effet lié aux caractéristiques individuelles, d'effectuer au moins trois mesures pour un même capteur et d'évaluer la reproductibilité/répétabilité inter-capteurs.

Caveats and recommendations to assess validity of cycling power meters: a review

Anthony Bouillod, Frederic Grappe, Georges Soto-Romero, William Bertucci, Emmanuel Brunet & Johan Cassirame

A large number of power meters appeared on the market during last decades to provide mechanical power (PO) measurement. Some of these power meters were evaluated for validity in the literature. This study aimed to perform a review of the available literature on validity of cycling power meters. We searched PubMed, SPORTDiscus and Google Scholar for studies about validity of cycling power meters. A total of 57 studies has been selected for reviewing process. Validity is a general quality of the measurement determined by the assessment of different metrological properties: accuracy, sensitivity, repeatability, reproducibility and robustness. Accuracy was most often studied from metrological property (54 studies). Reproducibility was the second most studied (33 studies) property. Finally, repeatability, sensitivity and robustness was considerably less studied with only 7, 5 and 5 studies, respectively. The SRM power meter is the most used as gold standard in studies. Moreover, the number of subjects was very different among them, from 0 (when using a calibration rig) to 56 participants. The PO tested was up to 1700 W whereas the pedalling cadence ranged between 40 and 180 rpm, including submaximal and maximal exercises. Other environmental factors were tested such as torque, position, temperature and vibrations. This review provides some caveats and recommendations when testing the validity of a cycling power meter, including all metrological properties (accuracy, sensitivity, repeatability, reproducibility and robustness) and some environmental factors (PO range, sprint, pedalling cadence, torque, position, subject, temperature, vibration and field test).

Keywords: metrological properties, mechanical power, gold standard, environmental factors, statistics.

1 Introduction

The mechanical power (PO) [1] measurement during riding is an interesting method to quantify intensity of exercise produced by cyclists or patients. This measurement is today widely used in cycling during training and monitoring process [2-7], to test or validate some mathematical models [8-18], to assess the physical potential of cyclists [19-24] or to measure performance requirements in competitions [25-31]. Additionally, the PO measurement can be used for many research purposes to quantify the effect of rehabilitation programs [32] or to evaluate a fitness level improvement induced by medical treatments, recovery techniques and many others [33-35].

During last decades, many systems appeared on the market to provide PO based on ergometers, trainers or mobile systems fitted on personal bikes. Due to large interest in measuring PO, the list of systems available for this purpose is very exhaustive (SRM crankset, Monark ergometer, PowerTap hub, pedals and chainring, Garmin Vector pedals, Stages crank arm, Lode Excalibur ergometer, CycleOps trainer, Cyclus ergometer, etc.). We noted that validity of power meters lead to a great interest and different potential users. As an example, mobile power meters were mainly used by professional cyclists for nearly 20 years. Seven of the 2017 UCI WorldTeams use the SRM power meter while seven different power meters (Power2max, 4iiii, Pioneer, Stages, Quarq, Shimano and Rotor) are used in the remaining eleven World Teams [36]. Moreover, mobile power meters are actually used by many recreational cyclists. Due to this important number of potential users, manufacturers developed many systems and claimed their validity. The validity of power meters has also been tested in the scientific literature to provide more details about their metrological properties (accuracy, sensitivity, repeatability, reproducibility and robustness). However, a major problem is that all the metrological properties are not studied in most of the articles. Indeed, the studies investigated only some part of the power meters' properties and did not provide very relevant information for end user. Moreover, it is not always easy to relate the statistical analyses with the studied metrological properties.

We can point out some misunderstood from technological description of systems leading to inappropriate protocols or mistakes during measurement. It is a very important point to understood clearly what is really measured by the systems and the technology used to implement a protocol able to stress the systems in right way and to take care of all manufacturers' recommendations as calibration or/and offset processes to obtain meaningful data. For example, we note that SRM system (SRM, Schoberer Rad Messtechnich, Jülich, Germany) has become the gold standard for power meters to assess the validity of other mobile power meters [37-39] or home-trainers [40,41]. Regarding articles focusing on ergometers, we can found very heterogeneous gold standard systems, such as dynamic calibration rig (CALRIG, Tom, Stanef, SASI, Australia) [42,43], home-made systems [44,45] or metabolic measurement devices [46]. All these testing processes induce various results that do not permit to obtain similar information from each system. In addition, data analysis of all studies is not similar regarding periods of measurement, averaging or statistical methods used to compare with the gold standard. Data analysis and statistics are very important to compare two systems and directly

influence conclusions on the validity of the system. Even if Bland and Altman method [47] is perfectly adapted for this issues, we can observe in the literature many different ways to perform this data analysis.

Some of previous studies proposed several conditions permitting to assess the validity of power meters by studying different metrological properties implementing different protocols, data analysis and testing the responses of the systems according to different environmental factors (PO range, sprint, pedalling cadence, torque, position, subject, temperature, vibration or field test) directly able to affect the results and then conclusions. No study provides clear overview about power meters' validity in all these conditions. Therefore, this systematic review aims to provide caveats and recommendations to assess the validity of cycling power meters taking into account all the metrological properties which should be studied.

2 Methods

When performing measurements with power meters, it is legitimate to question the validity of these ones. Validity is a general quality of the measurement determined by the assessment of different metrological properties: accuracy, sensitivity, repeatability, reproducibility and robustness [48]. Accuracy is the ability of power meters to reflect what it is designed to measure [49] or how close the values obtained are to the true value. It can be assessed by comparing measurements obtained using a given power meter with measurements obtained using a gold standard power meter. The expected PO and its accuracy can vary according to the location of the power meter on the bicycle. According to standard instructions of calibration recommended by the manufacturers, the highest PO would be measured at the pedals (e.g. Garmin Vector, PowerTap P1), whereas the lowest PO would be measured at the rear hub (e.g. PowerTap G3, Max One) considering the mechanical losses in the bicycle components (Fig.1) [50]. Frictional losses from the drive train dissipate some of the power input. Indeed, a difference in simultaneous PO measurements should be found before and after the drive train, considering that the data were not compensated during the signal processing. Drive train frictional losses are proportional to the PO and have been suggested to amount to ~2.4% [8,51].

Sensitivity can be determined as the smallest measurement change that can be detected by the power meter. It is also the ability to detect changes in performance, which may be very small, but still meaningful to athletic performance [49]. Sensitivity is a parameter expressing the variation between input and output signals measured by the power meter which can be improved by increasing 1) the strain gauges' number and their location and 2) the sampling frequency. The relationship between both input and output signals is represented by a linear regression most of the time. Moreover, most commercially available power meters measure angular velocity simply by detecting complete hub or crank rotations. As a consequence, when angular velocity is low or changes notably within a single rotation, the power meter's sensitivity may be affected [2].

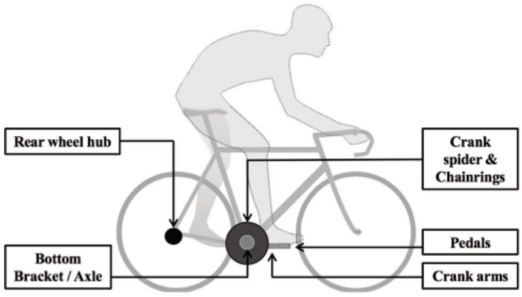


Fig. 1 Schematic illustration of power meters' location on the bicycle.

Repeatability refers to the variation in repeating measurements with the same power meter under similar conditions [52]. This means that the measurements are made under similar conditions: the same equipment, the same place, the same technician, etc. Additionally, the measurements are made over a short period of time [53], over which the underlying PO can be considered as constant. The measurements' variations obtained by the same power meter can be ascribed to the measurement process itself.

Reproducibility refers to the variation in measurements made on a power meter under changing conditions [52,50]. The changing conditions may be due to different methodologies (e.g. variations in technicians, equipment, time of day, place, ambient temperature and innumerable other factors that either are not known or cannot easily be controlled) or measurements being made over a long period of time, within which the PO could undergo non-negligible change. Reproducibility will be larger than repeatability because it includes components of variance that repeatability does not. A prior estimate of reproducibility is essential when the primary outcome of a study is a quantitative measurement. Reproducibility can also be assessed by measuring the variability between sensors.

Finally, robustness is the ability of power meters to remain unaffected by small variations of experimental factors [50] and thus, to be used without failure for a period of time of at least one competitive season (reliability).

In order to identify higher number of articles as possible focused on validity of power meters, we searched in several scientific databases with different combination of keywords. PubMed, SPORTDiscus and Google Scholar were used to search for literature and all search were proceeded in English. In order to list publication, we combined "cycling power meter", "ergocycle" or "ergometer" with following terms to obtain relevant items: validity, reliability, accuracy, sensitivity, repeatability, reproducibility, robustness. This search identified 7625 records in those databases. Recordings were manually sort to extract only relevant paper fitting the

topic. The final screening exclusively includes articles and conference paper with peer-reviewed written in English.

3 Results

An important review of literature listed many studies (57) that aimed to assess the validity of PO measurement devices (Table 1). Our review provides exhaustive list of points where manufacturers perform PO measurements: pedal(s) (e.g. Garmin Vector, PowerTap P1), crank arm(s) (e.g. Stages), spider crank (SRM), chainrings (e.g. PowerTap C1), chain (e.g. Polar S710), bottom bracket axle (e.g. Rotor, InPower), rear hub (e.g. PowerTap G3, MaxOne), home-trainers (e.g. CycleOps, Powerbeam, Wahoo, Elite) and ergometers (e.g. Monark, Lode). All systems included their own technology regarding PO measurement. Moreover, we noted very heterogeneous protocols including different metrological properties, gold standard systems, statistical analyses or environmental factors tested. Among the five metrological properties previously defined in the methods part, accuracy was the most often studied (54 studies). Reproducibility was the second most studied metrological property (33 studies). Finally, repeatability, sensitivity and robustness was considerably less studied with only 7, 5 and 5 studies, respectively, in the literature. Previously, we have shown the importance to study the validity of power meters by assessing five essential metrological properties but obviously this recommendation was not often respected. Concerning the gold standard systems, the most used power meter was the SRM. Indeed, the SRM was the reference device in 26 studies. Nine studies were conducted in the field whereas all the others were realised in laboratory. Among these nine studies, four combined both field and laboratory protocols to increase the number of measurements.

Moreover, the number of subjects was very different between all the studies, from 0 (when using a calibration rig) to 56 participants. In all the studies reviewed, the PO tested was up to 1700 W whereas the pedalling cadence ranged between 40 and 180 rpm, including submaximal and maximal exercises. Other environmental factors have been tested such as torque, position, temperature or vibrations which will be detailed latter in this article. Finally, the data averaging was also different between studies making the comparisons difficult. Also, we note that the peak data were often used during sprint tests.

Among the 57 studies listed, 30 pointed the validity of ergometers. The majority of medical bikes measured PO basing on flying wheel resistance, pedalling cadence and gear. We can find friction-braked (e.g. Monark), air-braked (e.g. Kingcycle) or electromagnetically braked ergometers (e.g. Lode) which apply theoretical brake computed from rotation speed of the flying wheel. The angular velocity of the wheel is different from the pedalling cadence depending on gearing, that's why manufacturers integrate this element in calculation. For those kinds of bikes, mechanical brake with friction belt on flywheel (e.g. Monark) is very popular but suffer from many limitations because of frictional loss and pendulum error of measurement. Ergometers with electromagnetic brake are probably the most represented category with many medical brands as, Shiller, Ergoline, Custo, Lode, General Electric and many others. We did not find many studies reporting information about validity of such bikes for several reasons. First, it was not easy to install gold standard system on these ergometers to perform simultaneous measurements. Secondly, these bikes aim to assess patients and do not fit cyclist's requirements (position, saddle and pedals).

Table 1 Overview of the studies included in this review

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Abbiss et al. 2009 [54]	Velotron Ergometer (Racer-Mate, Inc., Seattle, Washington USA)	Calibrator Rig	x		0 & 15	250-1700	100-120	Max and full step	Accuracy Reproducibility	Sprint - Power range – Time trial 30 km
	SRM Scientific	Calibrator Rig	x		0 & 15	250-1700	100-120	Max and full step		Sprint - Power range – Time trial 30 km
Astorino et al. 2012 [55]	Velotron Ergometer	Monark 894E (Monark, Vansbro, Sweden)	x		40	0 - 11 $W.kg^{-1}$	140 - 180	Average on Wingate (30 s) and peak value	Accuracy Reproducibility	Sprint (Wingate)
Attaway et al. 1992 [56]	Monark Ergometer & Velodyne Ergometer (Frontline Technology, Inc., Irvine, CA)	Physiologic and perceptual responses	x		7	100-400	90 with Monark & Free with Velodyne	Full step	Accuracy Reproducibility	Power range
					6	125-225	90	Full step		Power range
Balmer et al. 2000 [57]	Kingcycle Air-Braked Cycle Ergometer (EDS Portaprompt Ltd, High Wycombe, UK)	SRM	x		9	400	-	60 s	Accuracy Reproducibility	-
Balmer et al. 2000 [58]	Kingcycle Air-Braked Cycle Ergometer	SRM	x		13	360-500	-	60 s	Accuracy	MAP - 16.1 Km TT
Balmer et al. 2004 [59]	Monark 814E	SRM Scientific	x		56	300-500	-	Average on Wingate (30 s) and peak values (1 and 5 s)	Accuracy	Sprint (Wingate)

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Bernard et al. 2015 [60]	I-Crankset (SENSIX Society, Poitiers, France) & SRM	RTSL (Eaton Corporation, Troy Michigan, USA)	x		1	Unknown	56-90	Full step	Accuracy	Torque range and variation 26 stable (18-30) - cadence variation 80 rpm (56-90)
Bertucci et al. 2005 [37]	PowerTap PRO + (Saris Cycling Group, Madison, USA)	SRM Scientific	x	x	1	100 - 420 + sprint	45 - 120	Full step	Accuracy Sensitivity Reproducibility	Power range - Sprint - Position (Seated vs. Standing) – cadence
Bertucci et al. 2005 [40]	Axiom Powertain (Elite, s.r.l., Fontaniva, Italy)	SRM Scientific	x		19	130-400	90 during MAP test ~90-100 during TT tests	Full step	Accuracy Reproducibility	Power range - slope
Bertucci et al. 2011 [45]	New ergometer	SRM Scientific	x		1	100-300	90	Full step	Accuracy Reproducibility	Power range
Bertucci et al. 2012 [61]	Fortius cycling ergometer (Tacx, Wassenar, Netherlands)	PowerTap	x		35	200-350	Unknown	Full step	Accuracy Reproducibility	Time trial 6 and 30 minutes
Bertucci et al. 2013 [62]	G-Cog (Rennen Design Group, Middleboro, Massachusetts, USA)	SRM & PowerTap Pro	x	x	1	100-1050	-	Sprint. 30s	Accuracy Reproducibility	Sprint - Power range
Bouillod et al. 2015 [63]	Stages (Stages Cycling, Saddleback Ltd., UK) & Garmin Vector (Olathe, USA)	SRM Professional	x	x	1	150-1400	60-100	Peak 1s and 5s during sprints and full step during sub-maximal incremental tests, sub-maximal 30-min continuous tests and field test	Accuracy Sensitivity Reproducibility	Power range - Cadence range - Sprint - Field - Position - Time

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Bouillod et al. 2016 [50]	Stages, Garmin Vector & PowerTap G3	SRM Professional	x	x	1	150-1600	60-100	Peak 1s and 5s during sprints and full step during sub-maximal incremental tests, sub-maximal 30-min continuous tests, field test and vibration test	Accuracy Sensitivity Reproducibility Robustness	Power range – Cadence range – Sprint – Field – Position – Time – Vibration
Chiementin et al. 2013 [64]	G-Cog	Uniaxial accelerometer (DJB A/120/V sensitivity: 100 mV/g)	x		6	100-400	Unknown	Full step	Accuracy Reproducibility	Power range
Costa et al. 2015 [65]	Powercal (CycleOps, Madison, USA)	Velotron ergometer	x		10	400-700	Unknown	Peak and mean 15, 30 and 45 seconds	Accuracy Reproducibility	Power range
Costa et al. 2017 [66]	Powercal	Velotron ergometer	x		21	~280	Unknown	Intervals of 1 km averaged	Accuracy Reproducibility	Time
Czajkowski et al. 2016 [67]	PowerTap P1 (Saris Cycling Group, Madison, USA)	SRM Professional	x		5	150-1250	60-100	Peak 1s and 5s during sprints and full step during incremental	Accuracy Reproducibility	Pattern range - Power range - Cadence range - Sprint
Davison et al. 2009 [68]	Computrainer ergometer (Racermate inc., Seattle, WA, USA)	SRM	x		1	200	~90	Full step (2 min)	Accuracy Robustness	Temperature – Calibration procedure
Drouet et al. 2008 [44]	Tacx Flow Ergotrainer (Technische Industrie Tacx BV, the Netherlands) & Computrainer Pro Basic	Calibration Rig	x		-	100-600	80-130	Full Step	Accuracy	Power range - Cadence range
	SRM & PowerTap	Calibration Rig	x		-	330-607	80-130	Full Step		Power range - Cadence range

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Duc et al. 2007 [69]	Ergomo Pro (G-Sensortrchnik GmbH und Co. KG, Mörfelden-Walldorf, Germany)	SRM	x	x	1	100-900	47-123	Peak and mean 1 and 5 minutes	Accuracy Reproducibility	Power range - Sprint – Cadence range
Earnest et al. 2005 [70]	Lode Excalibur (Lode Medical Technology, Groningen, The Netherlands)	-	x		12	100-300	Free	Last minute of each step	Reproducibility	Power range
	Computrainer	-	x		14	100-300	Free	Last minute of each step		Power range
Finn et al. 2000 [71]	Repco air-braked ergometer (Repco Ltd., Huntingdale, Victoria, Australia)	Calibration Rig	x		-	150-1500	70-150	Full step	Accuracy Reproducibility (2 ergometers and 2 trials by ergometer) Sensitivity	Barometric pressure - Cadence range – Power range
Franklin et al. 2006 [72]	Monark 824E	SRM Professional	x		8	~180	60	Last 3.5 minutes averaged	Accuracy Repeatability	-
Gardner et al. 2004 [43]	SRM	Calibrator Rig	x		-	50-1000	60-120	Full step, averaged periods ≥ 1 min and peak power	Accuracy Reproducibility Robustness	Calibration - temperature - cadence - power range
	PowerTap	Calibrator Rig	x		-	50-1000	60-120	Full step, averaged periods ≥ 1 min and peak power		Calibration - temperature - cadence - power range
Gordon et al. 2007 [73]	Polar S710 (Polar, Kempele, Finland)	SRM	-		-	-	-	-	-	Mechanical issues related to the use of the Polar S710
Grappe et al. 1997 [74]	Max one (Look SA, Nevers, France)	Mathematical model	x		12	50-600	60	Last 45 s of each step	Accuracy Reproducibility (2 trials)	Power range

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Guiraud et al. 2010 [46]	Ergomeca friction-loaded ergometer (GP400, La Bayette, France)	MOXUS Modular VO_2 System II (AEI Technologies, Inc., Pittsburgh, PA)	x		5	100-300	75-90	Last min of each step	Accuracy	Power range - Pattern range
	Lifecycle 9500HR lifefitness (electromagnetic brake, Schiller Park, Illinois, USA)	MOXUS Modular VO_2 System II	x		5	100-300	75-90	Last min of each step		Power range - Pattern range
	Monark 824E	MOXUS Modular VO_2 System II	x		5	100-300	75-90	Last min of each step		Power range - Pattern range
	Polar S710	MOXUS Modular VO_2 System II	x		5	100-300	75-90	Last min of each step		Power range - Pattern range
	Computrainer Pro RC1 model 8001	MOXUS Modular VO_2 System II + Prony calibration device	x		5	100-300	75-90	Last min of each step		Power range - Pattern range
Hoon et al. 2016 [75]	Wahoo KICKR (Wahoo Fitness, Atlanta, USA) + SRM	Calibrator Rig	x		Calibrator Rig	50-400	Free	Final 10 s of each step	Accuracy Reproducibility (5 trainers and 2 trials by trainer)	Power range
Hopker et al. 2010 [76]	Wattbike Cycle Ergometer (Wattbike Ltd, Nottingham, UK)	SRM Scientific	x		Calibration rig	50-1250	70-90 up to 700 W 90 above 700 W	Last min of each step	Accuracy Reproducibility	Power range - Cadence range

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
	Wattbike Cycle Ergometer	SRM Scientific			20	50-340	70-105	Full step		Pattern range - Power range - Cadence range
Hurst et al. 2006 [77]	Polar S710	SRM Amateur	x		12	~550	~115	Max and full step	Accuracy	Power range
Hurst et al. 2015 [78]	Stages Cycling	SRM Professional		x	1	~230-450	~75-102	Max and full step	Accuracy Reproducibility (15 trials)	Peak and mean power of one off-road climb
Jones & Passfield 1998 [79]	SRM (2 Scientific and 1 Professional)	Monark 824E ergometer	x		-	90-630	90	Last minute of each step	Accuracy Repeatability (2 trials)	Power range
Kirkland et al. 2008 [80]	Ergomo pro	SRM + Monark 814E	x		9	50-450	Free (~80)	Full step	Accuracy Repeatability (3 trials)	Patten range - Power range - Balance L/R quantified with Lode
Lawton et al. 1999 [81]	SRM	Dynamic calibration rig	x		19 SRM 1 CALRIG	50-900	100	Unknown	Accuracy Reproducibility	Power range
MacIntosh et al. 2001 [82]	Monark (834E & 868) ergometers	-	x		5	600-1200	Free	Peak and mean 30 s (Wingate)	Accuracy	Sprint (Wingate)
Maier et al. 2017 [83]	SRM (12) Powertap (10) Quarq (11) Stages Cycling (13) Verve Cycling (3) Power2max (2) Garmin Vector (1) Keo Power (1) Rotor Power (1)	Mathematical model	x		32	Up to 360	Free	Full step	Accuracy Repeatability (3 trials) Reproducibility between power meters	Power range
Mcgregor et al. 2005 [84]	Computrainer	-	x		14	350-600	Free	Mean every 5 s and over the entire test	Accuracy Reproducibility (2 trials)	Sprint (Wingate)
	Powertap	-	x		14	350-600	Free	Mean every 5 s and over the entire test		Sprint (Wingate)

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Maxwell et al. 1998 [85]	35 friction-braked (Monark) ergometers	Dynamic calibration rig	x		Dynamic calibration rig	50-400	60	Last min of each step	Accuracy Robustness	Power range - Oldness (old vs. new) - hysteresis effect (up vs. down)
	5 research-grade air-braked (Repco) ergometers	Dynamic calibration rig	x		Dynamic calibration rig	50-1150	50-150	Last min of each step		Pattern range - Cadence range - hysteresis effect (up vs. down)
	5 electromagnetically braked ergometers	Dynamic calibration rig	x		Dynamic calibration rig	50-400	40-60	Last min of each step		Pattern range - Cadence range
Micklewright et al. 2006 [86]	Lode Excalibur	Monark 814E	x		15	400-950	Free	Peak, minimum and mean 30 s (Wingate)	Accuracy	Sprint (Wingate)
Miller et al. 2016 [87]	Quarq (Quarq, Spearfish, SD, USA) & Stages	PowerTap	x		4	~220	60-90	Full step	Accuracy	Pattern range - Cadence range
	Quarq & Stages	PowerTap		x	8	100-350	50-80	Full step according to three profiles (UP, DH and Flat)		Pattern range - Power range - Field profile - Frequency distribution
Millet et al. 2003 [88]	Polar S710	SRM Professional		x	8	200-440	Free	Max 5-sec value and full step	Accuracy Repeatability (4 trials) Sensitivity	Pattern range - Power range - Position
	Polar S710	SRM Professional	x		44	~130-170	60-110	Last 5 min of each trial		Pattern range - Cadence range
Nimmerichter et al. 2017 [89]			x	x	6	100-850	50-110	Full step, 30-s intervals and peak 1 s	Accuracy Repeatability	Power range – cadence range – sprint - time
Novak et al. 2015 [41]	Lemond revolution cycle ergometer (HOIST Fitness, CA, USA)	SRM Scientific	x		10	100-400	Free	Full step	Accuracy	Pattern range - Power range

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
	Lemond revolution cycle ergometer	SRM Scientific	x		9	100-1400	Free	Peak 5sec (stationary and rolling) and 15s seated + mean 5s (stationary and rolling), 15, 30, 60, 240 and 600s rolling		Pattern range - Power range - sprint with standing start (flywheel speed with both stationary and rolling starts)
Novak et al. 2016 [38]	Garmin Vector pedals	SRM Scientific	x		21	200-1200	Free	Peak 5s (stationary and rolling) and 15s seated + mean 5s (stationary and rolling), 15, 30, 60, 240 and 600s rolling	Accuracy	Pattern range - Power range - sprint with standing start (flywheel speed with both stationary and rolling starts)
Paton & Hopkins 2006 [90]	Kingcycle Air-Braked Ergometer, SRM & PowerTap	-	x		11	Unknown	Free	Mean 5 minutes' time-trial	Reproducibility (3 trials)	-
Peiffer et al. 2011 [91]	Tacx Fortius Virtual Reality cycle trainer	PowerTap	x		10	150-375	Free	Full step and 2 km averaged values during TTs	Accuracy Reproducibility (3 TTs of 20 km)	Pattern range - Power range
Reiser et al. 2000 [92]	Cyclus (Avantronic, Leipzig, Germany) & Lode Excalibur	SRM	x		12	100-250	70-90	Last min of each step - Indirect comparison with physiological measurements	Accuracy	Power range - Cadence range
Reiser & Hart 2008 [93]	Kreitler Alloy roller (Kreitler Custom Rollers, A Division of Eko Sports, Inc., Grand Junction, CO, USA)	SRM Professional	x		1	0-450	60-110	Last min of each step	Accuracy	Power range
Rivera et al. 2005 [94]	Computrainer	-	x		14	200-250	Free	Full step	Accuracy Reproducibility (2 trials)	Power range
	Powertap	-	x		14	200-250	Free	Full step		Power range

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
Rodger et al. 2016 [95]	Cyclus	SRM	x		10	140-1000	Free for incremental and sprint tests 100 for isokinetic test	Full step for incremental and isokinetic tests Mean 10 s for sprint test	Accuracy	Power range - Sprint
	Stages	SRM	x		10	140-1000	Free for incremental and sprint tests 100 for isokinetic test	Full step for incremental and isokinetic tests Mean 10 s for sprint test		Power range - Sprint
Sparks et al. 2015 [39]	Look Keo Power Pedals (Look, Cadex, France)	SRM Scientific	x		10	75-1100	80-90 Free during sprints	Final 30s of each step of the incremental protocol Each 3 min, 100-W stage of the repeated-sprint protocol Mean of the first 5s of all-out bouts	Accuracy Reproducibility (2 trials for both incremental and sprint tests)	Power range - Sprint
Wainwright et al. 2016 [96]	10 Wattbikes	Lode Excalibur	x		Motorized calibration rig	100-1000	70-130	Last 30s of each step	Accuracy Reproducibility (10 Wattbikes and 2 trials by Wattbike)	Power range - Cadence range
Wilmore et al. 1981 [97]	Friction-braked ergometer (fabric belt)	-	x		10	50-250	60	Full step	Accuracy Reproducibility inter-ergometers	Power range
	Friction-braked ergometer (disc brake)	-	x		10	50-250	60	Full step		Power range
	Electrically-braked ergometer	-	x		10	50-250	60	Full step		Power range

Table 1 continued

Study	Power meters	Gold standard	Lab	Field	n	Power (W)	Cadence (rpm)	Data averaging	Metrological properties	Environmental factors / Other
	Friction-braked ergometer (hydraulic system)	-	x		10	50-250	60	Full step		Power range
Woods et al. 1994 [42]	Monark	Calibration rig	x		Calibration rig	0-350	60	Last min of each step	Accuracy Repeatability (6 trials) Reproducibility (6 trials)	Power range
Zadow et al. 2016 [98]	Wahoo KICKR	Calibrator Rig	x		Calibrator Rig	100-1000	80-120	Last min of each step	Accuracy	Power range - Cadence range
Zadow et al. 2017 [99]	Wahoo KICKR	Calibrator Rig	x		Calibrator Rig	100-600	80-100	Last min of each step	Accuracy Robustness	Power range - Cadence range

4 Discussion

The main findings of this systematic review show that various technology and heterogeneous protocols are reported among the studies, including different metrological properties, gold standard systems, statistical analyses and environmental factors. The following paragraphs will discuss the technological description of power meters, protocols and data analysis and environmental factors.

4.1 Technological description of power meters

About technology, we note that mobile power meters can use different technological components to obtain PO. Regarding force, systems available on the market mainly use strain gauges but we can also find resonant string gauges. Concerning angular velocity, manufacturers mainly use magnetic sensors counting number of passage in front of magnet(s). According to the design of systems, we note various numbers of magnets in order to obtain higher sampling frequency on single revolution (e.g. SRM: 1; Cyclus: 4; Powertap P1: 20). Finally, several devices measure angular velocity with accelerometers (e.g. Garmin vector, G-Cog). Technological conception is very important because each element will be affected by environment and measurement condition and can permit to stress sensors in appropriate way.

Strain gauges permit to transform micro-strain in electric resistance variation. Those sensors are pasted on mechanical part where force is applied. Generally, they are installed by pair perpendicularly to obtain deformations in two axes. Number of strain gauges on power meter can be different considering the design of the mechanical part and accuracy expected (e.g. 4–20 strain gauges used in SRM, depending on the model). From those sensors, electric signal is filtered and processed to obtain force considering characteristics of the mechanical part. In order to obtain valid measurements, several parameters such as temperature have to be integrated to adjust calculation. Moreover, calibration (slope adjustment + offset) must be done regularly to adjust initial deformation of the material over the time. Number of strain gauges, design of the mechanical part, data processing and dynamic calculation adjustment play a major role in accuracy of torque measurements provided by this kind of technology. On the other hand, resonant string gauges can be found in power meters to measure the force at the pedal (e.g. Garmin vector). This technology is different from strain gauges even if it provides same information. Measurement is performed considering vibration induced by strain from the mechanical part. In the same way as strain gauges, this technology will be affected by signal filtering and processing as well as temperature.

Regarding angular velocity, the majority of systems measure time elapsed during a revolution or part of a revolution if several magnets are used. Number of magnets affect the sampling rate of angular velocity and can be a limiting factor during low rate. In addition, several manufacturers use multi-pole magnets (North – South) to obtain double points of measurements (e.g. Powertap P1). Higher number of magnets can permit to detect angular position of sensors to provide pedalling pattern when computed with torque. Then, angular velocity can be performed with accelerometer (e.g. Garmin Vector and G-Cog). This technology makes it possible to obtain angular velocity on each point of the revolution. Manufacturers use this advanced technology less because data filtering and processing is very important and lead to some limitations. Finally, in case of very important angular velocity or vibration, systems can be saturated and produce erroneous data.

4.2 Protocols and data analysis

4.2.1 Simultaneous and averaging PO measurement

In our review, 54 studies compare PO measurement systems with gold standard to investigate the accuracy (Table 1). Nevertheless, 33 and 7 studies investigated reproducibility and repeatability comparing several consecutive trials. In such situation, we cannot fully attribute the measurement variability to power meters but subjects' test and retest variation. This kind of protocol can provide global idea about use of the system but no relevant information about reproducibility and repeatability.

Also, we can find some studies comparing different ergometers using metabolic measurement devices [46,56]. Given that potential PO measurements were obtained with different medical bikes, that kind of protocol could be very helpful to rescale training program in accordance with goal [100]. Nevertheless, indirect comparison with another value as oxygen consumption (VO_2) measurement could not clearly indicate the level of validity. In those situations, we can observe difference related to PO measurement system, subjects or metabolic measurements. By using large sample, we could eventually describe overestimation or underestimation if the difference is large enough.

From our side, we believe that only simultaneous PO measurement with system and gold standard can permit to evaluate relevantly the accuracy of a power meter. In this situation, we are able to provide quantitative information about accuracy. Regarding statistical methods, Bland and Altman method [101,47] is the most appropriate method to assess accuracy between two measurement systems measuring the same variables. Nevertheless, simultaneous measurement of PO is not easy regarding synchronisation. Studies rarely explain how the synchronisation is performed, or how data are caught and stored. We can imagine that PO data are exported to a spreadsheet with the same sampling rate and visually synchronized looking the shape of the data curve.

Instantaneous PO values are cyclic due to different force moments and effectiveness during the pedalling cycle [102]. Even during constant PO measurement, we know that instantaneous PO follow "sinusoid trend" around average value (Fig. 2). For this reason, synchronisation is very

important to compare small timing periods. Many users believe that pressing the record button simultaneously is sufficient to obtain acceptable synchronisation. In fact, this part does not totally fix the synchronisation problem. Bike computers are only a passive recorder of sensor's data and catch those ones when they are available. That is mean; we have to start simultaneously PO measurement systems without any button or possibility to trigger those ones. The PO measurement system start to send PO data after initialisation process (unknown time) and movement detection. For example, SRM system starts by initialisation process and then measures after crank rotation detected by a reed switch.

These elements lead to the incapacity to synchronise perfectly many systems and bring important limitations for statistical approach. As explain previously, PO values follow sinusoidal curve. A shift in synchronisation automatically lead to average PO on different periods and finally different average values. As an example, Fig. 2 highlights PO value around 220 W with two different average time periods of 1 s. Even if the PO curve is the same, both 1 s averaging display a difference of 18 W. This point constitutes a caveat in PO measurement comparison and lead to statistical analysis which induce very large limits of agreement (LoA) and poorer accuracy than expected.

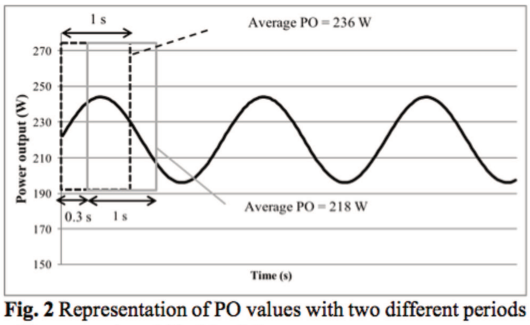


Fig. 2 Representation of PO values with two different periods of 1 s averaging shifted by 0.3 s.

On the same time, we can find that many studies compared PO measurement with average values delivered by two sensors. Duration of averaging period can be very different from one study to another one; from 1 second, 5 seconds [41], 10 seconds [75], 15 seconds [38], 30 seconds [65], 1 minute [85] to several minutes [88,87]. This very large difference in data processing will directly modify LoA highlighted by Bland and Altman analysis [101]. The Fig. 3 shows a comparison between Stages and SRM power meters. Based on same samples, data processing was performed using averaging periods of 1, 2, 3, 5, 10, 20, 30, 60, 90 and 120 seconds. We note that short averaging period provided larger LoA than longer periods. We previously explained that 1 sec duration cannot be used to provide comparison during measurement because of uncontrollable synchronization process, as explain previously. In other hand, we can see that periods over 30 seconds smooth the difference and induce smaller LoA. Given that instantaneous values measured by system can be lower or higher than real measurement, the average of both negative and positive differences cancel the observed discrepancy. We note that this process does not modify bias but increase the random error.

In order to standardize studies about PO measurement, averaging period seems a very important method to allow comparison of power meters. Considering previous arguments, we can consider that a small averaged period can be interesting to compare systems and obtain information about sensitivity of PO variations. Nevertheless, we need to avoid systematic bias due to synchronization shift comparing data. In this context, 5 seconds' duration appears to be a relevant period for sub-maximal intensities because users often use a smoothing to display the PO data on bike computer (average on last 3 or 5 seconds). This duration provides less variations on the power control display that allow them to maintain easier the target PO during the effort.

As describe in Fig. 3, averaging periods longer than 5 seconds lead to smaller LoA. It will ensure the validity for each point of the Record Power Profile (RPP) [24] excepted the 1 second period. As discussed previously, it is not possible to use this period to compare measurements because it enlarges LoA. However, explosive capability of athlete or patient is very important parameter to consider [103,104]. To investigate that characteristic (maximal PO or time to peak PO), it will be very important to investigate it specifically with different protocols [105,106]. The first recommendation is to perform important number of tests in order to reduce random error related to time shift [107]. This number can be achieved upgrading number of subjects and making several trials for each (from 5 to 10). Secondly, in order to obtain maximal PO delivered by subjects, it is very important to use PO measurement system with accurate measurement in high value with higher sampling rates from gold standard system and power control. As example, SRM system provide PO at 4 Hz but only the bike power control provided by SRM Company (power control 7 and 8) records those values. If the recording process is made by another brand (Garmin, Bryton, Suunto, etc.), only 1 Hz is performed for recording. Those two recommendations permit to reduce error in data processing and compare maximal PO values with gold standard.

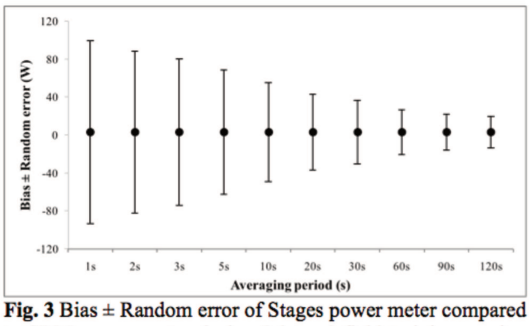


Fig. 3 Bias ± Random error of Stages power meter compared to SRM power meter during 3 hours' field training session (personal data). Each point corresponds to a specific averaging period in order to analyse the same data samples.

4.2.2 Statistical methods for assessing validity of power meters

The different metrological properties of the power meters have been analysed with many statistical methods in the literature. It should be pointed out that the studies reviewed in the Table 1 did not always detail the statistical methods according to metrological properties. The statistical methods commonly used included:

- Hypothesis test for bias (Paired t-test, ANOVA)
- Correlation coefficient and linear regression
- Limits of agreement
- Effect size
- Coefficient of variation
- Intraclass correlation coefficient

This is illustrated in table 2 which cites the different methods used in validity studies about power meters. The circumstances in which these methods are applicable vary, with some never being appropriate for assessing validity. All the methods are reviewed briefly with reference to their use in evaluating power meters.

Table 2. The various statistical methods used in validity studies about power meters presented in the table 1.

Type of analysis	Number of studies
Hypothesis test for bias (Paired t-test, ANOVA)	51
Correlation coefficient and linear regression	27
Limits of agreement	38
Effect size	3
CV	29
ICC	7

ANOVA = analysis of variance; CV = coefficient of variation; ICC = intraclass correlation coefficient

The paired t-test would be used to compare the means between two different power meters (accuracy, sensitivity and robustness) or between test and retest sessions (repeatability and reproducibility) to analyse whether there is any statistically significant bias between power meters or tests. Although the paired t-test is useful, it should not be employed on its own as an assessment of all metrological properties. Bland and Altman [108] stressed caution in the interpretation of a paired t-test in assessing accuracy, since the detection of a significant difference is actually dependent on the amount of random variation. By conducting more measurement sessions, the analysis of variance (ANOVA) is needed. ANOVA with repeated measures has been used to assess systematic bias between several measurements with appropriate post-hoc comparisons. However, the limit of this statistical analysis is similar to that of the paired t-test. The systematic bias is affected by a large random variation.

Altman and Bland [109] introduced a method to assess accuracy between two methods. For each pair of values, this method uses the difference between two measurements, together with the mean. The mean of difference estimates the bias, a tendency for one of the methods to give consistently higher or lower values than the reference method. Then, the LoA analysis present and explore data of the two methods with a Bland-Altman plot, which represents the differences between means [47]. It is important to observe whether there is any heteroscedasticity in the data. If the heteroscedasticity correlation is close to zero and the differences are normally distributed, on may proceed to calculate the limits of agreement as follows: mean of the two methods ± 1.96 × SD of the differences between the two methods. The ninety-five percent confidence interval (95% CI) is formed by low and high limits of agreement. If heteroscedasticity is suspected, Bland and Altman [101] recommend the logarithmic transformation of the data before the calculation of the LoA. The final step would be to antilog the data. Concerning the interpretation of the LoA, it is a task of the scientist to judge whether the LoA are narrow enough for the test to be of practical use. The greater the random error, the larger the minimal detectable change would be for a given power meter.

The correlation coefficient is used by some authors for assessing the accuracy between two power meters [55,61,62,40,37,64]. A power meter is considered to be sufficiently accurate when a high (>0.8) statistically significant correlation coefficient and linearity are obtained. However, Bland and Altman [108] and Sale [110] considered the use of the correlation coefficient as being inappropriate, since it cannot assess systematic bias. The linear regression analysis is another useful method in analysing the agreement between two methods, enabling a visual inspection of the existence of strength of agreement. Like hypothesis tests for bias and correlation methods, it may be misleading in some accuracy assessments [108,111]. Sample heterogeneity is, again, a possible problem for extrapolation of the statistical analysis. For systematic bias, the null hypothesis that the intercept of the regression line equals zero would be tested. As for the paired t-test, a wide scatter of individual differences may lead to a false acceptance of this hypothesis.

The coefficient of variation (CV) is also used to determine if the measurements are repeatable and reproducible [112]. It is important to take into account the magnitude of the smallest worthwhile change and the uncertainty or noise in the test result. The detectable change in performance represents a magnitude of less than 2% in elite athletes. Indeed, in sport sciences, Paton and Hopkins [113] reported variation in

performance from ~0.5% in road races through ~2.5% in mountain biking events. Smallest worthwhile changes of ~0.5% (kilometre time trial), ~0.6% (road time trial) and ~1.2% were reported in mountain bike races. In a recent study, the mean CVs obtained with the PowerTap, Stages and Garmin Vector devices are slightly higher than 2%, but the statistical analysis indicates that the four power meters provide reproducible PO during submaximal tests in the laboratory [50]. Van Praagh et al. [114] proposed a 5% margin of error to consider power meters as repeatable or reproducible, but this margin is too wide to detect a small change in performance. Considering an elite athlete with a maximal aerobic power of 400 W, the margin of error represents 20 W. Supposing that the claimed accuracy of the SRM is correct, our results indicate that the PowerTap, Stages and Garmin Vector power meters have an accuracy of ± 2-3% for PO between 150 and 350 W. In other studies, the CVs were similar for the PowerTap hub system (CV = 2.1%), Polar S710 (CV = 2.2%) and Ergomo Pro (CV = 4.1%) [37,88,69]. Hurst et al. [78] reported higher CVs for both the STG (CV = 5.5%) and SRM (CV = 5.1%) power meters, but this result was biased by trail vibrations and a small variation in pacing in the different trials. Higher CVs were also reported for the G-Cog BMX [115,62] and the Look Keo Power [39] power meters.

Intraclass correlation coefficient (ICC) is also a common method for assessing repeatability and reproducibility [54,55,65,91,39,42]. It is based on the terms used in the calculation of the F-value from repeated measures ANOVA. The main advantages of this statistic is that the ICC is univariate and it can be used when more than one retest (or power meter) is being compared with a test (or gold standard) [116]. The ICC can be calculated in such a way that it is sensitive to the presence of systematic bias in the data. A more detailed approach would be to calculate confidence intervals for a given ICC as shown by Morrow and Jackson [117]. The ICC includes the variance for individuals and is therefore affected by sample heterogeneity to such a degree that a high correlation may still mean unacceptable measurement error for some analytical goals [118,119].

Finally, in literature that compare different power meters to assess accuracy, effect size (ES) represents the magnitude of the difference between power meters. The absolute ES is the difference between the average, or mean, outcomes between the two different power meters [120]. While P value can inform the reader whether an effect exists, the P value will not report the size of the effect. Both the substantive significance (ES) and statistical significance (P value) are essential results to be reported. ES can refer to the raw difference between power meter's means as well as standardized measures of environmental factors. Calculated ES can also quantitatively compare results from different studies and thus are used in meta-analyses. The most commonly used ES is the Cohen's *d*, which represents the ratio of the mean difference over the pooled variance, to estimate the magnitude of the difference. As Cohen proposed [121], the difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8.

4.3 Environmental factors

Due to technological differences, components integrated or measurement location, many environmental factors can alter the PO measurement as PO range, sprint, pedalling cadence, torque, position, subject, temperature, vibration or field test. The following paragraphs aim to describe problems occurring with those environmental factors and explain why it is necessary to assess.

4.3.1 Power output range

The range measurement is the area, determined by either minimal or maximal values, of the variable to be measured (PO in our case). For example, the SRM power meter has a range measurement between 10 W and 2500 W, which allow the valid measurement of PO during low-intensity (e.g. rehabilitation protocols) and high intensity (e.g. sprint ability in world class track or BMX cyclists) exercises. This paragraph does not take care of maximum PO during sprint because those cases will be managed separately in another paragraph.

To test many PO range looks mandatory to confirm that a system can provide valid data in PO range where the system is supposed to be used according to population and need. As example of rehabilitation, tools or medical devices should be test from 0 to 300 W and systems aiming to test elite athletes should be tested from 0 to 600 W during a steady state of at least one minute. Higher values are not supposed to be finding during steady state measurement and will be managed in sprint section. Many studies aim to investigate PO system performing incremental protocol to obtain comparison on different PO values [43,69,50]. When study is performed with CALRIG system or other systems driven by engine, is it very easy to perform large PO range. In other case, it could be difficult to find subjects able to maintain such intensity during at least two minutes. It is only possible to perform different steps with recovery phase at such intensity.

Several studies reported problems in linearity of PO measured with drift in validity and larger LoA in higher values [69,50,76,54,58]. Nevertheless, we note that some studies did not provide very clear overview of validity function to PO range. When Bland-Altman analysis is performed for all PO data, we can observe that shape of the plot provides us an idea of the trend but not relevant data to confirm agreement. To provide relevant information, we propose to analyse each PO range separately with Bland and Altman method providing for each range the bias ± random error (Fig. 4). These information permit to observe clearly if PO system have different bias with higher value as example, that's indicate drift in measurement process. In other case, this method highlights larger interval between LoA indicating modification of sensibility function over PO range.

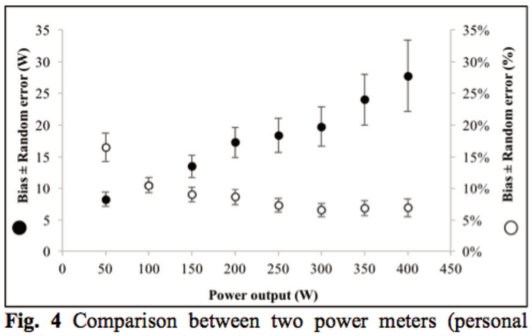


Fig. 4 Comparison between two power meters (personal data). The graph represents absolute bias ± random error expressed in Watt (black markers) and relative bias ± random error expressed in % (white markers) for each mechanical power (PO) level tested.

4.3.2 *Sprint*

Sprint tests are widely used in cycling to assess anaerobic capacities of athletes [122,123] and most popular are Wingate test [124,125] and force-velocity test [126-128]. All those kinds of evaluations are characterized by brief all-out period of cycling (from 5 to 30 seconds) where maximal values are carefully collected. We note that these tests provide maximal PO, time to peak PO and some other parameters as 5 seconds' average peak PO, PO decrease [122]. During those very intensive PO phases, the power meter has to be very reactive to perform measurement accurately and be able to measure very high values (up to 2000 W for elite track riders). Rodger et al. [95] reported unacceptable level of agreement during high PO (> 650 W) with Cyclus and Stages power meters. Additionally, Bertucci et al. [37] reported a decrease in accuracy during such level of PO with PowerTap hub SL+. Considering the measurement condition, several authors point out that sampling rate of measurement lead major role in accuracy for maximal PO during sprint [129,107]. Higher sampling rate allows better accuracy on maximal PO determination but no difference was found for 5-second averages. For this reason, it is very important to perform comparison during sprints with gold standard system at best sampling rate as possible. Sprints or intermittent exercises with accurate measurement of PO is not only a performance issue, because such exercise can be integrated in therapy for pathology as obesity [130], artery disease [131] or for cardio-respiratory benefits [132]. Sprint assessment is a specific evaluation where technical requirement from equipment has to be adequate for this purpose. If the system aims to perform measurements at high level of PO (over 600 W) or during explosive exercise bouts, we highly recommend to assess system in those situations to verify their capabilities. In the past, several studies point out limitations of friction belt system to assess PO during sprints due to inertia of the flying wheel [82,85,133,134].

4.3.3 *Pedalling cadence*

Previously indicated in this document, PO is commonly obtained measuring both angular velocity and torque. For each PO range, athlete or patient can vary these two parameters to adjust their PO with cadence or resistance. Pedalling cadence during constant PO exercise boot can be very different for rehabilitation purpose (15-100) [135,136] or performance cycling (70-120) [137,138]. Due to technical differences in angular velocity measurement solutions (single magnet, multi magnets or accelerometer), we note that several studies reported alterations of accuracy by changing the pedalling cadence. Bouillod et al. [50] or Duc et al. [69] reported alteration of PO measurement using different cadences. If the PO measurement is performed on pedals, crank arm or bottom bracket axle, pedalling cadence will be directly integrated in PO calculation. Additionally, if PO measurement is performed on rear wheel (hub or axle), angular velocity of the wheel is integrated in calculation. Technically, most commercially available power meters measure angular velocity simply by detecting complete hub or crank revolution with one or several magnet systems. In those cases, system measuring on rear wheel obtains higher number of revolutions for one single pedalling revolution according to gear ratio. Those systems can have advantage to measure with very low pedalling cadence obtaining more angular velocity values. We note that some systems can also use several magnets on wheel (Monak 894 E, Cyclus 2) or inside the pedals (PowerTap P1) to obtain more data and improve the accuracy of the pedalling cadence measurement. In addition, some systems measure angular velocity based on accelerometers (e.g. Garmin Vector and G-Cog). It is well established that accelerometers can be less accurate with very low speed movement and can saturate with very high velocity. Given the relation between PO, cadence and torque, we cannot ensure that PO measurement modifications are due to change in cadence, directly affected by angular velocity or torque measurements. For the same PO range, an increase in pedalling cadence will lead to a decrease in torque and inversely.

4.3.4 *Torque*

As described previously, torque measurement is one part of calculation. Contrary to pedalling cadence, torque is little bit more difficult to manage for the same PO range given that it depends on the sensor sensitivity and his location. Nevertheless, several authors created protocols inducing different ranges of torque. Bertucci et al. [37] created protocol on treadmill with various gear ratios, slopes and speeds to test the influence of torque on PowerTap hub's accuracy. Furthermore, Bernard et al. [60] used engine system to produce various torque value on SRM power meter and investigate the impact of torque and torque's variation on accuracy. Regarding torque tested, we can consider that tests of several PO range with different pedalling cadence managing gear or slope can be sufficient to assess various torque ranges.

4.3.5 *Position*

The effect of position on PO measurements has been tested in several studies [50,63,37,69] to assess the sensitivity of power meters. Bertucci et al. [37] reported that the PowerTap

rear hub was not significantly affected by position change (standing vs. seated) when compared with the SRM power meter. During standing position, Duc et al. [69] measured a significant decrease in PO with the Ergomo pro compared to the same gold standard device in seated position. Finally, Bouillod et al. [50,63] also showed an effect of cycling position on PO measured by SRM, PowerTap G3 and Stages. For the same velocity on the treadmill, the PO was higher in the standing position for both the SRM (+2.1%) and the PowerTap G3 (+2.4%) power meters. By contrast, the PO measured by Stages was lower in the standing position (-4.4%) whereas the Garmin Vector pedals were not affected by the change in position. Referring to the literature, power meters should measure an increase in PO during the standing position [139] considering the mechanical deformation both of the tires and the bike frame. Indeed, the increase in peak pedal force during the downstroke phase [140] occurs according to Newton's second law ($F = m \times a$) and induces an uneven work rate generation, enhancing the acceleration and deceleration periods during the crank cycle. The force variations during the overall cycle could explain our mechanical losses measured in the standing position. The authors hypothesised that PO measured by Stages was significantly lower in the standing position probably because of the left-crank-only measurement. Indeed, the algorithm used to determine PO for the Stages system simply doubles the value determined at the left crank and then creates an average. This process may create some issues in situations for which a contralateral force production imbalance is present. The Garmin Vector system did not measure the PO change between the seated and standing positions. This could be due to some technological limits of the system that will be discussed below. We can conclude that both SRM and PowerTap rear hub power meters are considered as sensitive to measure the PO change between seated and standing positons whereas Ergomo pro, Stages and Garmin Vector power meters are not.

4.3.6 *Subject*

The number of subjects and their characteristics are very important to integrate in results obtained. We note that some studies used only one subject during measurement process [37,69,50,78]. In this situation, we accept that differences in pedalling technique between athletes or patient do not affect accuracy of measurement. However, some studies reported differences in pedalling technique between novice and elite athletes [141] or between cycling specialities [142,143]. These inter-individual differences can be observed by power meters using torque analysis. For example, recreational cyclist or patient has higher torque amplitude values during pedalling for same PO. Technically, we cannot exclude that smoother pedalling pattern can be measured more accurately than erratic pattern. Given that sampling rate measurement of both force and cadence, it could be possible that some data are interpolated and generate more error with erratic pedalling pattern. In addition, many systems measure PO in left and right sides separately (pedals and crank arms). Several studies measured some differences in pedalling technique for pulling / pushing technique [144-146]. In order to confirm that PO measurement system can be sensitive and accurate for all those pedalling techniques, testing many subjects during comparison appears mandatory. The pedalling technique could be measured by using effectiveness and smoothness indexes. Effectiveness measures how much of the PO delivered to the pedal is pushing it forward whereas smoothness measures how smoothly PO is delivered to the pedal throughout the revolution. More recently, several systems came on the market to measure PO with only one side device and doubling values to obtain the entire PO. During comparison with such sensors, accuracy obtained is directly impacted by bilateral symmetry of subjects tested and cannot be imputed fully to the sensors. Many studies reported that pedalling symmetry is related to many factors such as pedalling cadence [147], workload [148-150] or fatigue [150,151] and that it can be reduced using specific training [152]. For those kinds of sensors, it is recommended to test several subjects during comparison. Nevertheless, results obtained cannot guarantee that accuracy of PO will remain constant in various situations (workload, pedalling cadence, fatigue, position, etc.) because riders' symmetry can be modified and lead to higher error measurements.

4.3.7 *Temperature*

The use of strain gauges allows accurate measurement of torque, but they are sensitive to changes in ambient temperature [43,153], which affect the calculated PO. Indeed, an increase in ambient temperature induces a change in the offset, which lead to systematic error in measured PO. As reported by Wooles et al. [153], the offset changes in average 7 Hz per degree for the SRM, which represent 2 W approximatively. Two other studies were interested in analysing the effect of temperature on PO measurements. Davison et al. [68] showed that the CompuTrainer significantly underestimated the SRM by ~7 W in low temperatures (15° and 20°C) but was similar in high temperatures (28° and 35°C). Additionally, Gardner et al. [43] stated that both the SRM and PowerTap power meters are sensitive to differences in temperature. These studies show that care is needed when performing offset, especially at the start of the ride if the bicycle is moved from a warm to a cold location. It is recommended to set the zero offset (when it is possible) on power meters after a warm-up period to be sure that the components (primarily strain gauges) are "acclimated" to ambient temperature. Otherwise, it is recommended to use a system compensating temperature variations during the ride.

4.3.8 *Vibration*

The effect of vibration on PO measurements has been tested in only one study [50] on vibrating plates (Globus, Physioplate FIT, Italy). The effect of vibration frequencies demonstrated that PO measured by Stages and Garmin Vector was significantly decreased with high vibrations (48 Hz and 52 Hz, respectively), whereas PO measured by SRM and PowerTap G3 power meters were not. These results suggest that the robustness of the Stages and Garmin Vector could alter the validity of the PO measurement on roads with

cobblestones or with high macrotexture surfaces. Also, the decrease in PO measured by Stages and Garmin Vector could be due to the use of accelerometers to measure PO. The accelerometers could be out of range of measurement especially when the road conditions involve severe vibratory exposure from 48 Hz. The Stages and Garmin Vector power meters cannot be considered as suitable for practice with strong vibrations, such as mountain biking and cobblestone roads. The study of Bouillod et al. [50] highlighted the importance to test the power meters' robustness with vibrations considering that the PO measurement could be affected by the technological conception of the systems.

4.3.9 Field test

As suggested previously, all studies analysed PO systems on several steady state periods. During those steady state periods, we can observe small variations in PO around target values. This situation can permit to associate PO range with specific accuracy. Nevertheless, such protocol offers situation with very low PO variation and without free wheel periods as we can find in natural use. A recent study [21] showed that the variations in PO were lower under ergometer (CV = 6.8%) than under level ground (CV = 14.5%) and uphill (CV = 14.1%) conditions for similar exercises. These results suggest that the PO fluctuations were significantly higher under road-cycling conditions considering the different techniques, vibrations and pacing strategies. In case of lack of sensitivity of sensor, PO could be importantly impacted by variations. In order to recreate real situations, many authors simulated time trial [91,54,37]. In that kind of situation, if simulation included positive and negative slopes it is possible to recreate PO measurement close to real use. In addition, if comparison focus on mobile PO measurement systems, we highly recommend to perform comparison in field test in order to obtain simultaneously many natural stresses described previously as temperature variation, large range of PO and cadence. We note that few studies tested mobile PO systems on the field [50]. Laboratory tests used to test each one separately to check potential problem or lake of sensitivity in specific condition and provide explanations. Such protocol leads to smooth external stresses and provides steady state situations which are not in phase with final use.

5 Conclusion

Procedures and methods used in studies when assessing the validity of a power meter are very different, including protocol, statistic, data processing or interpretation. These differences are mainly due to lake of consensus in literature to evaluate such tools. As describe in this systematic review, methods used to assess power meters largely affect results obtained and make impossible comparison between studies and devices related. This systematic review provides some caveats and recommendations to assess validity of cycling power meters, including all metrological properties (accuracy, sensitivity, repeatability, reproducibility and robustness). In addition, we pointed out several environmental factors which could affect the validity. We assume that all these metrological properties and environmental factors have to be tested to assess the validity in any situations. Given the large number of these metrological properties and environmental factors, studies can be performed with only a part of them if some are not required (e.g. vibration for ergometer). If some effects are not tested, these ones have to be mentioned in limitation section. In order to provide relevant information to readers, we recommend comparing a device with a gold standard in same time measurements. Additionally, PO range has to fit requirement of population using systems (rehabilitation bike, elite athletes). We also highly recommend including large number of subjects in order to limit the effect of individual characteristics on validity. Finally, we note that protocol aiming to evaluate sensors during anaerobic test (or sprint) have to be performed to obtain specific data as maximum PO or time to reach this maximum PO. We also recommend performing at least three trials for a same sensor and to evaluate the reproducibility or repeatability between sensors.

Acknowledgments

The initial development of the manuscript was supported by the French Cycling Federation. The authors declare that they have no conflict of interest.

References

1. Knudson DV (2009) Correcting the use of the term "power" in the strength and conditioning literature. J Strength Cond Res 23 (6):1902-1908
2. Passfield L, Hopker JG, Jobson S, Friel D, Zabala M (2017) Knowledge is power: issues of measuring training and performance in cycling. J Sports Sci 35 (14):1426-1434. doi:10.1080/02640414.2016.1215504
3. Jobson SA, Passfield L, Atkinson G, Barton G, Scarf P (2009) The analysis and utilization of cycling training data. Sports Med 39 (10):833-844. doi:10.2165/11317840-000000000-00000
4. Garvican LA, Martin DT, McDonald W, Gore CJ (2010) Seasonal variation of haemoglobin mass in internationally competitive female road cyclists. Eur J Appl Physiol 109 (2):221-231. doi:10.1007/s00421-009-1349-2
5. Swart J, Lamberts RP, Derman W, Lambert MI (2009) Effects of high-intensity training by heart rate or power in well-trained cyclists. J Strength Cond Res 23 (2):619-625. doi:10.1519/JSC.0b013e31818cc5f5
6. Robinson ME, Plasschaert J, Kisaalita NR (2011) Effects of high intensity training by heart rate or power in recreational cyclists. J Sports Sci Med 10 (3):498-501
7. Nimmerichter A, Eston RG, Bachl N, Williams C (2011) Longitudinal monitoring of power output and heart rate profiles in elite cyclists. J Sports Sci 29 (8):831-840. doi:10.1080/02640414.2011.561869
8. Martin JC, Milliken DL, Cobb JE, McFadden KL, Coggan AR (1998) Validation of a mathematical model for road cycling power. J Appl Biomech 14 (3):276-291. doi:10.1123/jab.14.3.276
9. Lukes R, Carré M, Haake S (2006) Track cycling: an analytical model. In: The Engineering of Sport 6. Springer, pp 115-120

10. Lukes R, Hart J, Haake S (2012) An analytical model for track cycling. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology 226 (2):143-151
11. Gonzalez-Haro C, Galilea Ballarini PA, Soria M, Drobnic F, Escanero JF (2007) Comparison of nine theoretical models for estimating the mechanical power output in cycling. Br J Sports Med 41 (8):506-509; discussion 509. doi:10.1136/bjsm.2006.034934
12. Candau RB, Grappe F, Menard M, Barbier B, Millet GY, Hoffman MD, Belli AR, Rouillon JD (1999) Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. Med Sci Sports Exerc 31 (10):1441-1447
13. Di Prampero PE, Cortili G, Mognoni P, Saibene F (1979) Equation of motion of a cyclist. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 47 (1):201-206
14. Underwood L, Jermy M (2010) Mathematical model of track cycling: the individual pursuit. Procedia Engineering 2 (2):3217-3222. doi:10.1016/j.proeng.2010.04.135
15. Dahmen T, Byshko R, Saupe D, Röder M, Mantler S (2011) Validation of a model and a simulator for road cycling on real tracks. Sports Eng 14 (2-4):95-110
16. Martin JC, Gardner AS, Barras M, Martin DT (2006) Modeling sprint cycling using field-derived parameters and forward integration. Med Sci Sports Exerc 38 (3):592-597. doi:10.1249/01.mss.0000193560.34022.04
17. Lim AC, Homestead EP, Edwards AG, Carver TC, Kram R, Byrnes WC (2011) Measuring changes in aerodynamic/rolling resistances by cycle-mounted power meters. Med Sci Sports Exerc 43 (5):853-860. doi:10.1249/MSS.0b013e3181fcb140
18. Bertucci WM, Rogier S, Reiser RF (2013) Evaluation of aerodynamic and rolling resistances in mountain-bike field conditions. J Sports Sci 31 (14):1606-1613. doi:10.1080/02640414.2013.792945
19. Balmer J (2000) Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1 km cycling time trial. Med Sci Sports Exerc 32 (8):1485-1490
20. Bentley DJ, McNaughton LR, Thompson D, Vleck VE, Batterham AM (2001) Peak power output, the lactate threshold, and time trial performance in cyclists. Med Sci Sports Exerc 33 (12):2077-2081
21. Bouillod A, Pinot J, Soenen F, Ouvrard T, Grappe F (2017) Dependence of the nature of the pedaling activity on maximal aerobic power in cycling. Int J Sports Physiol Perform 12 (1):44-49. doi:10.1123/ijspp.2015-0489
22. Paton CD, Hopkins WG (2005) Seasonal changes in power of competitive cyclists: implications for monitoring performance. J Sci Med Sport 8 (4):375-381
23. Quod MJ, Martin DT, Martin JC, Laursen PB (2010) The power profile predicts road cycling MMP. Int J Sports Med 31 (6):397-401. doi:10.1055/s-0030-1247528
24. Pinot J, Grappe F (2011) The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med 32 (11):839-844. doi:10.1055/s-0031-1279773
25. Ebert TR, Martin DT, McDonald W, Victor J, Plummer J, Withers RT (2005) Power output during women's World Cup road cycle racing. Eur J Appl Physiol 95 (5-6):529-536. doi:10.1007/s00421-005-0039-y
26. Ebert TR, Martin DT, Stephens B, Withers RT (2006) Power output during a professional men's road-cycling tour. Int J Sports Physiol Perform 1 (4):324-335
27. Vogt S, Heinrich L, Schumacher YO, Blum A, Roecker K, Dickhuth HH, Schmid A (2006) Power output during stage racing in professional road cycling. Med Sci Sports Exerc 38 (1):147-151. doi:10.1249/01.mss.0000183196.63081.6a
28. Vogt S, Schumacher YO, Blum A, Roecker K, Dickhuth HH, Schmid A, Heinrich L (2007) Cycling power output produced during flat and mountain stages in the Giro d'Italia: a case study. J Sports Sci 25 (12):1299-1305. doi:10.1080/02640410601001632
29. Vogt S, Schumacher YO, Roecker K, Dickhuth HH, Schoberer U, Schmid A, Heinrich L (2007) Power output during the Tour de France. Int J Sports Med 28 (9):756-761. doi:10.1055/s-2007-964982
30. Lim AC, Peterman JE, Turner BM, Livingston LR, Byrnes WC (2011) Comparison of male and female road cyclists under identical stage race conditions. Med Sci Sports Exerc 43 (5):846-852. doi:10.1249/MSS.0b013e3181fcea8d
31. Macdermid PW, Stannard S (2012) Mechanical work and physiological responses to simulated cross country mountain bike racing. J Sports Sci 30 (14):1491-1501. doi:10.1080/02640414.2012.711487
32. Fukuda T, Kurano M, Iida H, Takano H, Tanaka T, Yamamoto Y, Ikeda K, Nagasaki M, Monzen K, Uno K, Kato M, Shiga T, Maemura K, Masuda N, Yamashita H, Hirata Y, Nagai R, Nakajima T (2012) Cardiac rehabilitation decreases plasma pentraxin 3 in patients with cardiovascular diseases. Eur J Prev Cardiol 19 (6):1393-1400. doi:10.1177/1741826711422990
33. Isacco L, Ritter O, Tordi N, Laroche D, Degano B, Bouhaddi M, Rakobowchuk M, Mourot L (2016) Similar substrate oxidation rates in concentric and eccentric cycling matched for aerobic power output. Appl Physiol Nutr Metab 41 (11):1204-1207. doi:10.1139/apnm-2016-0107
34. Majerczak J, Grandys M, Duda K, Zakrzewska A, Balcerczyk A, Kolodziejski L, Szymoniak-Chochol D, Smolenski RT, Bartosz G, Chlopicki S, Zoladz JA (2017) Moderate-intensity endurance training improves endothelial glycocalyx layer integrity in healthy young men. Exp Physiol 102 (1):70-85. doi:10.1113/EP085887
35. Menetrier A, Pinot J, Mourot L, Grappe F, Bouhaddi M, Regnard J, Tordi N (2013) Effects of recovery using contrast water therapy or compression stockings on subsequent 5-min cycling performance. J Sci Cycling 2 (2):49-56
36. Hopker J, Passfield L, Faiss R, Saugy M (2016) Modelling of cycling power data and its application for anti-doping. J Sci Cycling 5 (2)
37. Bertucci W, Duc S, Villerius V, Pernin JN, Grappe F (2005) Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM Device. Int J Sports Med 26 (10):868-873. doi:10.1055/s-2005-837463
38. Novak AR, Dascombe BJ (2016) Agreement of power measures between Garmin Vector and SRM cycle power meters. Meas Phys Educ Exerc Sci 20 (3):167-172. doi:10.1080/1091367x.2016.1191496
39. Sparks SA, Dove B, Bridge CA, Midgely AW, McNaughton LR (2015) Validity and reliability of the look

Keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. Int J Sports Physiol Perform 10 (1):39-45. doi:10.1123/ijspp.2013-0317
40. Bertucci W, Duc S, Villerius V, Grappe F (2005) Validity and reliability of the Axiom PowerTrain cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. Int J Sports Med 26 (1):59-65. doi:10.1055/s-2004-817855
41. Novak AR, Stevens CJ, Dascombe BJ (2015) Agreement between Lemond Revolution cycle ergometer and SRM power meter during power profile and ramp protocol assessments. J Sci Cycling 4 (3):37-43
42. Woods GF, Day L, Withers RT, Ilsley AH, Maxwell BF (1994) The dynamic calibration of cycle ergometers. Int J Sports Med 15 (4):168-171. doi:10.1055/s-2007-1021041
43. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D (2004) Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. Med Sci Sports Exerc 36 (7):1252-1258. doi:10.1249/01.mss.0000132380.21785.03
44. Drouet J-M, Champoux Y, Bergeron F (2008) A user-friendly calibration system for bicycle ergometers, home trainers and bicycle power monitoring devices. Sports Eng 11 (1):15-22. doi:10.1007/s12283-008-0003-2
45. Bertucci WM, Grappe F, Crequy S (2011) Original characteristics of a new cycle ergometer. Sports Eng 13 (4):171-179
46. Guiraud T, Leger L, Long A, Thebault N, Tremblay J, Passelergue P (2010) Vo2 requirement at different displayed power outputs on five cycle ergometer models: a preliminary study. Br J Sports Med 44 (6):449-454. doi:10.1136/bjsm.2007.044826
47. Bland JM, Altman DG (1995) Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. Lancet 346 (8982):1085-1087
48. Grappe F (2012) Puissance et performance en cyclisme. De Boeck,
49. Atkinson G, Nevill AM (1998) Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. Sports Med 26 (4):217-238
50. Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F (2016) Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. Int J Sports Physiol Perform:1-26. doi:10.1123/ijspp.2016-0436
51. Spicer JB, Richardson CJK, Ehrlich MJ, Bernstein JR, Fukuda M, Terada M (2001) Effects of frictional loss on bicycle chain drive efficiency. Journal of Mechanical Design 123 (4):598. doi:10.1115/1.1412848
52. Bartlett JW, Frost C (2008) Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. Ultrasound Obstet Gynecol 31 (4):466-475. doi:10.1002/uog.5256
53. Connett JE (2008) Repeatability and reproducibility. Wiley Encyclopedia of Clinical Trials
54. Abbiss CR, Quod MJ, Levin G, Martin DT, Laursen PB (2009) Accuracy of the Velotron ergometer and SRM power meter. Int J Sports Med 30 (2):107-112. doi:10.1055/s-0028-1103285
55. Astorino TA, Cottrell T (2012) Reliability and validity of the velotron racermate cycle ergometer to measure anaerobic power. Int J Sports Med 33 (3):205-210. doi:10.1055/s-0031-1291219
56. Attaway R, Bartoli WP, Pate RR, Davis JM (1992) Physiologic and perceptual responses to exercise on a new cycle ergometer. Can J Sport Sci 17 (1):56-59
57. Balmer J, Davison RC, Bird SR (2000) Reliability of an air-braked ergometer to record peak power during a maximal cycling test. Med Sci Sports Exerc 32 (10):1790-1793
58. Balmer J, Davison RC, Coleman DA, Bird SR (2000) The validity of power output recorded during exercise performance tests using a Kingcycle air-braked cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. Int J Sports Med 21 (3):195-199. doi:10.1055/s-2000-9466
59. Balmer J, Bird S, Davison RC, Doherty M, Smith P (2004) Mechanically braked Wingate powers: agreement between SRM, corrected and conventional methods of measurement. J Sports Sci 22 (7):661-667. doi:10.1080/02640410310001655831
60. Bernard J, Decatoire A, Lacouture P Comparison of two pedaling sensors, icrankset and SRM, against a standard reference sensor. In: Colloud F, Domalain M, Monnet T (eds) 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, June 29 - July 3 2015.
61. Bertucci W (2012) Analysis of the agreement between the Fortius cycling ergometer and the PowerTap powermeter PO during time trials of 6 and 30 min. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 15 (sup1):212-214
62. Bertucci W, Crequy S, Chiementin X (2013) Validity and reliability of the G-Cog BMX Powermeter. Int J Sports Med 34 (6):538-543. doi:10.1055/s-0031-1301319
63. Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Grappe F (2015) Validity, sensitivity and reproducibility of Stages and Garmin Vector power meters when compared with SRM device. ISBS15
64. Chiementin X, Crequy S, Bertucci W (2013) Validity and reliability of the G-Cog device for kinematic measurements. Int J Sports Med 34 (11):945-949. doi:10.1055/s-0032-1304639
65. Costa VP, Guglielmo LGA, Paton CD (2015) Reproducibility and validity of the PowerCal device for estimating power output during sprints in well-trained cyclists. Isokinet Exerc Sci 23 (2):127-132
66. Costa VP, Guglielmo LG, Paton CD (2017) Validity and Reliability of the PowerCal Device for Estimating Power Output During Cycling Time Trials. J Strength Cond Res 31 (1):227-232. doi:10.1519/JSC.0000000000001466
67. Czajkowski M, Bouillod A, Dauriannes A, Soto-Romero G, Grappe F (2016) Validity and reproducibility of the Powertap P1 power meter when compared with SRM device. J Sci Cycling 5 (2):9-10
68. Davison R, Corbett J, Ansley L (2009) Influence of temperature and protocol on the calibration of the Computrainer electromagnetically-braked cycling ergometer. International SportMed Journal 10 (2)
69. Duc S, Villerius V, Bertucci W, Grappe F (2007) Validity and reproducibility of the ergomo® pro power meter compared with the srm and powertap power meters. Int J Sports Physiol Perform 2 (3):270-281
70. Earnest CP, Wharton RP, Church TS, Lucia A (2005) Reliability of the Lode Excalibur Sport Ergometer and

applicability to Computrainer electromagnetically braked cycling training device. J Strength Cond Res 19 (2):344-348. doi:10.1519/R-15714.1
71. Finn JP, Maxwell BF, Withers RT (2000) Air-braked cycle ergometers: validity of the correction factor for barometric pressure. Int J Sports Med 21 (7):488-491. doi:10.1055/s-2000-7416
72. Franklin KL, Gordon RS, Baker JS, Davies B (2006) Comparison of methods for determining power generated on a rope-braked cycle ergometer during low-intensity exercise. Sports Eng 9 (1):29-38. doi:10.1007/bf02844260
73. Gordon R, Franklin K, Davies B, Baker J (2007) Further mechanical considerations between polar and SRM mobile ergometer systems during laboratory-based high-intensity, intermittent cycling activity. Res Sports Med 15 (4):241-247
74. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon J-D (1997) Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. Ergonomics 40 (12):1299-1311
75. Hoon MW, Michael SW, Patton RL, Chapman PG, Areta JL (2016) A comparison of the accuracy and reliability of the Wahoo KICKR and SRM power meter. J Sci Cycling 5 (3):11-15
76. Hopker J, Myers S, Jobson SA, Bruce W, Passfield L (2010) Validity and reliability of the Wattbike cycle ergometer. Int J Sports Med 31 (10):731-736. doi:10.1055/s-0030-1261968
77. Hurst HT, Atkins S (2006) Agreement between polar and SRM mobile ergometer systems during laboratory-based high-intensity, intermittent cycling activity. J Sports Sci 24 (8):863-868. doi:10.1080/02640410500245678
78. Hurst HT, Atkins S, Sinclair J, Metcalfe J (2015) Agreement between the stages cycling and SRM powermeter systems during field-based off-road climbing. J Sci Cycling 4 (1):21-27
79. Jones S, Passfield L (1998) The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. The engineering of sport:265-274
80. Kirkland A, Coleman D, Wiles JD, Hopker J (2008) Validity and reliability of the Ergomopro powermeter. Int J Sports Med 29 (11):913-916. doi:10.1055/s-2008-1038621
81. Lawton E, Martin D, Lee H Validation of SRM power cranks using dynamic calibration. In: Fifth IOC World Congress, 1999.
82. MacIntosh BR, Bryan SN, Rishaug P, Norris SR (2001) Evaluation of the Monark Wingate ergometer by direct measurement of resistance and velocity. Can J Appl Physiol 26 (6):543-558. doi:10.1139/h01-030
83. Maier T, Schmid L, Muller B, Steiner T, Wehrlin JP (2017) Accuracy of Cycling Power Meters against a Mathematical Model of Treadmill Cycling. Int J Sports Med. doi:10.1055/s-0043-102945
84. McGregor S, Rivera PD (2005) Validity And Reliability Of ComputrainerTM And PowertapTM Power Meters During Sprint Exercise: 141 Board# 48 11: 00 AM-12: 30 PM. Med Sci Sports Exerc 37 (5):S22
85. Maxwell BF, Withers RT, Ilsley AH, Wakim MJ, Woods GF, Day L (1998) Dynamic calibration of mechanically, air- and electromagnetically braked cycle ergometers. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 78 (4):346-352
86. Micklewright D, Alkhatib A, Beneke R (2006) Mechanically versus electro-magnetically braked cycle ergometer: performance and energy cost of the Wingate Anaerobic Test. Eur J Appl Physiol 96 (6):748-751. doi:10.1007/s00421-006-0145-5
87. Miller MC, Macdermid PW, Fink PW, Stannard SR (2016) Agreement between Powertap, Quarq and Stages power meters for cross-country mountain biking. Sports Tech 8 (1-2):44-50. doi:10.1080/19346182.2015.1108979
88. Millet GP, Tronche C, Fuster N, Bentley DJ, Candau R (2003) Validity and reliability of the Polar S710 mobile cycling powermeter. Int J Sports Med 24 (3):156-161. doi:10.1055/s-2003-39083
89. Nimmerichter A, Schnitzer L, Prinz B, Simon D, Wirth K (2017) Validity and Reliability of the Garmin Vector Power Meter in Laboratory and Field Cycling. Int J Sports Med. doi:10.1055/s-0043-101909
90. Paton CD, Hopkins WG (2006) Ergometer error and biological variation in power output in a performance test with three cycle ergometers. Int J Sports Med 27 (6):444-447. doi:10.1055/s-2005-865781
91. Peiffer JJ, Losco B (2011) Reliability/Validity of the fortius trainer. Int J Sports Med 32 (5):353-356. doi:10.1055/s-0031-1271772
92. Reiser M, Meyer T, Kindermann W, Daugs R (2000) Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. Eur J Appl Physiol 82 (3):245-249
93. Reiser RF, Hart CR (2008) Cycling on rollers: Kreitler fan resistance at submaximal levels of effort. Int J Sports Med 29 (3):212-216. doi:10.1055/s-2007-965002
94. Rivera PD, McGregor SJ (2005) Validity And Reliability Of ComputrainerTM And PowertapTM Power Meters During Incremental And Steady State Exercise: 140 Board# 47 9: 30 AM-11: 00 AM. Med Sci Sports Exerc 37 (5):S22
95. Rodger SM, Plews DJ, McQuillan J, Driller MW (2016) Evaluation of the Cyclus cycle ergometer and the Stages power meter for measurement of power output in cycling. J Sci Cycling 5 (3):16-22
96. Wainwright B, Cooke CB, O'Hara JP (2017) The validity and reliability of a sample of 10 Wattbike cycle ergometers. J Sports Sci 35 (14):1451-1458. doi:10.1080/02640414.2016.1215495
97. Wilmore JH, Constable SH, Stanforth PR, Buono MJ, Tsao YW, Roby Jr F, Lowdon B, Ratliff R (1981) Mechanical and physiological calibration of four cycle ergometers. Med Sci Sports Exerc 14 (4):322-325
98. Zadow EK, Kitic CM, Wu SS, Smith ST, Fell JW (2016) Validity of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer. Int J Sports Physiol Perform 11 (8):1115-1117. doi:10.1123/ijspp.2015-0733
99. Zadow EK, Kitic CM, Wu SS, Fell JW (2017) Reliability of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer After 60 Hours of Use. Int J Sports Physiol Perform:1-13
100. Besnier F, Laruelle E, Genestier S, Gie S, Vigneau C, Carre F (2012) [Effects of exercise training on ergocycle during hemodialysis in patients with end stage renal disease: relevance of the anaerobic threshold intensity]. Nephrol Ther 8 (4):231-237. doi:10.1016/j.nephro.2011.10.002

101. Bland JM, Altman D (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. The lancet 327 (8476):307-310
102. Sanderson DJ (1991) The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. J Sports Sci 9 (2):191-203. doi:10.1080/02640419108729880
103. Obeid J, Larche MJ, Timmons BW (2011) Optimizing the Wingate Anaerobic Cycling Test for youth with juvenile idiopathic arthritis. Pediatr Exerc Sci 23 (3):303-310
104. Menespa P, Abbiss CR, Martin DT (2013) Performance analysis of a world class sprinter during cycling Grand Tours. Int J Sports Physiol Perform 8:336-340
105. Evans JA, Quinney HA (1981) Determination of resistance settings for anaerobic power testing. Can J Appl Sport Sci 6 (2):53-56
106. Davies C, Wemyss-Holden J, Young K (1984) Measurement of short term power output: comparison between cycling and jumping. Ergonomics 27 (3):285-296
107. Duarte JP, Coelho ESMJ, Severino V, Martinho D, Luz L, Pereira JR, Baptista R, Valente-Dos-Santos J, Machado-Rodrigues AM, Vaz V, Cupido-Dos-Santos A, Martin-Hernandez J, Cumming SP, Malina RM (2014) Reproducibility of peak power output during a 10-s cycling maximal effort using different sampling rates. Acta Physiol Hung 101 (4):496-504. doi:10.1556/APhysiol.101.2014.009
108. Bland JM, Altman DG (1995) Comparing two methods of clinical measurement: a personal history. Int J Epidemiol 24 Suppl 1:S7-14
109. Altman DG, Bland JM (1983) Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. The statistician:307-317
110. Sale D, Norman R (1991) Testing strength and power. Physiological testing of the high-performance athlete:21-106
111. Lin LI (1989) A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. Biometrics 45 (1):255-268
112. Hopkins WG (2004) How to interpret changes in an athletic performance test. Sportscience 8 (1):1-7
113. Paton CD, Hopkins WG (2006) Variation in performance of elite cyclists from race to race. European Journal of Sport Science 6 (01):25-31
114. Van Praagh E, Bedu M, Roddier P, Coudert J (1992) A simple calibration method for mechanically braked cycle ergometers. Int J Sports Med 13 (1):27-30. doi:10.1055/s-2007-1021229
115. Baumgartner TA (1989) Norm-referenced measurement: reliability. Measurement concepts in physical education and exercise science:45-72
116. Morrow JR, Jackson AW (1993) How "significant" is your reliability? Res Q Exerc Sport 64 (3):352-355
117. Atkinson G (1995) A comparison of statistical methods for assessing measurement repeatability in ergonomics research. Sport, leisure and ergonomics:218-222
118. Bland JM, Altman DG (1990) A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. Comput Biol Med 20 (5):337-340
119. Sullivan GM, Feinn R (2012) Using effect size-or why the P value is not enough. J Grad Med Educ 4 (3):279-282
120. Cohen J (1988) Statistical power analysis for the behavioral sciences.
121. Paton CD, Hopkins WG (2001) Tests of cycling performance. Sports Med 31 (7):489-496
122. Okura T, Tanaka K (2000) [Assessment of maximal aerobic and anaerobic power using cycling ergometry]. Nihon Rinsho 58:157-161
123. Bar-Or O (1987) The Wingate anaerobic test. An update on methodology, reliability and validity. Sports Med 4 (6):381-394
124. Bulbulian R, Jeong JW, Murphy M (1996) Comparison of anaerobic components of the Wingate and Critical Power tests in males and females. Med Sci Sports Exerc 28 (10):1336-1341
125. Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H (1987) Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 56 (6):650-656
126. Arsac LM, Belli A, Lacour JR (1996) Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 74 (1-2):100-106
127. Ravier G, Grappe F, Rouillon JD (2004) Application of force-velocity cycle ergometer test and vertical jump tests in the functional assessment of karate competitor. J Sports Med Phys Fitness 44 (4):349-355
128. Santos EL, Novaes JS, Reis VM, Giannella-Neto A (2010) Low sampling rates bias outcomes from the Wingate test. Int J Sports Med 31 (11):784-789. doi:10.1055/s-0030-1262875
129. Higgins S, Fedewa MV, Hathaway ED, Schmidt MD, Evans EM (2016) Sprint interval and moderate-intensity cycling training differentially affect adiposity and aerobic capacity in overweight young-adult women. Appl Physiol Nutr Metab 41 (11):1177-1183. doi:10.1139/apnm-2016-0240
130. Burtscher M, Pachinger O, Ehrenbourg I, Mitterbauer G, Faulhaber M, Pühringer R, Tkatchouk E (2004) Intermittent hypoxia increases exercise tolerance in elderly men with and without coronary artery disease. Int J Cardiol 96 (2):247-254
131. Vogel T, Leprêtre P-M, Brechat P-H, Lonsdorfer E, Benetos A, Kaltenbach G, Lonsdorfer J (2011) Effects of a short-term personalized Intermittent Work Exercise Program (IWEP) on maximal cardio-respiratory function and endurance parameters among healthy young and older seniors. J Nutr Health Aging 15 (10):905-911
132. Bassett DR, Jr. (1989) Correcting the Wingate test for changes in kinetic energy of the ergometer flywheel. Int J Sports Med 10 (6):446-449. doi:10.1055/s-2007-1024941
133. Franklin KL, Gordon RS, Baker JS, Davies B (2007) Accurate assessment of work done and power during a Wingate anaerobic test. Appl Physiol Nutr Metab 32 (2):225-232. doi:10.1139/h06-103
134. Hancock NJ, Shepstone L, Rowe P, Myint PK, Pomeroy VM (2016) Towards Upright Pedalling to drive recovery in people who cannot walk in the first weeks after stroke: movement patterns and measurement. Physiotherapy. doi:10.1016/j.physio.2016.10.392
135. Shah C, Beall EB, Frankemolle AM, Penko A, Phillips MD, Lowe MJ, Alberts JL (2016) Exercise Therapy for

Parkinson's Disease: Pedaling Rate Is Related to Changes in Motor Connectivity. Brain connectivity 6 (1):25-36
136. Chavarren J, Calbet JA (1999) Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 80 (6):555-563. doi:10.1007/s004210050634
137. Hagberg JM, Mullin JP, Giese MD, Spitznagel E (1981) Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 51 (2):447-451
138. Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F (2014) Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. J Sci Cycling 3 (2):6
139. Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F (2008) Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. J Electromyogr Kinesiol 18 (1):116-127. doi:10.1016/j.jelekin.2006.09.007
140. Chapman A, Vicenzino B, Blanch P, Hodges P (2009) Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? J Sci Med Sport 12 (1):31-34
141. Hug F, Drouet JM, Champoux Y, Couturier A, Dorel S (2008) Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. Eur J Appl Physiol 104 (4):667-678. doi:10.1007/s00421-008-0810-y
142. Garcia-Lopez J, Diez-Leal S, Ogueta-Alday A, Larrazabal J, Rodriguez-Marroyo JA (2016) Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. J Sports Sci 34 (17):1619-1626. doi:10.1080/02640414.2015.1127987
143. Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC (2007) Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. Med Sci Sports Exerc 39 (6):991-995. doi:10.1249/mss.0b013e318043a235
144. Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, Belli A (2008) Effects of pedal type and pull-up action during cycling. Int J Sports Med 29 (10):817-822. doi:10.1055/s-2008-1038374
145. Mornieux G, Gollhofer A, Stapelfeldt B (2010) Muscle coordination while pulling up during cycling. Int J Sports Med 31 (12):843-846
146. Smak W, Neptune RR, Hull ML (1999) The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. J Biomech 32 (9):899-906
147. Edeline O, Polin D, Tourny-Chollet C, Weber J (2004) Effect of workload on bilateral pedaling kinematics in non-trained cyclists. Journal of Human Movement Studies 46 (6):493-517
148. Carpes FP, Faria IE, Mota CB (2007) Influence of exercise intensity on bilateral pedaling symmetry.
149. Carpes FP, Mota CB, Faria IE (2010) On the bilateral asymmetry during running and cycling - a review considering leg preference. Phys Ther Sport 11 (4):136-142. doi:10.1016/j.ptsp.2010.06.005
150. Boonstra T, Daffertshofer A, Van Ditshuizen J, Van den Heuvel M, Hofman C, Willigenburg N, Beek P (2008) Fatigue-related changes in motor-unit synchronization of quadriceps muscles within and across legs. J Electromyogr Kinesiol 18 (5):717-731
151. Kell DT, Greer BK (2016) Use of the Wattbike cycle ergometer for attenuation of bilateral pedaling asymmetry in trained cyclists. The Journal of Strength & Conditioning Research
152. Wooles AL, Robinson AJ, Keen PS (2005) A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. Sports Eng 8:137-144

2. Précision, sensibilité, reproductibilité et robustesse des capteurs de puissance PowerTap, Stages et Garmin Vector

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article publié dans la revue *International Journal of Sports Physiology and Performance* : « Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the PowerTap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device ».

Résumé détaillé

Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the PowerTap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device

Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W et Grappe F

État de l'art : L'utilisation des capteurs de $P_{méca}$ permet d'établir un suivi des entraînements (Jobson *et al.*, 2009) et des compétitions (Vogt *et al.*, 2006) en accord avec le profil de performance des cyclistes (Pinot et Grappe, 2011). Ces données permettent à l'entraîneur et au cycliste de mesurer la $P_{méca}$ en conditions réelles de locomotion afin d'optimiser le processus d'entraînement. Par conséquent, les capteurs de $P_{méca}$ doivent fournir une $P_{méca}$ précise, sensible, reproductible et robuste (Bertucci *et al.*, 2005a). Le pédalier SRM est le capteur de $P_{méca}$ le plus utilisé en cyclisme, que ce soit chez les amateurs ou chez les professionnels. En effet, huit équipes WorldTour utilisaient le capteur SRM durant la saison 2016, alors que sept autres capteurs (Pioneer, Rotor, Quarq, 4iiii, Power2Max, Stages et Shimano) étaient utilisés dans les dix équipes restantes. Le SRM est considéré comme le gold standard pour la validité de ses mesures (Gardner *et al.*, 2004 ; Paton et Hopkins, 2001). Cependant, le coût élevé du SRM a conduit les fabricants à développer des capteurs embarqués moins onéreux. Certains capteurs ont déjà fait l'objet d'études pour leur précision et leur reproductibilité (PowerTap (Bertucci *et al.*, 2005a), Max one (Grappe *et al.*, 1997), Polar S710 (Millet *et al.*, 2003), Ergomo Pro (Duc *et al.*, 2007) et Look Keo Power (Sparks *et al.*, 2015)) alors que d'autres capteurs n'ont pas encore été étudiés dans la littérature. Le capteur PowerTap G3 mesure la $P_{méca}$ avec des jauges de contrainte situées dans le moyeu de la roue arrière et est considéré comme précis et reproductible (Bertucci *et al.*, 2005a ; Gardner *et al.*, 2004). Le capteur Stages mesure la $P_{méca}$ dans la manivelle gauche seulement et double

cette valeur en considérant le cycliste comme parfaitement symétrique (Hurst *et al.*, 2015). Enfin, le capteur Garmin Vector mesure la $P_{méca}$ dans les pédales ce qui signifie que la $P_{méca}$ est mesurée indépendamment dans la pédale gauche et dans la pédale droite.

Objectif : L'objet de cette étude était d'évaluer la précision, la sensibilité, la reproductibilité et la robustesse des systèmes PowerTap G3, Stages et Garmin Vector en comparaison avec le capteur SRM. Nous faisons l'hypothèse que la $P_{méca}$ serait différente entre les quatre systèmes puisque la force est mesurée à différents endroits sur le vélo (pédales, manivelle, pédalier et moyeu de la roue arrière). La $P_{méca}$ la plus élevée serait mesurée par les pédales, alors que la $P_{méca}$ la plus faible serait mesurée par le moyeu de la roue arrière qui ne prend pas en compte les pertes mécaniques de la transmission. De plus, les quatre capteurs de $P_{méca}$ seraient considérés comme sensibles, reproductibles et robustes.

Méthodes : Un cycliste de haut niveau (âge : 23 ans, taille : 188 cm et poids : 80 kg), avec un faible index d'asymétrie (4 %) (Carpes *et al.*, 2010), a réalisé les tests avec un vélo équipé d'un pédalier SRM, d'une roue PowerTap G3, d'une manivelle Stages et de pédales Garmin Vector (Figure 25). Une calibration statique a été appliquée sur le pédalier SRM afin de garantir la précision des mesures (Wooles *et al.*, 2005) alors que le offset était réalisé sur tous les capteurs selon les recommandations des fabricants. La précision des capteurs PowerTap, Stages et Garmin Vector a été étudiée en laboratoire et sur le terrain à intensités sous-maximales et maximales selon trois protocoles expérimentaux : 1) un test incrémental sous-maximal, 2) un test continu sous-maximal de 30 min et 3) un test de sprints. Les deux tests sous-maximaux étaient réalisés sur un tapis roulant motorisé (S 1930, HEF Techmachine, Andrezieux-Boutheon, France) alors que le test de sprints était réalisé sur un home-trainer Cateye (CS-1000, Cateye, Osaka, Japon). Le test incrémental sous-maximal était réalisé à cinq paliers de $P_{méca}$ de trois minutes chacun : 150, 200, 250, 300 et 350 W. Durant chaque palier de $P_{méca}$, l'effet de la cadence de pédalage (60, 80 et 100 rpm) était testé dans un ordre randomisé. Le test de sprints était composé de trois sprints courts de huit secondes. Ces trois sprints étaient réalisés avec trois braquets différents (53/15, 53/17 et 53/19) pour déterminer la P_{max} et la $P_{méca}$ maximale développée sur cinq secondes ($P_{5\text{-}s}$). Le cycliste réalisait ces trois protocoles dans la même journée et sur trois jours différents afin d'étudier la reproductibilité. La sensibilité était étudiée en laboratoire durant le test incrémental sous-maximal en utilisant trois cadences de pédalage (60, 80 et 100 rpm) et en mesurant la

différence de $P_{méca}$ entre la position assise et la position danseuse. La robustesse était étudiée en laboratoire sur des plateformes vibrantes (Globus, Physioplate FIT, Italie). Douze fréquences vibratoires (de 12 à 56 Hz avec incrément de 4 Hz) habituellement mesurées sur le terrain ont été utilisées (Lépine *et al.*, 2013). Enfin, le test terrain était réalisé sur un parcours vallonné de 2 h incluant les différentes conditions expérimentales testées en laboratoire.

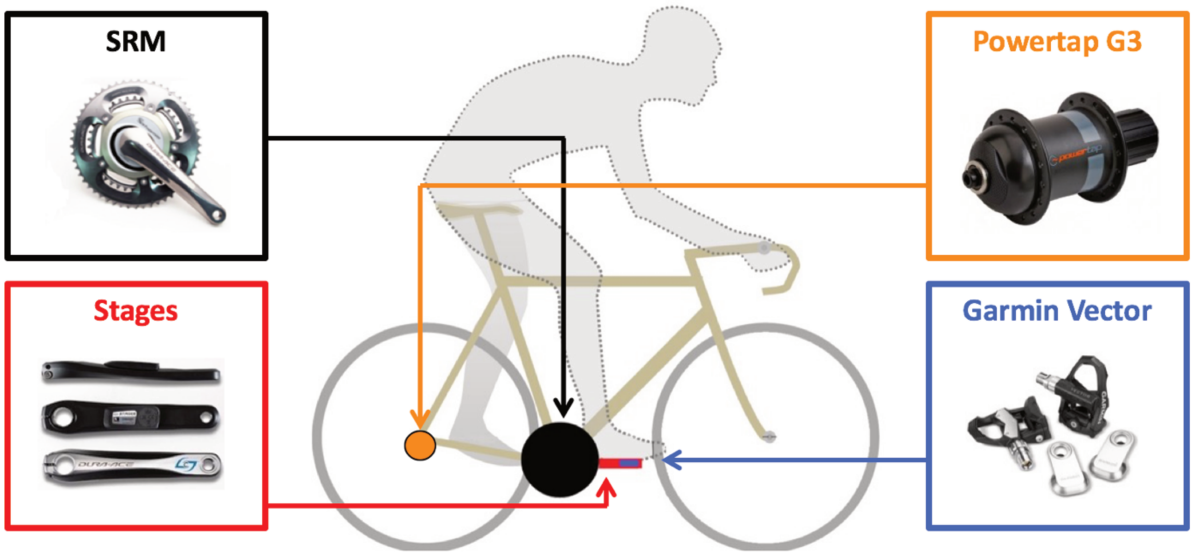


Figure 25. *Emplacement des capteurs de puissance SRM, PowerTap G3, Stages et Garmin Vector sur le vélo.*

Résultats : La $P_{méca}$ moyenne n'était pas significativement différente entre les quatre systèmes. L'analyse de Bland et Altman montre que le biais moyen entre SRM et PowerTap était de 1,3 ± 6,0 W (intervalle de confiance (IC) 95 % : -10,4 et 13,0 W). De plus, le biais moyen entre SRM et Stages était de -13,7 ± 12,4 W (IC 95 % : -37,9 et 10,6 W) et 0,6 ± 6,2 W (IC 95 % : -11,6 et 12,7 W) entre SRM et Garmin Vector. Durant le test de sprints, la $P_{5\text{-}s}$ du capteur Garmin Vector était inférieure à celle du système SRM (-36,9 % ; $p < 0,05$) avec un faible braquet. La Figure 26 représente la comparaison des quatre capteurs avec le profil de puissance record (PPR). La $P_{méca}$ du capteur Stages était inférieure ($p < 0,05$) à celle du SRM dans les zones 2 (-5,1 %) et 3 (-4,9 %) alors que la $P_{méca}$ du capteur Garmin Vector était inférieure à celle du SRM dans la zone 2 (-4,5 %) seulement. La position du cycliste influence significativement la $P_{méca}$. En effet, la $P_{méca}$ était plus élevée ($p < 0,001$) en danseuse pour les systèmes SRM (+2,1 % ; $p < 0,001$) et PowerTap (+2,4 % ; $p < 0,001$) alors qu'elle était plus faible pour le système Stages (-4,4 % ; $p < 0,001$). Le coefficient de

variation moyen était de 1,9 ± 1,3 %, 2,6 ± 1,5 %, 3,0 ± 1,9 % et 2,5 ± 1,3 % pour les capteurs SRM, PowerTap, Stages et Garmin Vector, respectivement. Enfin, les capteurs Stages et Garmin Vector étaient sensibles aux fortes fréquences vibratoires puisque la $P_{méca}$ était diminuée à partir d'une fréquence de 48 Hz ($p < 0,001$) et 52 Hz ($p < 0,001$), respectivement. La $P_{méca}$ mesurée par les capteurs SRM et PowerTap n'était pas affectée par les vibrations.

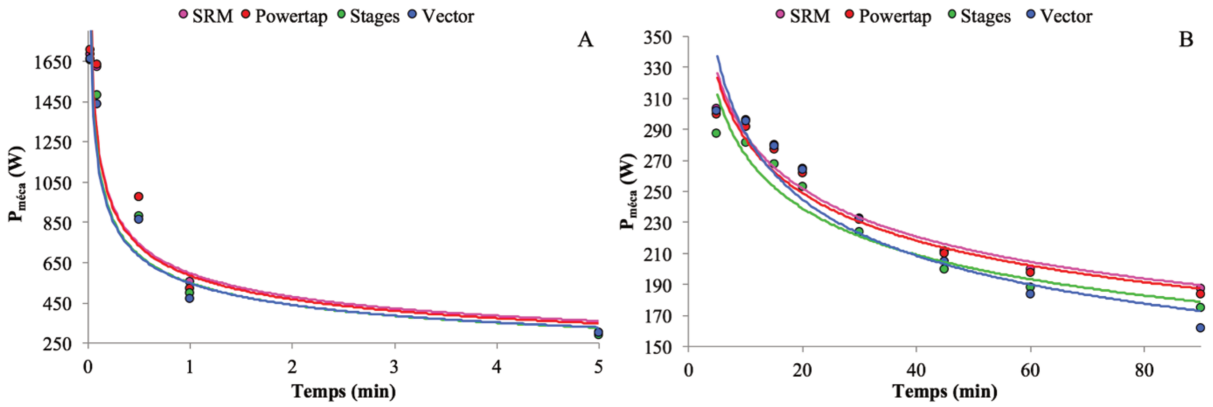


Figure 26. *Comparaison des capteurs de puissance ($P_{méca}$) SRM, PowerTap, Stages et Garmin Vector avec le profil de puissance record anaérobie (A) et aérobie (B).*

Discussion : Cette étude est la première à analyser l'influence de plusieurs propriétés métrologiques sur les capteurs PowerTap, Stages et Garmin Vector en laboratoire et sur le terrain. Les résultats du capteur PowerTap montrent un faible IC (23 W) et des différences non significatives, comparé au SRM, ce qui fait de lui un capteur précis (Bertucci *et al.*, 2005a). À contrario, le capteur Stages ne peut pas être considéré comme précis puisqu'il sous-estime la $P_{méca}$ sur le terrain et son IC est deux fois plus élevé (49 W) que celui du capteur PowerTap. Ces résultats sont en accord avec de récentes études scientifiques (Hurst *et al.*, 2015 ; Miller *et al.*, 2016). Enfin, le capteur Garmin Vector est précis pour les intensités sous-maximales en laboratoire mais il sous-estime la $P_{méca}$ durant les sprints avec un faible développement (36,9 %) ainsi que sur le terrain.

Le capteur Stages sous-estime la $P_{méca}$ en position danseuse (*vs.* position assise). Ce résultat s'explique principalement par la mesure unilatérale qui est dépendante de l'asymétrie du cycliste (Bini et Hume, 2015 ; Carpes *et al.*, 2007 ; Smak *et al.*, 1999). Les pédales Garmin Vector ne sont pas assez sensibles pour détecter l'augmentation de $P_{méca}$ en position danseuse. Selon une étude que nous avons menée en laboratoire (Bouillod *et al.*, 2014), la $P_{méca}$ doit

augmenter en danseuse, à une V_d donnée, en raison des pertes mécaniques de certaines parties du vélo. Les CV obtenus avec les quatre capteurs étaient légèrement supérieurs à 2 % (Hopkins *et al.*, 2001) mais aucune différence significative n'a été détectée entre les trois sessions, c'est pourquoi les quatre capteurs peuvent être considérés comme reproductibles durant des tests sous-maximaux en laboratoire. L'effet de la fréquence vibratoire a démontré que les capteurs Stages et Garmin Vector n'étaient pas capables de mesurer la $P_{méca}$ lors de fortes vibrations (48 Hz et 52 Hz, respectivement) contrairement aux capteurs SRM et PowerTap. Il est important de spécifier qu'en condition de pédalage sur les pavés, la fréquence vibratoire est comprise entre 35 et 65 Hz de 20 à 35 $km \cdot h^{-1}$ (Chiementin *et al.*, 2012). Ces résultats indiquent que les capteurs Stages et Garmin Vector ne sont pas adaptés aux fortes vibrations (VTT, pavés, etc.). Notre hypothèse initiale concernant la différence de mesure entre les pédales et le moyeu de la roue arrière n'est pas vérifiée. Cela peut s'expliquer par la sensibilité des jauges de contrainte et leur nombre, la température ambiante, la fatigue de certains composants, le traitement du signal, les méthodes de calibration et le temps écoulé depuis la dernière calibration.

Conclusion : Cette étude confirme que le capteur PowerTap peut être considéré comme précis pour mesurer la $P_{méca}$ en cyclisme. Cependant, les capteurs Stages et Garmin Vector doivent être utilisés avec précaution puisque nous avons mesuré des différences significatives de $P_{méca}$ comparés au système SRM. L'utilisation de capteurs précis est largement préconisée pour les entraineurs et les scientifiques pour déterminer les zones d'intensité et pour établir un suivi longitudinal avec le PPR. Parmi les quatre capteurs de $P_{méca}$ testés dans cette étude, seul le SRM peut être calibré par l'utilisateur, ce qui fait de lui un capteur très pratique d'utilisation. Notre étude montre que les capteurs PowerTap, Stages et Garmin Vector sont reproductibles. Cependant, la précision, la sensibilité et la robustesse des capteurs Stages et Garmin Vector doivent être traitées avec précaution. À ce jour, les systèmes SRM et PowerTap restent les plus fiables pour les entraîneurs et les scientifiques.

International Journal of Sports Physiology and Performance, 2017, 12, 1023-1030
http://dx.doi.org/10.1123/ijspp.2016-0436
© 2017 Human Kinetics, Inc.

Human Kinetics
ORIGINAL INVESTIGATION

Validity, Sensitivity, Reproducibility, and Robustness of the PowerTap, Stages, and Garmin Vector Power Meters in Comparison With the SRM Device

Anthony Bouillod, Julien Pinot, Georges Soto-Romero, William Bertucci, and Frederic Grappe

A large number of power meters have been produced on the market for nearly 20 y according to user requirements. ***Purpose:*** To determine the validity, sensitivity, reproducibility, and robustness of the PowerTap (PWT), Stages (STG), and Garmin Vector (VCT) power meters in comparison with the SRM device. ***Methods:*** A national-level male competitive cyclist completed 3 laboratory cycling tests: a submaximal incremental test, a submaximal 30-min continuous test, and a sprint test. Two additional tests were performed, the first on vibration exposures in the laboratory and the second in the field. ***Results:*** The VCT provided a significantly lower 5-s power output (PO) during the sprint test with a low gear ratio than the SRM did (–36.9%). The STG PO was significantly lower than the SRM PO in the heavy-exercise-intensity zone (zone 2, –5.1%) and the low part of the severe-intensity zone (zone 3, –4.9%). The VCT PO was significantly lower than the SRM PO only in zone 2 (–4.5%). The STG PO was significantly lower in standing position than in the seated position (–4.4%). The reproducibility of the PWT, STG, and VCT was similar to that of the SRM system. The STG and VCT PO were significantly decreased from a vibration frequency of 48 Hz and 52 Hz, respectively. ***Conclusions:*** The PWT, STG, and VCT systems appear to be reproducible, but the validity, sensitivity, and robustness of the STG and VCT systems should be treated with some caution according to the conditions of measurement.

Keywords: mobile power meter, power output, laboratory, field, cycling

A large number of power meters were produced and put on the market for nearly 20 years according to user requirements. The use of power meters enables assessment of cyclists' training[1] and racing[2] intensity zones according to their skills and thus of their race-performance profile.[3] These data enable the coach and athlete to measure intensity in real cycling locomotion in the field, thus allowing training programs to be optimized using power output (PO). Power meters should provide a valid, sensitive, reproducible, and robust PO.[4] Validity is the ability of power meters to reflect what they are designed to measure.[5] Sensitivity is the smallest measurement change that can be detected by power meters. Reproducibility refers to the variation in measurements made on power meters under changing conditions.[6] Finally, robustness is the ability of power meters to remain unaffected by small variations in experimental factors.

The SRM power meter (Schoberer Rad Messtechnich, Jülich, Germany) is the most commonly used system in cycling, particularly in professional and amateur racing. Indeed, 8 of the 2016 Union Cycliste Internationale (UCI) world teams used the SRM power meter, while 7 different power meters (Pioneer, Rotor, Quarq, 4iiii, Power2Max, Stages, and Shimano) were used in the other 10 world teams. The SRM system is a crank set that includes a number of strain gauges (4–20 depending on the model used) located between the crank axle and the chain ring. The SRM is considered a gold-standard measurement system due to its high validity, reliability, and sensitivity during measurement (±1% average error after calibration performed under standard environmental conditions).[7,8] Its 1% average error represents changes in PO measurements of 2 W in endurance (200 W) and 20 W during sprints (2000 W). In addition, the SRM is one of the few power meters that can be calibrated by the user to increase the accuracy of its PO measurement. However, the high cost of the SRM has led manufacturers to develop less expensive mobile cycling power meters. Some of them have been studied for their validity and reliability (Powertap,[4] Max one,[9] Polar S710,[10] Ergomo,[11] and Look Keo Power[12]), but other newer power meters have not yet been studied. As a valid and reliable device, the SRM has been used as a reference system to validate previous mobile power meters and stationary ergometers such as the Kingcycle cycle ergometer[13] and the Axiom Powertrain cycle ergometer.[14]

The PowerTap (PWT; Saris Cycling Group, Madison, WI, USA) is also considered a valid and reliable power meter when compared with the SRM[4] or a dynamic calibration rig.[7] The PWT device measures PO with strain gauges located in the hub of the rear wheel. The new Stages (STG; Stages Cycling, Saddleback Ltd, Bristol, UK) and Garmin Vector (VCT; Olathe, KS, USA) power meters are less known. The STG power meter uses only the left crank arm for PO measurement. The strain gauges are integrated into a small plastic case bonded to the rear side of the left crank arm. As the crank measures PO on the left side only, the algorithm for power calculation doubles this value to obtain a complete reading for both the left and right sides.[15] In the VCT power meter, PO is measured at the pedals where force is applied. The VCT measures the slight deflection of the pedal spindle though the entire pedal stroke, as well as the 2-dimensional force vectors;

Bouillod, Pinot, and Grappe are with EA4660, C3S Health—Sport Dept, Sports University of Besancon, Besancon, France. Soto-Romero is with the *Laboratory for Analysis and Architecture of Systems, National Center for Scientific Research*, Toulouse, France. Bertucci is with the Groupe de Recherche en Sciences Pour l'Ingénieur (EA 4694), UFR STAPS, University of Reims Champagne-Ardenne, Reims, France. Bouillod (anthonybouillod@gmail.com) is corresponding author.

these data are used to calculate power. The force sensors are housed in both pedals so that they can independently measure PO from each leg and report total PO considering the balance between both left and right legs.

This study aimed to assess the validity, sensitivity, reproducibility, and robustness of the PWT, STG, and VCT power meters during both laboratory and field cycling tests in comparison with the SRM device considered the gold standard. We hypothesized that the PO measured by the 4 systems would be different considering that the force was measured at different locations on the bicycle (pedals, crank, crank set, and rear hub). The highest PO would be measured at the pedals, whereas the lowest PO would be measured at the rear wheel hub, which does not take into account the mechanical loss in the chain-drive system. Moreover, the 4 power meters would be shown to be sensitive, reproducible, and robust.

Methods

Participant

A national-level male competitive cyclist (age 23 y, height 1.88 m, body mass 80 kg) with a very low asymmetry index (4%),[16] measured by combining intensity and duration with the SRM torque-analysis system in our laboratory (personal data), volunteered as the subject for this study. Before testing and after having received a full explanation of the nature and purpose of the study, the subject gave his written informed consent. The study was approved by the ethics committee of the institute. Before experimenting, the subject underwent several habituation sessions to get used to the testing procedure.

Experimental Design

All testing sessions were performed with the same road-racing bicycle. The bicycle tire pressure was inflated to 700 kPa. The bicycle was fitted with an SRM crank set, a rear wheel composed of the PWT G3 hub, an STG power crank, and VCT pedals. The SRM power meter was paired with an SRM power control, and the PWT, STG, and VCT power meters were paired with Garmin power controls. To ensure accurate measures of the SRM power meter, a static calibration was applied before the study[17] and the zero-offset frequency was adjusted according to the manufacturer's instructions. PO was measured continuously at a frequency of 1 Hz for all power meters. A short acceleration (6 pedaling cycles) was realized at the beginning of each testing session to facilitate data synchronization.

The validity of the PWT, STG, and VCT power meters was investigated in the field and in the laboratory at submaximal and maximal intensities from 3 experimental protocols: a submaximal incremental test, a submaximal 30-minute continuous test, and a sprint test. The incremental and continuous submaximal tests were performed on a motorized treadmill (S 1930, HEF Techmachine, Andrezieux-Boutheon, France) 3.8 m in length and 1.8 m in width, and the sprint test was performed on a Cateye ergometer (CS-1000, Cateye, Osaka, Japan). The subject performed the 3 protocols on the same day and repeated each protocol 3 times on 3 different days to assess reproducibility. Sensitivity was studied in the laboratory during the submaximal incremental test by using 3 different pedaling cadences (60, 80, and 100 rpm) and by measuring the difference in PO between seated and standing positions.[18] Robustness was investigated in the laboratory by using 12 different vibration frequencies (vibration test).

Submaximal Incremental Test

A submaximal incremental test was performed on a motorized treadmill at speeds of 19.5, 21, 22.5, 24, and 25.5 km/h (150–350 W). The mass of the system (subject + bicycle) contributes to the PO required to ride on a treadmill at a given speed. We controlled this parameter by adding or removing water from 2 bottles in the bottle cages of the bicycle.[4] At each speed, the effects of both the pedaling cadence (60, 80, and 100 rpm) and the position (seated and standing) on the PO were tested in randomized order. The combinations of the different speeds, pedaling cadences, and positions resulted in 30 different data sets (5 speeds, 3 pedaling cadences, and 2 positions), each lasting 30 seconds.

Submaximal Continuous Test

A 30-minute continuous exercise test was performed in a seated position at 21 km/h on a 3% slope with a pedaling cadence of 80 rpm.

Sprint Test

The sprint test consisted of three 8-second sprints in a seated position to determine the maximal 1-second PO and 5-second PO. The magnetic resistance of the Cateye ergometer was set to a simulated grade of 7%. Three different gear ratios were used (53/15, 53/17, and 53/19) to determine the 3 different maximal pedaling cadences and the levels of applied force. Sprints were separated by 5 minutes of active recovery at low intensity (<150 W).

Vibration Test

The frequencies used during the vibration test corresponded to vibrations measured in road cycling.[19] The test consisted of 30-second ramp exercise bouts on vibrating plates (Physioplate FIT, Globus, Codogne, Italy) by mean steps of 4 Hz increasing from 12 to 56 Hz (amplitude of 4 mm) and decreasing from 56 to 12 Hz. The exercise was performed at 200 W with a pedaling cadence of 80 rpm. The bicycle was fixed on an ergo-trainer (Tacx, Wassenaar, Netherlands).

Field Test

The field test consisted of a 2-hour road-cycling session on hilly terrain including the different laboratory experimental conditions (seated and standing positions, different pedaling cadences, and different speeds) at an average temperature of 20.9°C. The Record Power Profile was used to compare the 4 power meters according to the exercise-intensity zones determined by Pinot and Grappe[3] and defined as follows: zone 1 (between 1 and 4 h; moderate exercise intensity), zone 2 (between 20 and 60 min; heavy exercise intensity), zone 3 (between 5 and 20 min; low part of the severe intensity zone), zone 4 (between 30 and 5 min; high part of the severe intensity zone), and zone 5 (between 1 and 30 s; force–velocity zone).

Statistical Analysis

Descriptive statistics were used, and all data were expressed as mean ± SD. Statistical analysis was performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc, San Jose, CA, USA). Bland-Altman plots and 95% limits of agreement[20] were applied to assess the agreement among PO_{PWT}, PO_{STG}, PO_{VCT}, and PO_{SRM} during the submaximal incremental test. The data of the submaximal incre-

mental tests were checked for heteroscedasticity by calculating the heteroscedasticity correlation between the absolute differences between PO_{PWT}, PO_{STG}, PO_{VCT}, and PO_{SRM} and the mean PO as described by Atkinson and Nevill.[5] Although this analysis showed that heteroscedasticity was not present, the data were logarithmically transformed according to the recommendations of Nevill and Atkinson.[21] The data of the submaximal incremental test, submaximal continuous test, and sprint test were not normally distributed. Thus, the analysis of the differences among the PO_{PWT}, PO_{STG}, PO_{VCT}, and PO_{SRM} of each protocol was conducted with the nonparametric Kruskal-Wallis test. An initial 2-way ANOVA (power meters vs exercise-intensity zones) was used to analyze the influence of the exercise-intensity zones on the power meters. The effects of pedaling cadence and cycling position on PO_{PWT}, PO_{STG}, PO_{VCT}, and PO_{SRM} during the submaximal incremental test were evaluated with the nonparametric Kruskal-Wallis test. To assess reproducibility, the nonparametric Kruskal-Wallis test was also used for the submaximal incremental test, and the mean coefficient of variation (CV) was calculated for all conditions. A second 2-way ANOVA (power meter vs vibration frequency) was used to analyze the influence of vibration frequency on the power meters. Significance was set to $P < .05$ in all statistical tests.

Results

Validity

During the submaximal incremental test (150–350 W), strong correlations were found between PO_{SRM} and PO_{PWT} (0.997, $P < .001$), PO_{STG} ($r = .985$, $P < .001$), and PO_{VCT} ($r = .996$, $P < .001$). The mean PO from 19.5 to 25.5 km/h was not significantly different among the 4 systems. The ratio limits of agreement of the PO differences were 1.007 ×÷ 1.056 between PO_{SRM} and PO_{PWT}, 0.945 ×÷ 1.110 between PO_{SRM} and PO_{STG}, and 1.004 ×÷ 1.051 between PO_{SRM} and PO_{VCT}. The Bland-Altman analysis (Figure 1) shows that the mean bias between PO_{SRM} and PO_{PWT} was 1.3 ± 6.0 W (95% CI –10.4 and 13.0 W). In addition, the mean bias between PO_{SRM} and PO_{STG} was –13.7 ± 12.4 W (95% CI –37.9 and 10.6 W) and 0.6 ± 6.2 W (95% CI –11.6 and 12.7 W) with the PO_{VCT}.

No significant difference was measured among the mean POs during the 30-minute continuous test, and the mean CVs were 2.8%, 3.6%, 3.6%, and 2.0% for PO_{SRM}, PO_{PWT}, PO_{STG}, and PO_{VCT}, respectively.

No significant difference was found in maximal PO among the 4 power meters. However, the 5-second PO_{VCT} was lower than

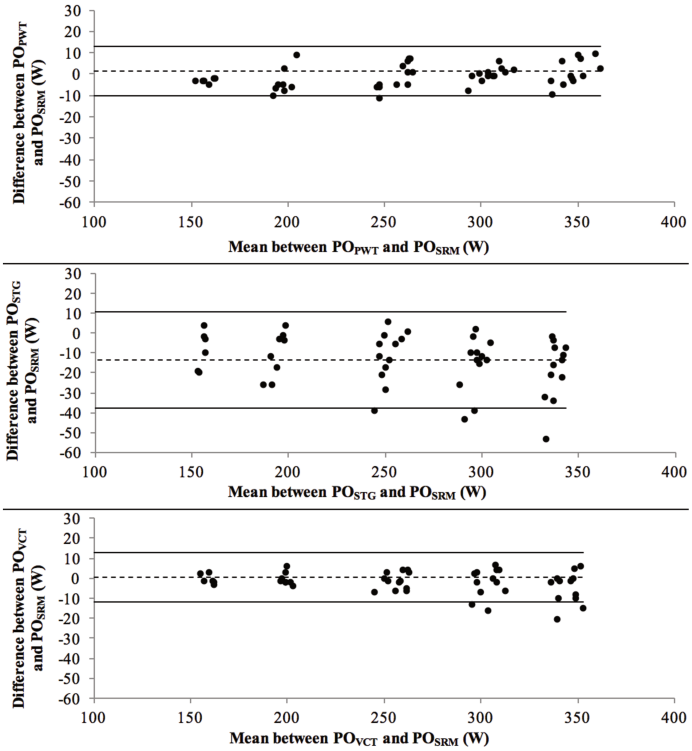


Figure 1 — Bland-Altman plots of the differences between power output of the SRM and PowerTap (PWT), SRM and Stages (STG), and SRM and Garmin Vector (VCT) power meters during the submaximal incremental test. The dashed line represents the bias, and the solid lines represent the 95% confidence interval (CI).

that of PO_{SRM} (–36.9%, $P < .05$) during the sprint test with a low gear ratio (Figure 2).

Significant differences were found in certain intensity zones among the power meters. Figure 3 shows the Record Power Profile according to the different power meters and exercise-intensity zones. The 2-way ANOVA indicated that PO_{STG} was lower ($P < .05$) than PO_{SRM} in zones 2 (–5.1%) and 3 (–4.9%). PO_{VCT} was lower ($P < .05$) than PO_{SRM} in zone 2 (–4.5%).

Sensitivity

The pedaling cadence had no effect on PO among the different power meters. However, cycling position had an effect ($P < .001$) on PO_{SRM}, PO_{PWT}, and PO_{STG}. For the same speed on the treadmill, PO was higher in the standing position for both the SRM (+2.1%, $P < .001$) and the PWT (+2.4%, $P < .001$). In contrast, PO_{STG} was lower in the standing position (–4.4%, $P < .001$).

Reproducibility

No significant difference was detected in any of the incremental tests with the Kruskal-Wallis analysis. The mean CVs (Table 1) for all the cycling conditions (5 speeds, 3 pedaling cadences, and 2 pedaling postures) were 1.9% ± 1.3% for PO_{SRM}, 2.6% ± 1.5% for PO_{PWT}, 3.0% ± 1.9% for PO_{STG}, and 2.5% ± 1.3% for PO_{VCT}.

Robustness

Figure 4 shows that both STG and VCT power meters are sensitive to high vibration frequencies. PO_{STG} and PO_{VCT} were decreased from a vibration frequency of 48 Hz ($P < .001$) and 52 Hz ($P < .001$), respectively, whereas vibrations did not influence the SRM and PWT power meters.

Discussion

This study is the first to analyze the validity, sensitivity, reproducibility, and robustness of the PWT, STG, and VCT power meters in comparison with the SRM device during laboratory and field cycling exercises.

The results of the PWT power meter demonstrated a narrow CI (23.4 W) and nonsignificant differences compared with the results of the SRM device. The PWT device was considered valid. However, the CI reported by Bertucci et al[4] was narrower (12.9 W) during the submaximal incremental test.

A large CI (48.5 W) was reported for the STG power meter, thus rendering this system invalid during the submaximal incremental test. This power meter also significantly underestimated PO during the field test in zone 2 (–5.1%) and zone 3 (–4.9%) compared with the SRM device. Despite the fact that no significant difference was detected, PO_{STG} was markedly lower in zones 4 (–10.2%) and 5 (–5.0%) than PO_{SRM} was. Our results are in accordance with those

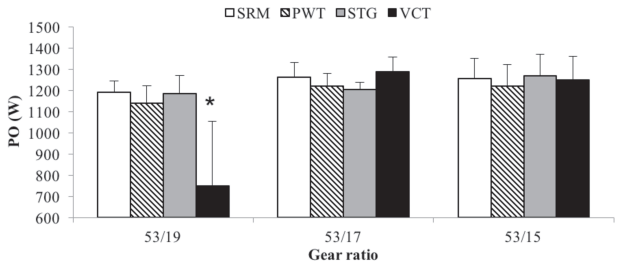


Figure 2 — SRM, PowerTap (PWT), Stages (STG), and Garmin Vector (VCT) 5-second power output (PO) during sprint test with low, middle, and high gear ratios. *Significant difference between VCT and SRM ($P < .05$).

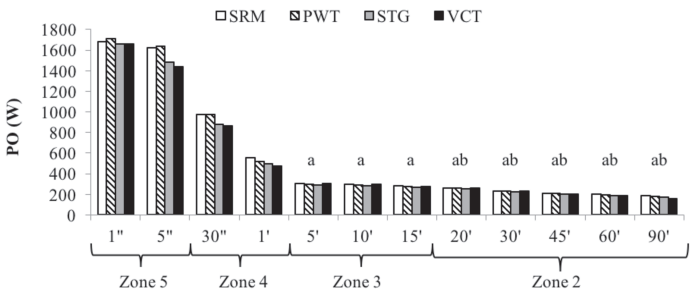


Figure 3 — Record power-output (PO) profile according to the power meters and exercise-intensity zones. Abbreviations: PWT, PowerTap; STG, Stages; VCT, Garmin Vector. [a] Significant differences between STG and SRM ($P < .05$). [b] Significant difference between VCT and SRM ($P < .05$).

Table 1 Mean Power Output and Coefficient of Variation for the SRM, PowerTap (PWT), Stages (STG), and Garmin Vector (VCT) Power Meters at Different Speeds, Pedaling Cadences, and Positions During the Submaximal Incremental Test

			Mean Power Output, W				Coefficient of Variation, %			
Speed, km/h	Pedaling cadence, rpm	Position	SRM	PWT	STG	VCT	SRM	PWT	STG	VCT
19.5	60	Seated	149.7	153.7	151.7	155.7	2.5	1.6	3.6	0.4
19.5	60	Standing	154.0	154.7	143.3	153.3	4.5	1.3	5.6	5.6
19.5	80	Seated	152.7	155.0	155.3	157.0	2.5	0.6	1.6	2.9
19.5	80	Standing	154.3	157.0	136.3	154.0	5.4	3.2	5.0	4.9
19.5	100	Seated	149.7	153.0	143.7	155.7	4.9	2.3	6.9	3.5
19.5	100	Standing	155.7	159.3	130.0	157.0	4.1	1.0	9.4	2.9
21.0	60	Seated	195.7	198.3	195.0	197.3	1.1	5.1	1.0	2.0
21.0	60	Standing	198.3	202.7	190.0	196.3	1.0	3.3	2.8	1.5
21.0	80	Seated	196.7	201.0	196.3	200.7	0.8	4.8	2.9	2.1
21.0	80	Standing	200.3	204.0	185.7	200.3	0.8	4.9	0.3	1.8
21.0	100	Seated	196.3	200.0	188.3	201.7	0.6	4.0	2.6	2.1
21.0	100	Standing	201.3	206.7	173.7	201.3	1.6	3.3	3.2	1.7
22.5	60	Seated	252.7	250.0	253.7	254.3	2.9	4.2	3.6	4.4
22.5	60	Standing	253.7	253.0	241.3	254.3	2.0	4.8	1.9	1.3
22.5	80	Seated	251.3	252.0	246.7	256.7	2.4	3.5	2.8	1.8
22.5	80	Standing	256.7	258.7	236.3	254.0	1.6	2.2	2.8	1.0
22.5	100	Seated	252.7	251.7	245.0	257.0	2.5	5.3	4.7	2.7
22.5	100	Standing	260.7	262.0	230.3	258.3	2.2	1.1	2.4	0.2
24.0	60	Seated	303.3	301.7	303.3	308.7	2.1	1.9	2.0	3.1
24.0	60	Standing	305.3	303.7	291.3	303.0	0.7	0.5	0.5	2.0
24.0	80	Seated	302.3	299.3	293.0	304.7	1.6	3.0	0.7	1.9
24.0	80	Standing	307.7	308.7	288.3	302.7	1.7	2.8	3.7	4.0
24.0	100	Seated	304.7	306.0	289.7	309.0	1.7	2.1	1.4	3.7
24.0	100	Standing	314.7	317.7	278.0	307.3	0.7	1.4	3.4	3.3
25.5	60	Seated	344.3	338.0	335.7	342.0	1.0	2.1	0.6	1.5
25.5	60	Standing	346.0	342.0	330.0	342.3	0.3	1.0	2.9	1.9
25.5	80	Seated	344.7	345.7	331.3	348.7	1.9	3.1	2.5	3.4
25.5	80	Standing	351.7	349.7	324.3	341.7	0.7	0.9	2.2	3.3
25.5	100	Seated	342.3	347.3	324.0	348.0	1.0	2.0	3.6	2.3
25.5	100	Standing	355.7	361.7	313.7	348.7	1.0	0.9	2.1	2.1

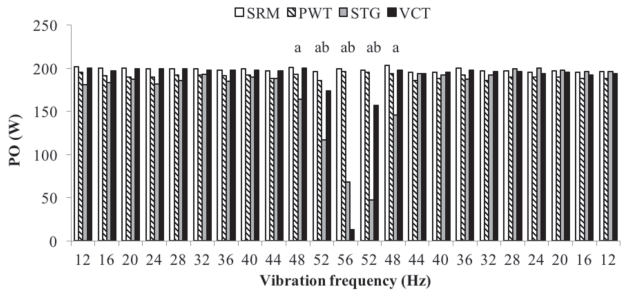


Figure 4 — SRM, PowerTap (PWT), Stages (STG), and Garmin Vector (VCT) power output (PO) obtained during the vibration test. [a] Significant difference between STG and SRM ($P < .001$). [b] Significant difference between VCT and SRM ($P < .001$).

of Hurst et al,[15] who reported that the STG device did not show any agreement with the SRM power meter and underestimated PO by an average of 8% during off-road cycling tasks. Miller et al[22] also reported that the STG device underestimated PO in downhill and flat-field sections in comparison with the PWT device.

The VCT power meter had a valid PO during the submaximal exercise in laboratory. However, it underestimated PO during the sprints with a low gear ratio (–36.9%) and the field test in zone 2 (–4.5%) compared with the SRM device. Even if no significant difference was detected, PO_{VCT} was markedly lower in zones 4 (–12.7%) and 5 (–6.3%) than PO_{SRM}. Furthermore, a poor reproducibility of the VCT system was demonstrated by a high standard deviation during the sprints with a low gear ratio. A recent study[23] showed that the VCT device slightly overestimated PO during laboratory efforts when compared with the SRM system.

PO_{STG} was significantly lower in the standing position than in the seated position, probably because of the left-crank-only measurement. The algorithm used to determine PO for the STG system simply doubles the value determined at the left crank and then creates an average. This process may create problems in situations in which a contralateral force-production imbalance is present. Bilateral asymmetries have been studied among cyclists,[24–26] and the results show that asymmetries are reduced with an increase in workload. As asymmetries depend on the subject, further studies must be conducted on several cyclists controlling this parameter with the STG device in both laboratory and field cycling conditions.

The VCT system did not measure the PO change between the seated and standing positions. This could be due to some technological limits of the system that will be discussed following. The STG and VCT power meters were not considered sensitive because PO_{SRM} and PO_{PWT} were significantly higher in the standing position than in the seated position. These results are in accordance with those of Bouillod et al,[18] who measured a systematic increase in PO in the standing position because of the mechanical deformation of the tires and the bike frame.

The importance of reproducible power meters to detect small changes in performance has been emphasized in a review.[27] The detectable change in performance represents a magnitude of less than 2% in elite athletes. The mean CVs obtained with the PWT, STG, and VCT devices are slightly higher than 2%, but the statistical analysis indicates that the 4 power meters provide reproducible PO during submaximal tests in the laboratory. In addition, Van Praagh et al[28] proposed a 5% margin of error to consider power meters as reproducible, but this margin is too wide to detect a small change in performance. Considering an elite athlete with a maximal aerobic power of 400 W, the margin of error represents 20 W. Supposing that the claimed accuracy of the SRM is correct, our results indicate that the PWT, STG, and VCT have an accuracy of ±2% to 3% for PO between 150 and 350 W. This value slightly exceeds the manufacturers' claimed accuracies of ±1.5% for the PWT and 2.0% for the STG and VCT. In comparing the results of the current study with those of previous research in the agreement between cycling power meters, the CVs were similar to those previously reported for the PWT hub system (CV = 2.1%), Polar S710 (CV = 2.2%), and Ergomo Pro (CV = 4.1%).[4,10,11] Hurst et al[15] reported higher CVs for both the STG (CV = 5.5%) and SRM (CV = 5.1%) power meters, but this result was biased by trail vibrations and a small variation in pacing in the different trials. Higher CVs were also reported for the G-Cog BMX[29,30] and Look Keo Power[12] power meters than those of the power meters tested in the current study.

The effect of vibration frequencies on the 4 power meters demonstrated that PO_{STG} and PO_{VCT} significantly stalled with high vibrations (48 and 52 Hz, respectively), whereas PO_{SRM} and PO_{PWT} were not affected by vibrations. It is important to specify that the actual cycling condition on cobblestones induces successive shocks that cover a great range of frequencies and enlarge the density of the frequency spectrum principally from 0 to 200 Hz (personal data). This condition is different from the laboratory vibrating platform where the vibration plate generates excitation without shocks at specific frequencies designed by the experimenter. For a cyclist riding on a granular rough road (26–36 km/h), 88% of the road excitation power falls within a 10- to 50-Hz frequency bandwidth.[19] According to Chiementin et al,[31] the mean excitation frequencies on cobblestones (120 ± 11 mm of length) for speeds from 20 to 35 km/h were 35 to 65 Hz. These results suggest that the robustness of the STG and VCT could alter the validity of the PO measurement on roads with cobblestones or with high-macrotexture surfaces. In addition, stalling of the PO_{STG} and PO_{VCT} could be due to the use of accelerometers to measure PO. The accelerometers could be out of range of measurement, especially when the road conditions involve severe vibratory exposure from 48 Hz. These results indicate that the STG and VCT power meters are not suitable for practice with strong vibrations such as in mountain biking and on cobblestone streets.

Note that this study is limited to only 1 participant. Nevertheless, the study design provided a large number of measurements over a variety of exercise intensities and cycling conditions. This variety enabled the assessment of PO typically generated by elite athletes[3] (PO ranging between 1223 and 1454 W for the sprint test and between 150 and 350 W for the submaximal incremental tests).

Main Sources of Error Encountered in Power Meters

Our results show that the theoretical mechanical losses from PO measurements between the pedals and the rear hub are not verified. These results can be explained by the strain gauges' sensitivity and the number of them included in each system, the environmental temperature, fatigue of certain components, signal processing (amplification, filtering, analog-to-digital [A/D] conversion, and data analysis), calibration methods, and elapsed time since the last calibration (PO measurement drift). Thus, it appears that the mechanical properties of the strain gauges inside the system are very important to consider. Indeed, all the power meters include force measurement obtained using semiconductor strain-gauge rosettes as sensors. After signal conditioning (impedance bridge and amplification/filtering), the resultant voltage is converted into a digital signal (by an A/D converter) and processed by a microcontroller (Figure 5) into a frequency signal by pulse-width modulation before sending it to a power control (SRM), in which the microcontroller processes data after the demodulation step (Figure 6). Operating principles of the STG and VCT power meters have not been presented because we did not have the opportunity to disassemble the 2 systems. In the 2 detailed cases (PWT and SRM), the angular velocity of the wheel and of the crank set (obtained by reed switches) are necessary to compute power data. Temperature effect, mechanical fatigue, misalignment errors, Wheatstone Bridge nonlinearity, electronic-component noise (amplifier, A/D converter), and testing-cell fatigue (long-time effect) were identified as the main sources of error in strain-gauge measurements. To compensate for some of these errors, it is necessary to calibrate the system.

According to standard instructions for calibration recommended by the manufacturers, PO_{VCT} and PO_{STG} should be higher than PO_{SRM}, whereas PO_{PWT} should be lower than PO_{SRM} considering the measurement location and the mechanical losses in the bicycle components.

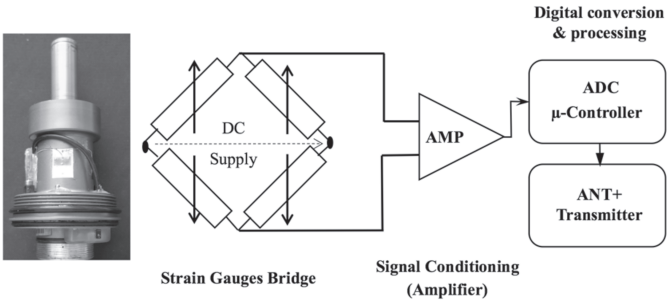


Figure 5 — PowerTap operating principle. Image of a PowerTap rear hub (left). Measurement chain includes strain-gauge bridge, amplification/filtering step (AMP), analog-to-digital conversion (ADC), data analysis in microcontroller, and wireless transmission by ANT+ protocol (2.4 GHz) (right).

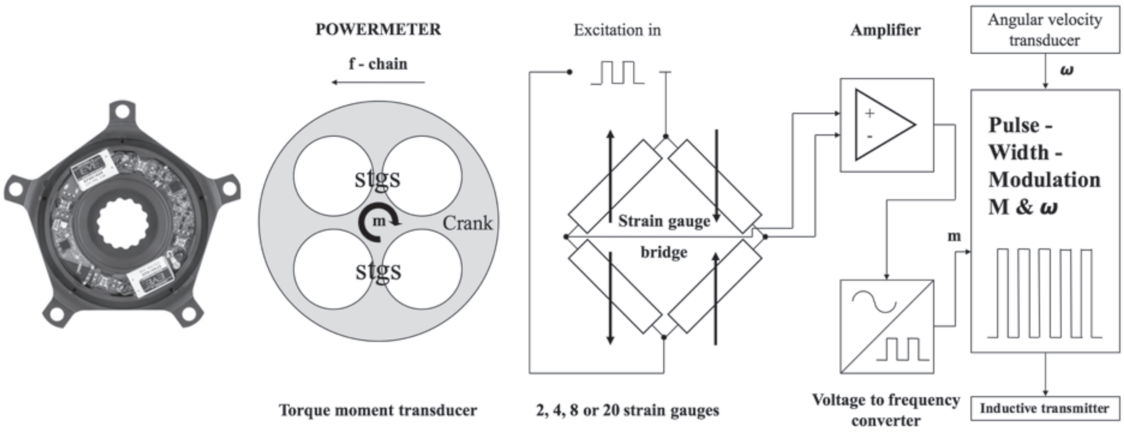


Figure 6 — SRM operating principle. Image of an SRM crank set (left). Measurement chain includes strain-gauge bridge, amplification/filtering step, pulse-width modulation step, and wireless-transmission ANT+ protocol (2.4 GHz) (right).

Practical Applications and Conclusions

This study confirms that the PWT power meter can be considered a suitable and valuable device for PO measurement during cycling. However, both the STG and VCT systems should be treated with some caution given the presence of significant differences when they are compared with the SRM device. The use of accurate devices such as the SRM and PWT is required for coaches and scientists to enable the assessment of cyclists' intensity zones and to establish a long-term power profile of individual performance. Among the 4 power meters tested in this study, only the SRM device can be calibrated by the user, thus making it a useful system for coaches and scientists.

Our study demonstrates that the PWT, STG, and VCT systems are reproducible mobile power meters compared with SRM device. However, the validity, sensitivity, and robustness of the STG and VCT systems should be treated with some caution as they may limit the potential application of the crank and pedal systems for researchers. To date, the SRM and PWT remain the most reliable systems for sport scientists and coaches. To be as reliable as the SRM and PWT power meters, the STG and VCT systems should improve their signal processing in some assessment conditions.

Acknowledgments

The authors would like to thank the participating cyclist for his cooperation, as well as the Matsport Company, the University of Reims Champagne-Ardenne, and Frederic Puel for their support.

References

1. Jobson SA, Passfield L, Atkinson G, Barton G, Scarf P. The analysis and utilization of cycling training data. *Sports Med*. 2009;39(10):833–844. PubMed doi:10.2165/11317840-000000000-00000
2. Vogt S, Heinrich L, Schumacher YO, et al. Power output during stage racing in professional road cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(1):147–151. PubMed doi:10.1249/01.mss.0000183196.63081.6a
3. Pinot J, Grappe F. The record power profile to assess performance in elite cyclists. *Int J Sports Med*. 2011;32(11):839–844. PubMed doi:10.1055/s-0031-1279773
4. Bertucci W, Duc S, Villerius V, Pernin JN, Grappe F. Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when com-

pared with the SRM device. *Int J Sports Med*. 2005;26(10):868–873. PubMed doi:10.1055/s-2005-837463
5. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*. 1998;26(4):217–238. PubMed doi:10.2165/00007256-199826040-00002
6. Bartlett JW, Frost C. Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2008;31(4):466–475. PubMed doi:10.1002/uog.5256
7. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D. Accuracy of SRM and Power Tap power monitoring systems for bicycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(7):1252–1258. PubMed doi:10.1249/01.MSS.0000132380.21785.03
8. Paton CD, Hopkins WG. Tests of cycling performance. *Sports Med*. 2001;31(7):489–496. PubMed doi:10.2165/00007256-200131070-00004
9. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon J-D. Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. *Ergonomics*. 1997;40(12):1299–1311. doi:10.1080/001401397187388
10. Millet GP, Tronche C, Fuster N, Bentley DJ, Candau R. Validity and reliability of the Polar S710 mobile cycling powermeter. *Int J Sports Med*. 2003;24(3):156–161. PubMed doi:10.1055/s-2003-39083
11. Duc S, Villerius V, Bertucci W, Grappe F. Validity and reproducibility of the Ergomo®Pro power meter compared with the SRM and PowerTap power meters. *Int J Sports Physiol Perform*. 2007;2(3):270–281. PubMed doi:10.1123/ijspp.2.3.270
12. Sparks SA, Dove B, Bridge CA, Midgely AW, McNaughton LR. Validity and reliability of the Look Keo Power Pedal System for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. *Int J Sports Physiol Perform*. 2015;10(1):39–45. PubMed doi:10.1123/ijspp.2013-0317
13. Balmer J, Davison RC, Coleman DA, Bird SR. The validity of power output recorded during exercise performance tests using a Kingcycle air-braked cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *Int J Sports Med*. 2000;21(3):195–199. PubMed doi:10.1055/s-2000-9466
14. Bertucci W, Duc S, Villerius V, Grappe F. Validity and reliability of the Axiom PowerTrain cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *Int J Sports Med*. 2005;26(1):59–65. PubMed doi:10.1055/s-2004-817855
15. Hurst HT, Atkins S, Sinclair J, Metcalfe J. Agreement between the stages cycling and SRM powermeter systems during field-based off-road climbing. *J Sci Cycling*. 2015;4(1):21–27.
16. Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling—a review considering leg preference. *Phys Ther Sport*. 2010;11(4):136–142. PubMed doi:10.1016/j.ptsp.2010.06.005
17. Wooles AL, Robinson AJ, Keen PS. A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. *Sports Eng*. 2005;8:137–144. doi:10.1007/BF02844014
18. Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. *J Sci Cycling*. 2014;3(2):6.
19. Lépine J, Champoux Y, Drouet JM. A laboratory excitation technique to test road bike vibration transmission. *Exp Tech*. 2016;40(1):227–234. doi:10.1007/s40799-016-0026-8
20. Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet*. 1995;346(8982):1085–1087. PubMed doi:10.1016/S0140-6736(95)91748-9
21. Nevill AM, Atkinson G. Assessing agreement between measurements recorded on a ratio scale in sports medicine and sports science. *Br J Sports Med*. 1997;31(4):314–318. PubMed doi:10.1136/bjsm.31.4.314
22. Miller MC, Macdermid PW, Fink PW, Stannard SR. Agreement between PowerTap, Quarq and Stages power meters for cross-country mountain biking. *Sports Technol*. 2015;8(1-2):44–50.
23. Novak AR, Dascombe BJ. Agreement of power measures between Garmin Vector and SRM cycle power meters. *Meas Phys Educ Exerc Sci*. 2016;20(3):167–172. http://dx.doi.org/10.1080/1091367X.2016.1191496
24. Smak W, Neptune RR, Hull ML. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech*. 1999;32(9):899–906. PubMed doi:10.1016/S0021-9290(99)00090-1
25. Bini RR, Hume PA. Relationship between pedal force asymmetry and performance in cycling time trial. *J Sports Med Phys Fitness*. 2015;55(9):892–898. PubMed
26. Carpes FP, Rossato M, Faria IE, Bolli Mota C. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *J Sports Med Phys Fitness*. 2007;47(1):51–57. PubMed
27. Hopkins WG, Schabort EJ, Hawley JA. Reliability of power in physical performance tests. *Sports Med*. 2001;31(3):211–234. PubMed doi:10.2165/00007256-200131030-00005
28. Van Praagh E, Bedu M, Roddier P, Coudert J. A simple calibration method for mechanically braked cycle ergometers. *Int J Sports Med*. 1992;13(1):27–30. PubMed doi:10.1055/s-2007-1021229
29. Chiementin X, Crequy S, Bertucci W. Validity and reliability of the G-Cog device for kinematic measurements. *Int J Sports Med*. 2013;34(11):945–949. PubMed doi:10.1055/s-0032-1304639
30. Bertucci W, Crequy S, Chiementin X. Validity and reliability of the G-Cog BMX powermeter. *Int J Sports Med*. 2013;34(6):538–543. PubMed
31. Chiementin X, Rigaut M, Crequy S, Bolaers F, Bertucci W. Hand-arm vibration in cycling. *J Vib Control*. 2012;19(16):2551–2560. doi:10.1177/1077546312461024

3. Précision, sensibilité et reproductibilité des pédales PowerTap

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article soumis dans la revue *International Journal of Sports Medicine* : « Accuracy, sensitivity and reproducibility of PowerTap pedals ».

Résumé détaillé

Accuracy, sensitivity and reproducibility of PowerTap pedals

Frémeaux M, Bouillod A, Czajkowski M, Dauriannes A, Soto-Romero G et Grappe F

État de l'art : La mesure de la $P_{méca}$ s'est démocratisée dans le monde du cyclisme pour quantifier le travail mécanique produit par le coureur ou encore l'intensité à laquelle il évolue. Cette mesure est très largement répandue pour évaluer le potentiel physique du cycliste (Bouillod *et al.*, 2017 ; Paton et Hopkins, 2005 ; Pinot et Grappe, 2011) ou encore ses zones d'intensité à l'entraînement (Jobson *et al.*, 2009) et en compétition (Vogt *et al.*, 2006). Par conséquent, les capteurs de $P_{méca}$ doivent fournir une $P_{méca}$ valide (précise, sensible, répétable, reproductible et robuste). Le pédalier SRM est considéré comme le système de référence pour la validité de ses mesures (Gardner *et al.*, 2004 ; Paton et Hopkins, 2001). Ce capteur est très convoité dans le domaine du cyclisme puisque sept équipes WorldTour l'utilisaient durant la saison 2017, alors que sept autres capteurs (Power2max, 4iiii, Pioneer, Stages, Quarq, Shimano et Rotor) étaient utilisés dans les onze équipes restantes. Cependant, le coût élevé du SRM a conduit les fabricants à développer des capteurs embarqués moins onéreux. Certains ont déjà été étudiés pour leur précision et leur reproductibilité (PowerTap (Bertucci *et al.*, 2005a), Max one (Grappe *et al.*, 1997), Polar S710 (Millet *et al.*, 2003), Ergomo Pro (Duc *et al.*, 2007 ; Kirkland *et al.*, 2008), Stages (Bouillod *et al.*, 2016d ; Hurst *et al.*, 2015 ; Miller *et al.*, 2016 ; Rodger *et al.*, 2016), Quarq (Miller *et al.*, 2016) et Look Keo Power (Sparks *et al.*, 2015)), mais d'autres capteurs récents comme les pédales PowerTap n'ont pas encore été étudiés. Les pédales PowerTap P1 (P1, Saris Cycling Group, Madison, États-Unis) sont nouvelles sur le marché des capteurs de $P_{méca}$ et leur validité n'a jamais été étudiée. D'autres systèmes ont été développés dans les pédales comme les capteurs Look Keo Power et Garmin Vector mais les résultats doivent être traités avec précaution (Novak et Dascombe, 2016 ; Sparks *et al.*, 2015).

Objectif : L'objet de cette étude était d'évaluer la précision, la sensibilité et la reproductibilité des pédales PowerTap P1 en comparaison avec le capteur SRM. Nous avons fait l'hypothèse que la $P_{méca}$ mesurée par les deux systèmes serait légèrement différente si l'on considère que la mesure était réalisée à différents emplacements sur le vélo (pédales et pédalier). La $P_{méca}$ la plus élevée serait mesurée par les pédales en considérant les pertes mécaniques entre les pédales et le pédalier. De plus, les deux capteurs de $P_{méca}$ seraient considérés comme sensibles et reproductibles.

Méthodes : Cinq cyclistes hommes de niveau régional (âge : 20,8 ± 0,4 ans ; taille : 1,81 ± 0,06 m ; masse corporelle : 69,8 ± 9,5 kg) ont participé à l'étude. La précision du capteur P1 a été testée en laboratoire et sur le terrain à intensités sous-maximales et maximales. Le test en laboratoire était réalisé avec un ergomètre SRM sur lequel était installé le capteur P1. Les cyclistes réalisaient un test incrémental sous-maximal et un test de sprints. Le test incrémental sous-maximal était composé de cinq paliers de $P_{méca}$ de trois minutes chacun : 150, 200, 250, 300 et 350 W. Durant chaque palier, l'effet de la cadence de pédalage (60, 80 et 100 rpm) était testé dans un ordre randomisé. Le test de sprints était composé de trois sprints courts de sept secondes. Ces trois sprints étaient réalisés avec trois charges différentes (0,7 ; 0,9 et 1,1 $N \cdot kg^{-1}$) pour déterminer la P_{max} et la $P_{5\text{-}s}$. Trois des cinq cyclistes ont réalisé le test terrain avec le même vélo de route (Lapierre Pulsium, Dijon, France) sur lequel nous avons installé un pédalier SRM ainsi qu'une paire de pédales PowerTap P1. Le test terrain était réalisé sur un parcours de 52 km où trois facteurs environnementaux ont été testés : étendue de la mesure de $P_{méca}$, cadence de pédalage et position du cycliste. Nous avons utilisé le PPR pour comparer les deux capteurs selon les zones d'intensité déterminées par Pinot et Grappe (2011). Les cyclistes ont répété chaque protocole (laboratoire et terrain) à trois reprises pour évaluer la reproductibilité. La sensibilité était étudiée selon trois cadences de pédalage (60, 80 et 100 rpm) et en mesurant la différence de $P_{méca}$ entre la position assise et la position danseuse (Bouillod *et al.*, 2014).

Résultats : Durant le test incrémental sous-maximal et le test de sprints, nous avons observé une forte corrélation entre les $P_{méca}$ mesurées par les systèmes SRM et P1 ($R = 0,99$; $p < 0,001$). La $P_{méca}$ entre 150 et 350 W ne présente pas de différence significative entre les deux systèmes. Également, aucune différence significative n'a été mesurée pour la P_{max} et la

$P_{5\text{-}s}$ durant le test de sprints. L'analyse de Bland et Altman montre que le biais moyen entre les capteurs SRM et P1 était de -3,2 ± 17 W (IC 95 % : -36,5 et 30 W). En analysant indépendamment le test incrémental sous-maximal et le test de sprints, nous avons mesuré un biais de -3,7 ± 2,8 W (IC 95 % : -9,2 et 1,9 W) et de 0 ± 33 W (IC 95 % : -64,7 et 64,7 W), respectivement.

La Figure 27 montre le PPR obtenu avec les deux capteurs durant le test terrain. L'analyse statistique indique que la $P_{méca}$ du capteur P1 (P_{P1}) était plus élevée que la $P_{méca}$ du capteur SRM (P_{SRM}) sur 1 s (+3,4 % ; $p < 0,05$). De plus, le biais était de 3,6 ± 3,3 W (IC 95 % : -2,9 et 10 W), 3,0 ± 3,9 W (IC 95% : -4,6 et 10,7 W), 4,7 ± 5,1 W (IC 95% : -5,3 et 14,8 W), 11,5 ± 12,2 W (IC 95 % : -12,4 et 35,3 W) et 26,1 ± 20,6 W (IC 95% : -14,3 et 66,4 W) pour les zones 1, 2, 3, 4 et 5 du PPR, respectivement.

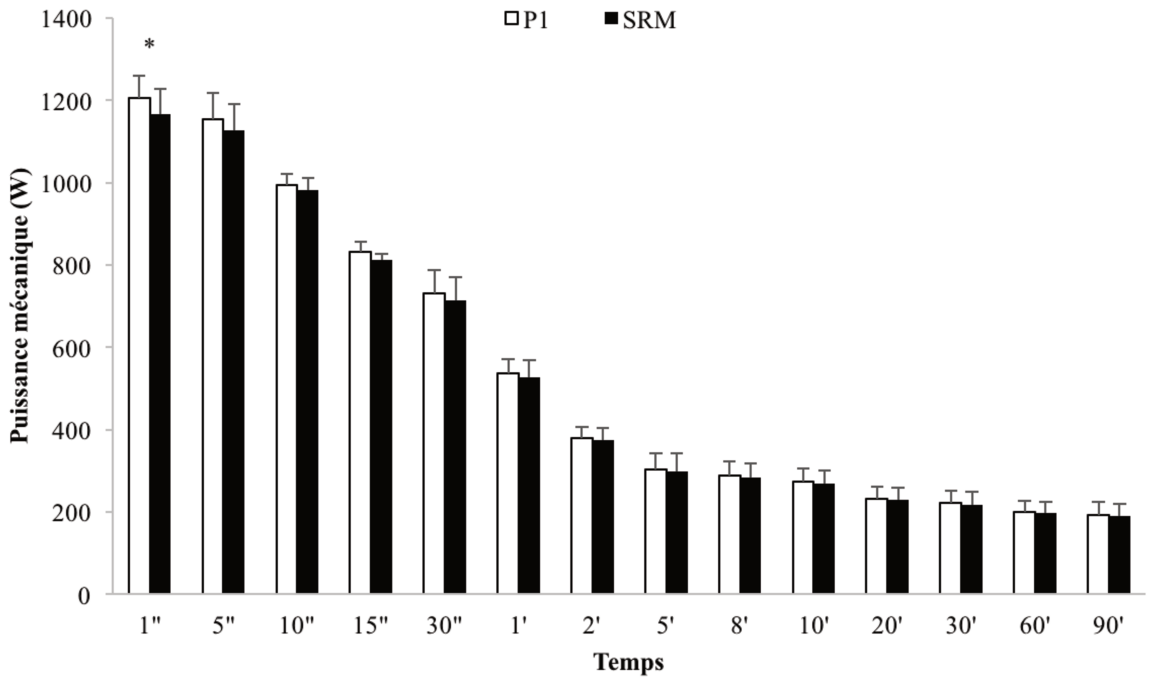


Figure 27. *Profil de puissance record pour les capteurs P1 et SRM. * Différence significative entre les deux capteurs ($p < 0,05$).*

Durant le test en laboratoire, plus la cadence de pédalage était élevée, plus la P_{P1} était diminuée par rapport à la P_{SRM} (de -0,8 % pour 60 rpm à -2,4 % pour 100 rpm). Durant le test terrain, la tendance était inversée puisque plus la P_{P1} était significativement plus élevée que la P_{SRM} à 80 rpm (+1,5 %) et 100 rpm (+3,0 %). Enfin, les résultats montrent que la position du

cycliste influençait significativement la $P_{méca}$ durant le test terrain. En position assise, la P_{P1} était plus élevée que la P_{SRM} (+2,2 % ; $p < 0,05$) mais cette différence était nettement plus importante en position danseuse (+4,9 % ; $p < 0,001$).

Pour l'étude de la reproductibilité, aucune différence significative n'a été mesurée entre les trois sessions d'évaluation. Le CV pour le test incrémental sous-maximal était de 0,6 % pour la P_{SRM} et 0,7 % pour la P_{P1}. Pour le test de sprints, le CV était le même pour les deux capteurs (0,8 %). Enfin, lors du test terrain, le CV était de 6,1 % et 5,5 % pour les capteurs P1 et SRM, respectivement.

Discussion : Cette étude est la première à analyser l'influence de plusieurs propriétés métrologiques sur le capteur P1 en laboratoire ainsi que sur le terrain. Le résultat principal de cette étude montre que le système P1 mesure la $P_{méca}$ avec précision. Durant les sessions d'évaluation sur le terrain, de faibles IC étaient mesurés pour les zones 1, 2, 3, 4 et 5 du PPR (7,5 % ; 6,8 % ; 7,1 % ; 8,8 % et 7,8 %, respectivement). Un faible IC était également mesuré lors du test incrémental sous-maximal en laboratoire (11 W), alors des IC plus élevés ont été mesurés dans la littérature pour les pédales Garmin Vector (IC = 24,3 W) et Look Keo Power (IC = 29,8 W) (Bouillod *et al.*, 2016d ; Sparks *et al.*, 2015). Le capteur P1 sous-estimait légèrement la $P_{méca}$ durant le test incrémental sous-maximal (-1,5 %), alors que ce capteur devrait surestimer la $P_{méca}$ si l'on considère les pertes mécaniques entre les pédales et le pédalier. Nous émettons l'hypothèse que la force médio-latérale est plus élevée en laboratoire puisque le vélo est fixe. Cette augmentation de la force médio-latérale pourrait expliquer la sous-estimation du capteur P1 en laboratoire puisque ce système mesure les forces en deux dimensions seulement. Puisque nous n'avons pas mesuré la force médio-latérale, une future étude devrait confirmer cette hypothèse.

Sur le terrain, la P_{P1} est significativement plus élevée que la P_{SRM} que ce soit en position assise (+2,2 %) ou en position danseuse (+4,9 %). Cette augmentation de la $P_{méca}$ est en accord avec les travaux de la littérature (Bouillod *et al.*, 2016d ; Bouillod *et al.*, 2014). L'emplacement des capteurs sur le vélo pourrait expliquer cette différence entre la position assise et la position danseuse puisque la F_{tot} est appliquée différemment sur la pédale (Caldwell *et al.*, 1998). En effet, la force médio-latérale est augmentée avec les oscillations latérales du vélo en position danseuse. Ainsi, il est possible que le SRM ne mesure pas

l'ensemble des forces médio-latérales avec les pertes mécaniques qui ont lieu entre les pédales et le pédalier.

Le CV était de 6,1 % et 5,5 % pour les capteurs P1 et SRM, respectivement, sur le terrain. Il est important de noter que la $P_{méca}$ n'était pas fixée sur le terrain, ce qui explique un CV aussi élevé. Si l'on compare la précision du SRM revendiquée par le fabricant (± 1 %) à celle du capteur P1 (± 1,5 %), la différence entre les deux systèmes représente 0,5 % alors que la différence mesurée lors du test terrain était de 0,6 %. Cette différence pourrait être due à plusieurs facteurs environnementaux comme l'étendue de la mesure de $P_{méca}$, les vibrations et la température. Enfin, le CV obtenu en laboratoire avec le système P1 était inférieur à 1 % (Hopkins *et al.*, 2001) pour le test incrémental sous-maximal et le test de sprints. Ces résultats démontrent que le capteur P1 peut être considéré comme reproductible.

Conclusion : Cette étude montre que le capteur P1 est précis et reproductible. En revanche, la sensibilité du capteur doit être traitée avec précaution compte tenu des différences significatives que nous avons mesurées lors du changement de position et de cadence de pédalage. Malgré tout, le système P1 peut être considéré comme fiable pour les scientifiques, les entraîneurs et les athlètes puisque les différences mesurées sont très souvent inférieures à 2 %. Il s'agit du premier capteur de $P_{méca}$ situé dans les pédales qui présente d'aussi bon résultats pour les trois propriétés métrologiques que nous avons testées. L'emplacement de ce capteur est clairement un avantage puisqu'il s'agit du point où est appliquée la force, c'est la raison pour laquelle il est moins exposé aux pertes mécaniques. Enfin, ce capteur est très facilement déplaçable d'un vélo à l'autre mais le cycliste doit impérativement utiliser des cales compatibles aux pédales.

Accuracy, sensitivity and reproducibility of Powertap pedals

Maxim Frémeaux, Anthony Bouillod, Maxime Czajkowski, Antonin Dauriannes, Georges Soto-Romero & Frederic Grappe

Purpose: This study aimed to determine the accuracy, sensitivity and reproducibility of the Powertap pedals (P1) in comparison to the SRM device. ***Methods:*** Five regional-level male cyclists performed a laboratory cycling test that included a sub-maximal incremental test and a sprint test. Three cyclists performed a field test during which three different effects were tested: power output (PO) range, pedalling cadence and position. ***Results:*** The mean PO was not significantly different between the two systems during both the sub-maximal incremental test and the sprint test in the laboratory. In the field, PO_{P1} was higher than PO_{SRM} for the 1 s duration (+3.4%). The difference between PO_{P1} and PO_{SRM} was increased ($p < 0.05$) at high cadence (100 rpm) in both laboratory (-2.4%) and field tests (+3%). The difference between PO_{P1} and PO_{SRM} was also increased in standing position (+4.9%, $p < 0.001$) when compared to seated position (+2.2%, $p < 0.05$) in uphill cycling. ***Conclusions:*** Significant differences detected for the sensitivity showed that the P1 should be taken with caution considering the effects of cadence and position. Nevertheless, the P1 system appears to be accurate and reproducible, which is why it can be considered a useful PO measurement tool.

Keywords: mobile power meter, power output, comparison, laboratory, field, cycling.

Introduction

Power output (PO, W) measurement during cycling has become a necessary and relevant method to quantify mechanical work and intensities produced by cyclists. This measurement is used today to assess the physical potential [5,22,23], the cyclists' training [17] and the racing [26] intensity zones [11]. Many systems appeared on the market to provide PO data based on ergometers, home-trainers or mobile power meters fitted on personal bicycles. Power meters should provide an accurate, sensitive and reproducible PO data. The accuracy is the capability of power meters to reflect what they are designed to measure [1] while the sensitivity is the precision of the power meter to detect fine variations of PO [9]. Finally, the reproducibility is the variation of PO measurements when conditions are changing [2].

The mobile power meters produced on the market are differentiated in part by their location on the bicycle. The highest PO would be measured at the shoes and pedals (e.g., Garmin Vector), whereas the lowest PO would be measured at the rear hub (e.g., PowerTap G3) considering the mechanical losses in the bicycle components [6]. The SRM power meter (SRM, Schoberer Rad, Messtechnich, Jülich, Germany) is the most used system in professional cycling and it is considered as a gold standard measurement system due to its high validity and reliability (± 1% average error for the same sensor after calibration procedure performed under standard environmental conditions) [12,21]. Some of these power meters have been studied for their validity and reliability (Powertap [3,6], Look Keo Power [25], Ergomo [10,18], Stages [6,16,19,24], Garmin Vector [6,20], Quarq [19] and Max one [13]).

The Powertap pedals (P1, Saris Cycling Group, Madison, USA) are relatively new in the market of power meters, and their usage characteristics have not yet been analysed. Other brands such as Look Keo Power and Garmin Vector have developed power meters located in the pedals, but the results of these two systems should be treated with caution [6,20,25]. Indeed, the usefulness of the Look Keo Power pedals may be limited by the poor agreement of the data compared to those of the SRM [25]. Also, it has been shown that the Garmin Vectors pedals underestimate the PO during sprints with low gear ratio and do not have acceptable sensitivity [6].

The aim of this study was to assess the accuracy, sensitivity and reproducibility of the P1 power meter in comparison to the SRM device. We hypothesised that the PO measured by the two systems would be slightly different considering that the force was measured at different locations on the bicycle (pedals and crankset). The highest PO would be measured at the pedals considering the mechanical losses between the pedals and the crankset. Moreover, the two power meters would be considered sensitive and reproducible.

Methods

Participant

Five regional-level male cyclists (age: 20.8 ± 0.4 years old, height: 1.81 ± 0.06 m, body mass: 69.8 ± 9.5 kg) volunteered as participants for this study. The cyclists covered a minimum of 10,000 km per year. Prior to testing and after having received a full explanation of the nature and purpose of the study, the subjects gave their written informed consent in accordance with the institutional Human Research Ethics Committee. The study was performed in accordance with the ethical standards of the International Journal of Sports Medicine [14].

Experimental design

The accuracy of the P1 power meter was investigated in the

laboratory and in the field at submaximal and maximal intensities. The cyclists repeated each protocol (laboratory and field) three times on three different days to assess the reproducibility. Sensitivity was studied using three pedalling cadences (60, 80 and 100 rpm) and two positions (seated and standing) [7]. A short acceleration (six pedalling cycles) was performed at the beginning of each testing session to facilitate data synchronisation. The data were analysed with the TrainingPeaks software (WKO4, Peaksware, Boulder, USA).

All testing sessions were performed with the same P1 power meter. The force measurement of the P1 was performed by 8 strain gauges (4 pairs) orientated 90 degrees around a deformation tube (D-tube). The strain gauges' measurements allowed the computation of the forces in two planes (X and Y). Moreover, an angular encoder based on 20 North/South magnets and hall effect sensors measured the relative position of the pedals to the crank arms, allowing the vector translation of the two forces, X and Y, into radial and tangential. The torque is calculated by multiplying the tangential component of force by the crank arm length. Finally, the PO is calculated by multiplying the torque by the angular velocity of the crank arm. The slope of the SRM power meters used in the laboratory and in the field has been verified with a static calibration [27] whereas the P1 was dynamically calibrated by the manufacturer. Additionally, the zero offset of the two power meters was set before each session.

Laboratory test

All cyclists performed the laboratory test with an SRM ergometer (SRM Indoortrainer, Jülich, Germany) fitted with a P1 power meter. The PO_{SRM} and PO_{P1} have been recorded at a frequency of 1 Hz by a SRM power control V and a Garmin power control (Garmin Edge 810, Olathe, USA), respectively. A sub-maximal incremental test was performed with five 3-min duration PO (150, 200, 250, 300 and 350 W). At each PO level, the pedalling cadence (60, 80 and 100 rpm) was tested in a randomised order. The combinations of the different PO levels and pedalling cadences resulted in 15 different data sets from each participant (5 PO levels and 3 pedalling cadences), with each data set lasting 1 minute. A sprint test performed in standing position consisted of three 7 s sprints with different loads (0.7, 0.9 and 1.1 $N.kg^{-1}$) to determine the maximal 1 s PO ($PO_{1\text{-sec}}$) and 5 s PO ($PO_{5\text{-sec}}$).

Field Test

Three cyclists performed the field test with the same road-racing bicycle (Lapierre Pulsium, Dijon, France) fitted with both SRM and P1 power meters. The PO_{SRM} and PO_{P1} were recorded at a frequency of 1 Hz by two Garmin power controls. The field test consisted of a 52-km circuit including an all-out exercise (30 s) performed in standing position, a 3-min duration exercise at maximal aerobic power (MAP) with three different pedalling cadences (60, 80 and 100 rpm), a 7-min uphill cycling at 85% of MAP, three sprints performed in standing position with different resistances (low, moderate and high) and a climb alternating seated and standing positions at moderate intensity. The record power profile (RPP) was used to compare the two power meters according to the exercise intensity zones determined by Pinot and Grappe [23] and defined as follows: zone 1 (between 1 and 4 h), zone 2 (between 20 and 60 min), zone 3 (between 5 and 20 min), zone 4 (between 30 and 5 min) and zone 5 (between 1 and 30 s).

Statistical analysis

Descriptive statistics were used, and all data were expressed as mean ± standard deviation. Statistical analysis was performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc. San Jose, USA). For the laboratory test, a Bland-Altman plot and 95% limits of agreement [4] were used to assess the agreement among PO_{P1} and PO_{SRM} during the sub-maximal incremental and sprint tests. The laboratory data were logarithmically transformed considering that heteroscedasticity was present [1]. The data of the sub-maximal incremental test was not normally distributed. Thus, a Wilcoxon rank test was used to assess the differences between the PO_{P1} and PO_{SRM}. The data of the sprint test were analysed with a paired t-test. For the field test, the Bland-Altman analysis was used to assess the agreement between PO_{P1} and PO_{SRM} for each intensity zone of the RPP. Heteroscedasticity was not present for the field measurements. Additionally, the difference between PO_{P1} and PO_{SRM} was evaluated by a paired t-test for each duration of the RPP. The influence of pedalling cadence and cycling position on PO_{P1} and PO_{SRM} was evaluated with a paired t-test. To assess reproducibility in both the laboratory and field tests, the non-parametric Kruskal-Wallis test was used and the coefficient of variation (CV) was calculated for all the conditions. Significance was set to $p < 0.05$ in all statistical tests.

Results

Accuracy

During the sub-maximal incremental and sprint tests, we found a strong correlation between PO_{SRM} and PO_{P1} ($r = 0.99$, $p < 0.001$). The ratio limits of agreement of the PO differences were $0.989 \times \div 1.038$ between PO_{SRM} and PO_{P1}. The mean PO from 150 to 350 W was not significantly different between the two systems. Also, no significant difference was measured between SRM and P1 for $PO_{1\text{-sec}}$ and $PO_{5\text{-sec}}$ during the sprint test. The Bland-Altman analysis (Figure 1) showed a mean bias of -3.2 ± 17 W (95% CI: -36.5 W and 30 W) between PO_{SRM} and PO_{P1}. By independently analysing the sub-maximal incremental test and the sprint test, we determined that the mean bias was -3.7 ± 2.8 W (95% CI: -9.2 W and 1.9 W) and 0 ± 33 W (95% CI: -64.7 W and 64.7 W), respectively.

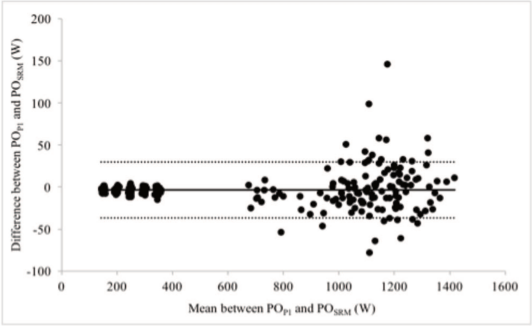


Figure 1. Bland-Altman plot for the difference between PO_{P1} and PO_{SRM} during the sub-maximal incremental and sprint tests. The solid line represents the bias whereas the dashed lines represent the high and low 95% confidence interval (CI).

Figure 2 shows the RPP according to the two power meters and the exercise durations during the field test. The statistical analysis indicated that PO_{P1} was higher than PO_{SRM} for the 1 s duration (+3.4%, $p < 0.05$). Moreover, the mean bias was 3.6 ± 3.3 W (95% CI: -2.9 W and 10 W), 3.0 ± 3.9 W (95% CI: -4.6 W and 10.7 W), 4.7 ± 5.1 W (95% CI: -5.3 W and 14.8 W), 11.5 ± 12.2 W (95% CI: -12.4 W and 35.3 W) and 26.1 ± 20.6 W (95% CI: -14.3 W and 66.4 W) for zones 1, 2, 3, 4 and 5, respectively.

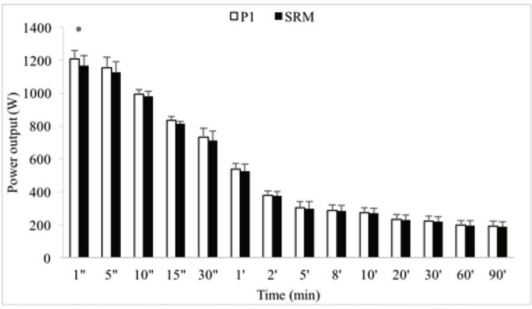


Figure 2. Record Power Profile for both P1 and SRM power meters according to different exercise durations.
* significant difference between P1 and SRM ($p < 0.05$)

Significant differences were measured during the sprints in the field. Maximal 1 s and 5 s PO_{P1} were higher ($p < 0.05$) during low (+3.1% and +3.4% respectively) and moderate (+2.3% for both) resistance sprints. For both $PO_{1\text{-sec}}$ and $PO_{5\text{-sec}}$ (Figure 3), the difference between P1 and SRM power meters was decreased by increasing the resistance.

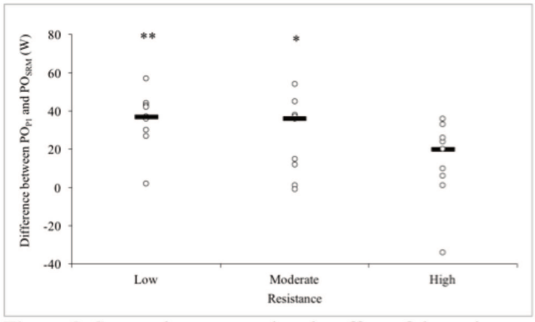


Figure 3. Scatterplot representing the effect of the resistance on the difference between PO_{P1} and PO_{SRM} for the maximal 5 sec PO measured during the sprint test in the field.
* significant difference between P1 and SRM ($p < 0.05$)
** significant difference between P1 and SRM ($p < 0.001$)

Sensitivity

The pedalling cadence had a significant effect on PO_{P1} ($p < 0.05$) in both the laboratory and the field (Figure 4) during submaximal workloads. During the laboratory test, the more the cadence was increased, the more the PO_{P1} was decreased compared to PO_{SRM} (from -0.8% at 60 rpm to -2.4% at 100 rpm). During the field test, when the cadence was increased, the difference between PO_{P1} and PO_{SRM} was also increased, but reversed. The PO_{P1} was significantly higher ($p < 0.05$) at 80 (+1.5%) and 100 (+3.0%) rpm.

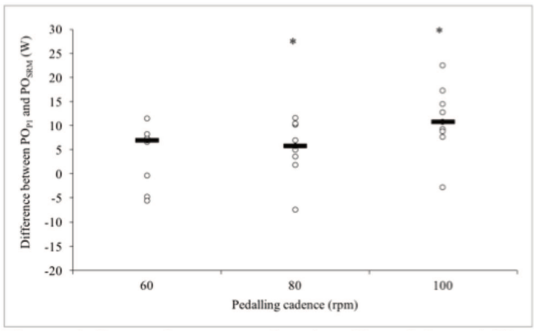


Figure 4. Scatterplot representing the effect of the pedalling cadence on the difference between PO_{P1} and PO_{SRM} during the field test.
* significant difference between P1 and SRM ($p < 0.05$)

Finally, the results show that the position had a significant effect on PO during the field test (Figure 5). During the seated position, the PO_{P1} was higher than PO_{SRM} (+2.2%, $p < 0.05$) and the difference between the two power meters was increased in the standing position (+4.9%, $p < 0.001$).

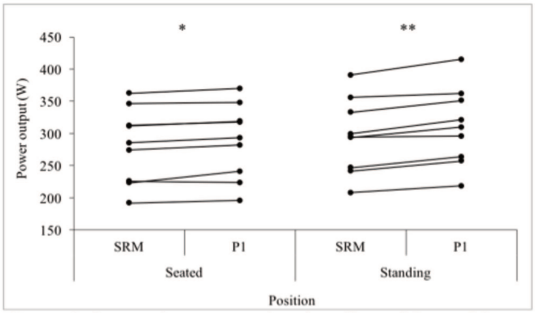


Figure 5. Scatterplot representing the effect of the position on power output during the field test.
* significant difference between P1 and SRM ($p < 0.05$)
** significant difference between P1 and SRM ($p < 0.001$)

Reproducibility

No significant difference was detected in the laboratory test with the Kruskal-Wallis analysis. The mean CVs for the sub-maximal incremental tests was 0.6% for PO_{SRM} and 0.7% for PO_{P1}. For the sprint test, the mean CV was the same for both PO_{SRM} and PO_{P1} (0.8%). In the field, the mean CVs were 6.1% and 5.5% for the P1 and SRM systems, respectively (Table 1).

Table 1. Mean PO (W) and CV (%) for P1 and SRM power meters in the different intensity zones of the record power profile.

	PO_{P1}	PO_{SRM}	CV_{P1}	CV_{SRM}
	(W)		(%)	
Zone 5*	1048 ± 72	1022 ± 68	7.2%	7.0%
Zone 4*	550 ± 28	538 ± 23	4.8%	3.9%
Zone 3*	289 ± 9	284 ± 7	3.2%	2.4%
Zone 2*	218 ± 19	215 ± 17	8.0%	7.6%
Zone 1	193 ± 17	189 ± 16	8.2%	8.0%

* Significant difference between the three sessions

Discussion

The main finding of this study show that the P1 provided an accurate PO. During the field sessions, low CIs were measured for zones 1, 2 and 3 of the RPP (12.9 W, 15.3 W and 20.1 W, respectively). For zones 4 and 5, CIs were higher with 47.7 W and 80.7 W, respectively. The mean CIs represented 7.5%, 6.8%, 7.1%, 8.8% and 7.8% of the mean POs for zones 1, 2, 3, 4 and 5, respectively. When expressed as a percentage, the difference between the two power meters was low and reproducible according to the different zones. Moreover, the CIs of the lower zones were approximately the same as the sub-maximal incremental test performed in the laboratory. A low CI (11.1 W) was measured during the sub-maximal incremental test, whereas previous studies reported a higher CI for both Garmin Vector (CI = 24.3 W) and Look Keo Power pedals (CI = 29.8 W) [6,25]. A similar CI was reported by Bertucci et al. [3] with the Powertap hub. The P1 underestimates non-significantly PO during the sub-maximal incremental test (-1.5%), while this power meter should theoretically slightly overestimate PO by considering a small mechanical loss between the pedals and the crankset. The medio-lateral force could be higher in the laboratory considering the bicycle cannot move. Indeed, lateral sways that can occur in real cycling locomotion are not present with an ergometer. An increase in the medio-lateral force could explain the underestimation of the P1 in the laboratory, considering that this system only measures the force in two dimensions. Since we did not measure the medio-lateral force, a future study could confirm this hypothesis.

The 1 sec and 5 sec PO_{P1} were significantly higher during the sprints with low (+3.2%) and moderate (+2.3%) resistances in the field, even if no significant difference was reported for the sprints in the laboratory. Increasing the resistance reduced the difference between the two power meters. This result could be due to the effect of pedalling cadence on PO_{P1}, given that a decrease in the cadence with a high resistance reduces the difference between PO_{P1} and PO_{SRM} in both the field (from +3% at 100 rpm to +1.1% at 60 rpm) and the laboratory (from -2.4% at 100 rpm to -0.8% at 60 rpm) conditions. The pedalling cadence of the P1 is measured by an angular encoder based on 20 North/South magnets coupled to hall effect sensors that measure the relative position of the pedals to the crank arms. Magnets are placed on a multipole ring inside the pedal. It seems that the cadence measured by the P1 is not as accurate as the cadence measured directly at the crank by the SRM, especially at high cadence. This would explain the difference in PO measured at high cadence given that PO_{P1} is calculated by multiplying the torque by the angular velocity of the crank arm. Moreover, the difference measured between the two power meters in $PO_{1\text{-sec}}$ and $PO_{5\text{-sec}}$ during the field test can be explained by the location of the sensors on the bike, which is in agreement with our hypothesis. The SRM and P1 are located at the crankset and pedals, respectively. Thus, the PO overestimation measured by the P1 seems logical considering a small mechanical loss between the pedals and the crankset. The deformation tubes of the P1 are directly associated with the shoes and the cleats. Also, the PO measurement could not be performed at the same time during the pedalling cycle, and the algorithm for PO calculation could be different between the two devices, as well.

In the field, PO_{P1} was significantly higher in the standing position than in the seated position (+7.9%). The P1 power meter can be considered sensitive because PO_{SRM} was also significantly higher in the standing position than in the seated position (+5.1%). These results are in accordance with those of Bouillod et al., [6,7] who measured a systematic increase in PO in the standing position. Additionally, the PO_{P1} was higher than PO_{SRM} (+2.2%) during the seated position, but the difference between the two power meters was increased in the standing position (+4.9%). The location of the sensors on the bicycle could explain this difference between seated and standing positions since the force applied on the pedals was not applied in the same direction in standing position [8].

The importance of reproducible power meters to detect small changes in performance has been emphasised in a review [15]. The detectable change in performance represents a magnitude of less than 2% in elite athletes. In the field, the mean CVs were 6.1% and 5.5% for the P1 and SRM systems, respectively. It is important to consider that the PO was not fixed during the field test, which could explain such a high CV as well as the difference between the three sessions. The mean PO was not exactly the same for all the sessions, which is why it is important to not consider the raw CV, but rather the comparison between CV_{P1} and CV_{SRM} in the field condition. When comparing the claimed accuracy of the SRM (± 1%) with that of P1 (± 1.5%), the difference between the two power meters represents 0.5%, and the difference measured during the field test was 0.6%. Additionally, the mean CVs obtained in the laboratory with the P1 system were lower than 1% for the sub-maximal incremental test and sprint test, and there was no significant difference between the three sessions. These results demonstrated that P1 could be considered reproducible. Considering all the durations of the RPP, the minimal difference measured between P1 and SRM was 0.6% during the first session, whereas the maximal difference was 3.3% during the second session in the field. The differences measured in the field could be due to several factors such as vibrations, variations in PO measurement and temperature compensation of the P1. The P1 has active temperature compensation to avoid drifting PO and inaccurate data. Each pedal has temperature sensors at the point of force measurement that automatically accommodate for changes in temperature up or down. However, we have no information about the zero offset of the P1 (arbitrary value), and it is not possible to calibrate pedals by the user. For the SRM, a variation of 1°C changes the zero offset of 7 Hz [27], and thus the PO of 2 W. Finally, the reproducibility was evaluated between three trials of the same P1 power meter, but it could be interesting to assess the reproducibility between P1 sensors in a future study.

Conclusions

This study shows that the P1 power meter appears to be accurate and reproducible. Significant differences detected for the sensitivity showed that the P1 should be taken with caution considering the effects of cadence and position. Nevertheless, the P1 system can be considered a useful PO measurement tool for scientists, coaches and athletes, given that the differences measured between the two systems are less than 2% most of the time. This is the first power meter located in the pedals that presents such good results about accuracy, sensitivity and reproducibility in both laboratory and field conditions. The location of the P1 power meter is an advantage because it is directly in contact with the foot support surface, and it is less exposed to potential mechanical losses than SRM. Additionally, it is very simple to move the P1 from one bike to another to perform tests with several subjects. However, the user cannot calibrate the P1, and the cyclist is forced to use cleats compatible with these pedals.

References

1. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. Sports Med 1998; 26: 217-238
2. Bartlett JW, Frost C. Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. Ultrasound Obstet Gynecol 2008; 31: 466-475
3. Bertucci W, Duc S, Villerius V, Pernin JN, Grappe F. Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM Device. Int J Sports Med 2005; 26: 868-873
4. Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. The lancet 1986; 327: 307-310
5. Bouillod A, Pinot J, Soenen F, Ouvrard T, Grappe F. Dependence of the nature of the pedaling activity on maximal aerobic power in cycling. Int J Sports Physiol Perform 2017; 12: 44-49
6. Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F. Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. Int J Sports Physiol Perform 2016, DOI: 10.1123/ijspp.2016-0436: 1-26
7. Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. J Sci Cycling 2014; 3: 6
8. Caldwell GE, Li L, McCole SD, Hagberg JM. Pedal and crank kinetics in uphill cycling. J Appl Biomech 1998; 14: 245-259
9. Currell K, Jeukendrup AE. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. Sports Med 2008; 38: 297-316
10. Duc S, Villerius V, Bertucci W, Grappe F. Validity and reproducibility of the ergomo® pro power meter compared with the srm and powertap power meters. Int J Sports Physiol Perform 2007; 2: 270-281
11. Ebert TR, Martin DT, Stephens B, Withers RT. Power output during a professional men's road-cycling tour. Int J Sports Physiol Perform 2006; 1: 324-335
12. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D. Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. Med Sci Sports Exerc 2004; 36: 1252-1258
13. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon J-D. Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. Ergonomics 1997; 40: 1299-1311
14. Harriss D, Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2016 update. Int J Sports Med 2015; 36: 1121-1124

15. Hopkins WG, Schabort EJ, Hawley JA. Reliability of power in physical performance tests. Sports Med 2001; 31: 211-234
16. Hurst HT, Atkins S, Sinclair J, Metcalfe J. Agreement between the stages cycling and SRM powermeter systems during field-based off-road climbing. J Sci Cycling 2015; 4: 21-27
17. Jobson SA, Passfield L, Atkinson G, Barton G, Scarf P. The analysis and utilization of cycling training data. Sports Med 2009; 39: 833-844
18. Kirkland A, Coleman D, Wiles JD, Hopker J. Validity and reliability of the Ergomopro powermeter. Int J Sports Med 2008; 29: 913-916
19. Miller MC, Macdermid PW, Fink PW, Stannard SR. Agreement between Powertap, Quarq and Stages power meters for cross-country mountain biking. Sports Tech 2016; 8: 44-50
20. Novak AR, Dascombe BJ. Agreement of power measures between Garmin Vector and SRM cycle power meters. Meas Phys Educ Exerc Sci 2016; 20: 167-172
21. Paton CD, Hopkins WG. Tests of cycling performance. Sports Med 2001; 31: 489-496
22. Paton CD, Hopkins WG. Seasonal changes in power of competitive cyclists: implications for monitoring performance. J Sci Med Sport 2005; 8: 375-381
23. Pinot J, Grappe F. The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med 2011; 32: 839-844
24. Rodger SM, Plews DJ, McQuillan J, Driller MW. Evaluation of the Cyclus cycle ergometer and the Stages power meter for measurement of power output in cycling. J Sci Cycling 2016; 5: 16-22
25. Sparks SA, Dove B, Bridge CA, Midgely AW, McNaughton LR. Validity and reliability of the look Keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. Int J Sports Physiol Perform 2015; 10: 39-45
26. Vogt S, Heinrich L, Schumacher YO, Blum A, Roecker K, Dickhuth HH, Schmid A. Power output during stage racing in professional road cycling. Med Sci Sports Exerc 2006; 38: 147-151
27. Wooles AL, Robinson AJ, Keen PS. A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. Sports Eng 2005; 8: 137-144

4. Précision et reproductibilité du home-trainer Cyclus

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un rapport interne à destination de la DTN de la FFC : « Précision et reproductibilité du home-trainer Cyclus comparé au système SRM ».

Résumé détaillé

Précision et reproductibilité du home-trainer Cyclus comparé au système SRM

Bouillod A

État de l'art : Un grand nombre de capteurs de $P_{méca}$ sont produits sur le marché depuis environ une vingtaine d'années. Ce développement résulte d'un besoin des utilisateurs, qu'ils soient cyclistes, triathlètes, chercheurs, entraineurs, etc. En effet, l'utilisation des capteurs de $P_{méca}$ permet d'établir un suivi des entraînements (Jobson *et al.*, 2009) et des compétitions (Vogt *et al.*, 2006). Ces outils permettent également la mise en place de programmes de détection ou d'identification des talents dans le sport de haut niveau. Dans le cadre des utilisations que nous venons d'évoquer, les capteurs de $P_{méca}$ doivent fournir des données précises et reproductibles (Bertucci *et al.*, 2005a). Le home-trainer Cyclus est un système disponible sur le marché et très pratique d'utilisation. Deux études scientifiques se sont intéressées à la précision et à la reproductibilité du home-trainer Cyclus (Reiser *et al.*, 2000 ; Rodger *et al.*, 2016). Ces études montrent que le Cyclus est précis jusqu'à 500 W seulement, c'est pourquoi nous avons mené notre propre campagne de tests en interne afin d'approfondir les résultats observés dans la littérature. En effet, le home-trainer Cyclus est utilisé pour l'évaluation et l'identification des talents à la FFC. Il nous semblait donc important de mener cette étude comparative.

Objectif : L'objet de cette étude était d'évaluer la précision et la reproductibilité du home-trainer Cyclus comparé au capteur SRM. Sur la base des différentes études menées sur le home-trainer Cyclus, nous faisons l'hypothèse que la $P_{méca}$ mesurée par ce système serait précise, jusqu'à 500 W seulement, et reproductible.

Méthodes : Quatre cyclistes masculins de niveau régional (âge : 22 ± 1 ans, taille : 1,77 ± 0,10 m, masse corporelle : 62,5 ± 4,5 kg) se sont portés volontaires pour cette étude.

Toutes les sessions d'évaluation ont été réalisées avec le même vélo (Lapierre Pulsium, Dijon, France) qui était fixé sur un home-trainer Cyclus. Le vélo était équipé d'un pédalier SRM qui était synchronisé à un compteur SRM power control 7 pour afficher et enregistrer les données. Pour assurer des mesures précises avec le capteur SRM, une calibration statique était appliquée avant l'étude (Wooles *et al.*, 2005) et le offset était ajusté au début de chaque session selon les recommandations du fabricant. La $P_{méca}$ était mesurée à une fréquence d'échantillonnage de 2 Hz avec les deux capteurs. Une courte accélération (environ six cycles de pédalage) était réalisée au début de chaque enregistrement pour faciliter la synchronisation des données. La précision du home-trainer Cyclus était investiguée en laboratoire à des intensités sous-maximales et maximales selon deux protocoles expérimentaux : un test incrémental sous-maximal et un test de sprints. Les athlètes réalisaient les deux protocoles le même jour et se sont rendus au laboratoire à trois reprises pour étudier la reproductibilité du capteur Cyclus. Un cinquième cycliste a été recruté au cours de l'étude pour réaliser deux tests de sprints ainsi qu'un test continu sous-maximal pour étudier l'effet de la durée sur la dérive de $P_{méca}$. Ce coureur est capable de développer de très hauts niveaux de $P_{méca}$ durant les sprints, ce qui est très important à nos yeux puisque le système Cyclus est actuellement utilisé au sein de la FFC pour identifier les potentiels émergents susceptibles d'intégrer les pôles France ainsi que pour évaluer les sportifs de haut niveau.

Le test incrémental sous-maximal était réalisé à cinq paliers de $P_{méca}$ de trois minutes chacun : 150, 200, 250, 300 et 350 W. Durant chaque palier de $P_{méca}$, l'effet de la cadence de pédalage (60, 80 et 100 rpm) était testé dans un ordre randomisé. Quinze séries de données ont alors été traitées (effet combiné de la $P_{méca}$ et de la cadence de pédalage). Chaque série de données durait une minute mais seules les cinquante dernières secondes étaient prises en compte pour le traitement de données alors que les dix premières secondes étaient consacrées à la stabilisation de la cadence de pédalage.

Le test de sprints était composé de trois sprints courts de huit secondes. Ces trois sprints étaient réalisés avec trois résistances différentes (faible, moyenne et forte soit 300, 450 et 600 N, respectivement) pour déterminer la P_{max} et la $P_{5\text{-}s}$. Les sprints étaient séparés par trois minutes de récupération active à faible intensité (< 150 W).

Le test continu sous-maximal de trente minutes a été réalisé par le cinquième athlète pour étudier l'effet de la durée sur la dérive de $P_{méca}$. Le sujet a réalisé trois minutes en condition stable au début et à la fin du test de façon à étudier la différence entre les deux capteurs de $P_{méca}$ lors de ces deux périodes distinctes.

L'analyse statistique était réalisée avec le logiciel Sigmaplot 12.0 (Systat Inc. San Jose, États-Unis). Des graphiques de Bland et Altman (1995) ainsi qu'un IC 95 % était réalisés pour évaluer la différence entre la $P_{méca}$ du capteur Cyclus (P_{CYCLUS}) et la P_{SRM} durant le test incrémental sous-maximal et durant le test de sprints. Un test t apparié était réalisé pour analyser la différence entre les capteurs Cyclus et SRM. De plus, l'analyse de variance a été utilisée pour étudier l'effet de la cadence de pédalage. L'analyse de variance et le CV ont également été utilisés pour évaluer la reproductibilité. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$ pour les tests statistiques.

Résultats et discussion

Précision

Durant le test incrémental sous-maximal, l'analyse de Bland et Altman (Figure 28) montre que le biais moyen entre P_{SRM} et P_{CYCLUS} était de -5,2 ± 3,2 W (IC 95 % : -11,4 et 1,1 W). De plus, nous avons mesuré une excellente relation entre P_{SRM} et P_{CYCLUS} ($R^2 = 0,99$; $p < 0,001$). L'analyse statistique a détecté une différence significative entre les capteurs Cyclus et SRM durant le test incrémental, quelle que soit la cadence de pédalage. Malgré tout, la différence moyenne entre les deux capteurs reste acceptable (2 %). Les résultats de l'étude de Rodger *et al.* (2016) montrent également que la différence entre Cyclus et SRM est acceptable entre 130 et 360 W. Dans leur étude, les mesures de P_{CYCLUS} sont 16,9 ± 4,9 W plus élevées que celles du capteur SRM, soit une différence d'environ 7 % en moyenne. Ces résultats nous interrogent sur la reproductibilité inter-capteurs du système Cyclus puisque notre étude montre que les valeurs du Cyclus sous-estiment celles du SRM alors que Rodger *et al.* (2016) ont montré le contraire.

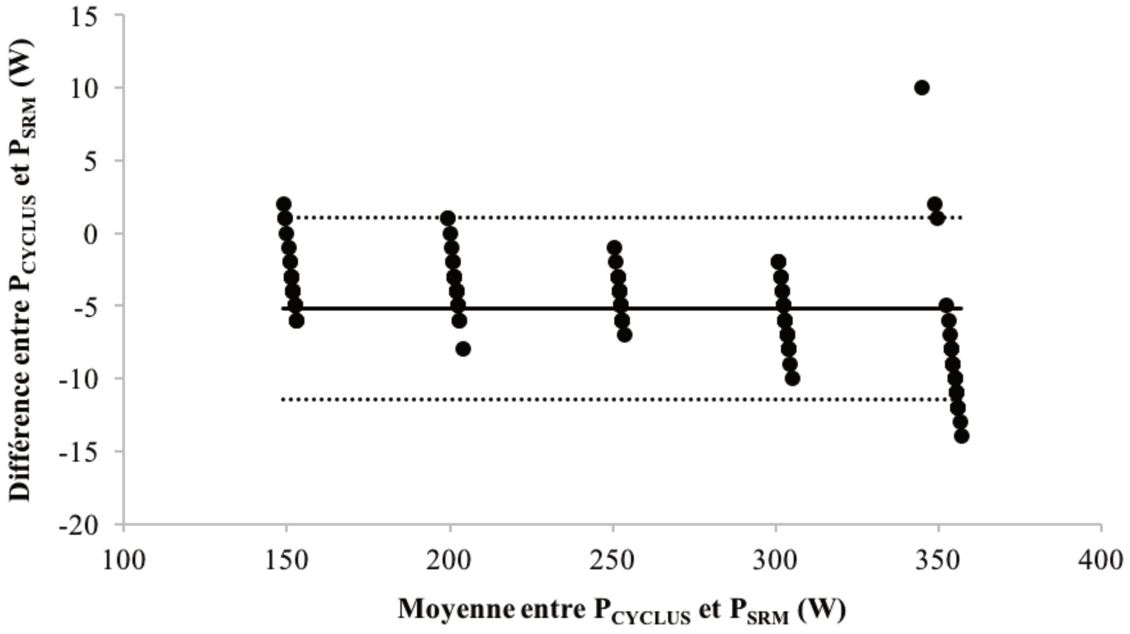


Figure 28. *Graphique de Bland et Altman représentant la différence entre P_{CYCLUS} et P_{SRM} durant le test incrémental sous-maximal. La ligne continue représente le biais alors que les lignes pointillées représentent les limites d'agrément.*

Durant le test de sprints, nous avons mesuré une bonne relation entre P_{SRM} et P_{CYCLUS} pour la P_{max} ($R^2 = 0,42$; $p < 0,001$) et la $P_{5\text{-}s}$ ($R^2 = 0,65$; $p < 0,001$). Cependant, l'analyse de Bland et Altman montre que les biais sont importants et que les IC 95 % sont très larges. Un biais de -168,8 ± 183 W (IC 95 % : -527,4 et 189,8 W) a été mesuré pour la P_{max} (Figure 29) alors qu'un biais de -88,7 ± 99,8 W (IC 95 % : -284,4 et 107 W) a été mesuré pour la $P_{5\text{-}s}$ (Figure 30). À noter que sur l'analyse de la P_{max}, la différence maximale mesurée était de 776 W (1685 W SRM *vs.* 909 W Cyclus) lors d'un sprint à faible résistance. Nous faisons l'hypothèse qu'un filtre passe bas ou une moyenne sur plusieurs valeurs pourrait induire cette sous-estimation des mesures de $P_{méca}$.

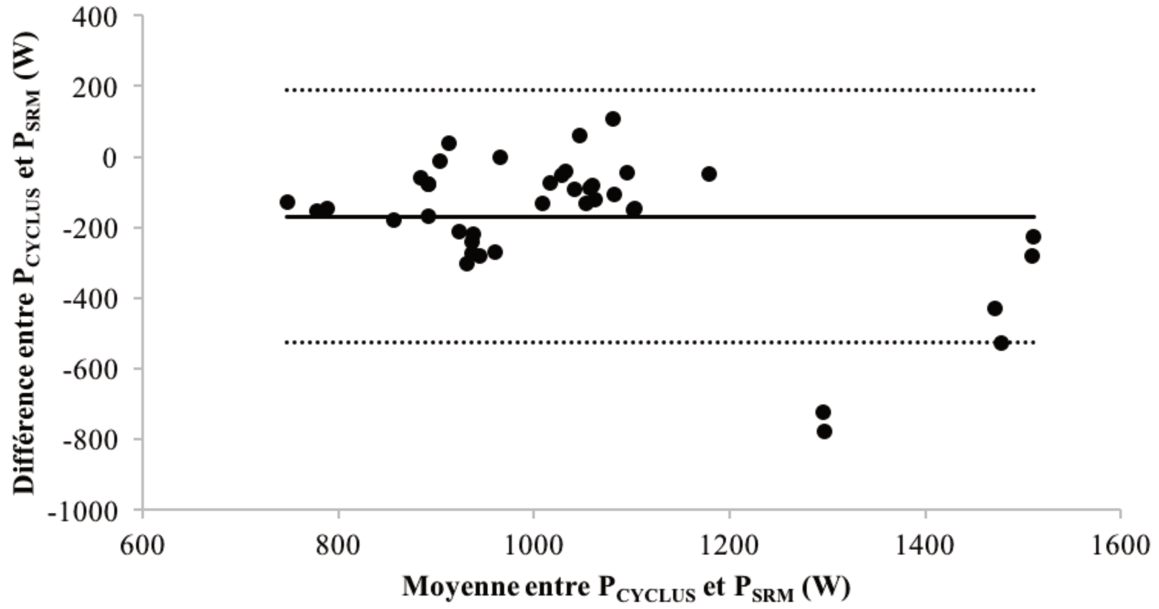


Figure 29. *Graphique de Bland et Altman représentant la différence entre P_{CYCLUS} et P_{SRM} durant le test de sprints (P_{max}). La ligne continue représente le biais alors que les lignes pointillées représentent les limites d'agrément.*

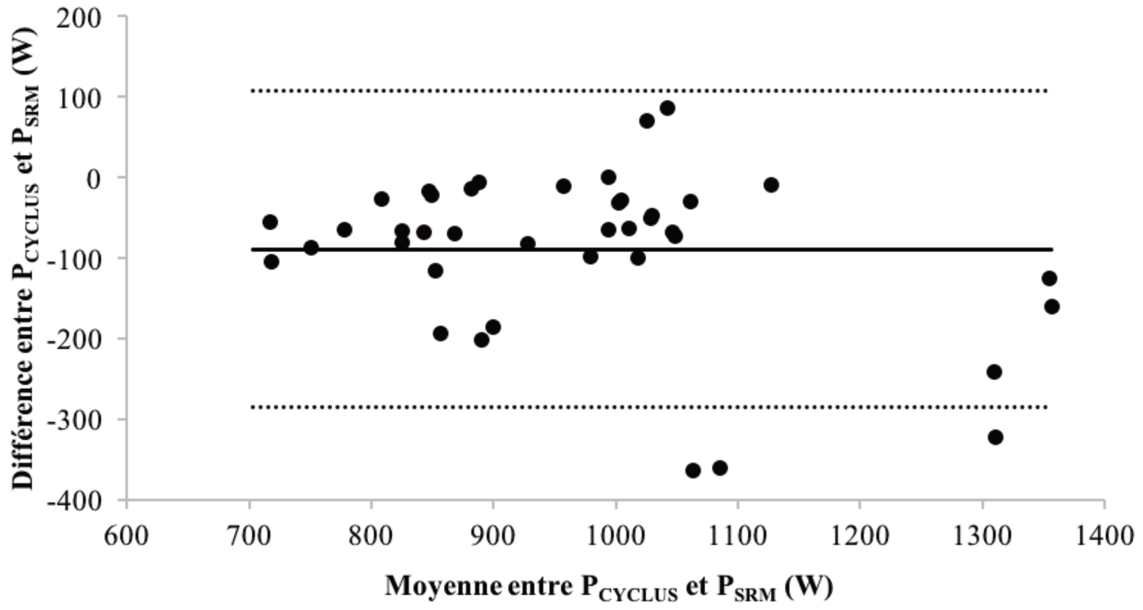


Figure 30. *Graphique de Bland et Altman représentant la différence entre P_{CYCLUS} et P_{SRM} durant le test de sprints ($P_{5\text{-}s}$). La ligne continue représente le biais alors que les lignes pointillées représentent les limites d'agrément.*

Les résultats de notre étude montrent que lors du test de sprints, les différences mesurées entre les deux capteurs sont influencées par la résistance, que ce soit pour la P_{max} ou la $P_{5\text{-}s}$ (Figure 31 et Figure 32 respectivement).

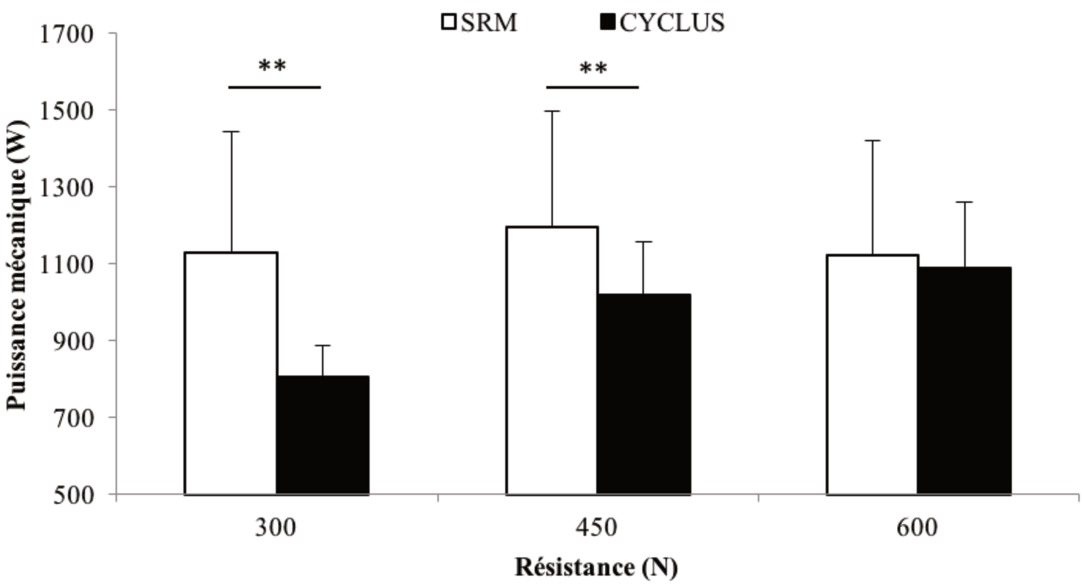


Figure 31. *Puissance maximale sur une seconde (P_{max}) mesurée avec les capteurs SRM et Cyclus durant les sprints à faible, moyenne et forte résistances. ** Différence significative $p < 0,001$.*

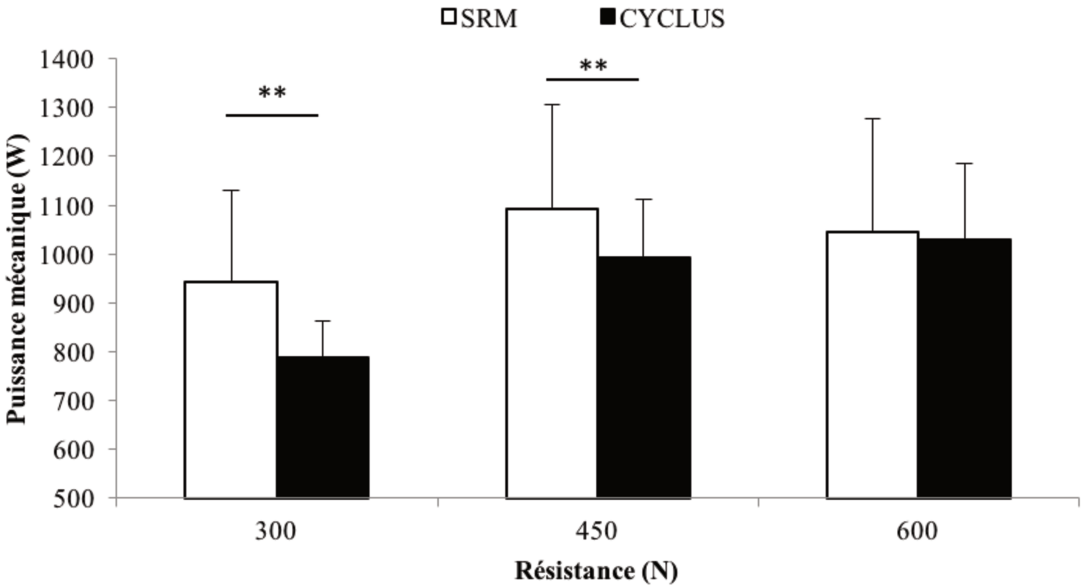


Figure 32. *Puissance maximale sur cinq secondes ($P_{5\text{-}s}$) mesurée avec les capteurs SRM et Cyclus durant les sprints à faible, moyenne et forte résistances. ** Différence significative $p < 0,001$.*

En effet, plus la résistance est faible, plus la différence mesurée entre les deux capteurs est importante. Cette différence est significative pour les sprints à faible et moyenne résistances puis elle devient non significative pour les sprints à forte résistance. Cela démontre que la sensibilité du capteur Cyclus à détecter la P_{max} est altérée par la résistance utilisée lors du sprint. En démontant le home-trainer Cyclus, nous avons remarqué que le capteur de cadence était placé sur le volant d'inertie (Figure 33), ce qui pourrait induire des erreurs dans la mesure de $P_{méca}$.

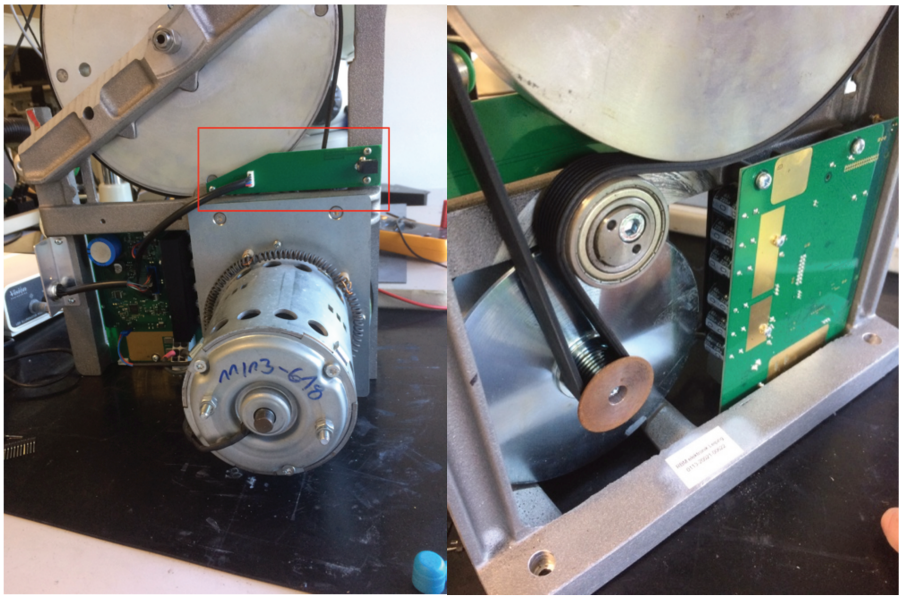


Figure 33. *Images représentant le capteur de cadence ainsi que le volant d'inertie du système Cyclus sur lequel est réalisée la mesure de cadence.*

La cadence de pédalage n'avait pas d'effet significatif sur la $P_{méca}$ mesurée avec les capteurs Cyclus et SRM, quel que soit le niveau d'intensité. Il s'agit de la première étude qui s'intéresse à l'effet de la cadence sur la $P_{méca}$ du système Cyclus. En revanche, d'autres études se sont intéressées à étudier ce facteur environnemental sur la $P_{méca}$ d'autres systèmes de mesure. Bouillod *et al.* (2016d) ont montré récemment que la cadence de pédalage n'avait pas d'effet significatif sur la $P_{méca}$ mesurée par quatre capteurs (SRM, PowerTap G3, Stages et Garmin Vector).

Tableau 5. *Puissance mécanique mesurée par les capteurs SRM (P_{SRM}) et Cyclus (P_{CYCLUS}) à différentes intensités d'exercice et cadences de pédalage en regroupant les trois sessions durant le test incrémental sous-maximal.*

Intensités d'exercice (W)	Cadences de pédalage (rpm)	P_{SRM} moyenne (W)	P_{CYCLUS} moyenne (W)	Différence (%)
150	60	154	150	-2,3 %
150	80	154	150	-2,3 %
150	100	152	150	-1,9 %
200	60	204	200	-1,4 %
200	80	204	200	-1,8 %
200	100	203	200	-1,9 %
250	60	256	250	-2,1 %
250	80	254	250	-1,7 %
250	100	255	250	-1,7 %
300	60	305	300	-1,8 %
300	80	306	300	-2,1 %
300	100	306	300	-2,0 %
350	60	360	350	-1,9 %
350	80	361	350	-2,5 %
350	100	359	350	-2,6 %

Le test étudiant l'influence de la durée sur la mesure de $P_{méca}$ montre que la différence entre les capteurs Cyclus et SRM augmente avec le temps. En effet, la différence au début du test est de 2 W alors qu'en fin de test, cette différence est de 7 W. Malgré tout, nous ne pouvons rien conclure de ce test puisque qu'il s'agissait uniquement d'une pré-expérimentation avec un seul sujet durant une seule session. De plus, nos résultats pourraient être influencés par la température de la pièce car le offset a été réalisé en début de test mais n'a pas été vérifié à la fin de celui-ci. Il faut savoir qu'un changement de température de 1°C induit une variation du offset de 7 Hz (Wooles *et al.*, 2005) soit 2 W. Il suffirait donc que la température de la pièce ait changé de 2 à 3 degrés pour que nos mesures dérivent de telle façon. Pour finir, ces résultats démontrent l'importance d'étudier l'impact de la durée, mais également de la température sur la mesure de $P_{méca}$ pour de futures investigations. La Figure 34 représente l'emplacement du capteur de température du système Cyclus.

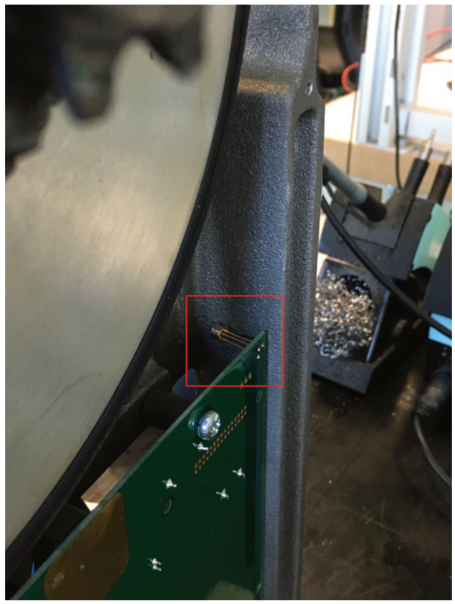


Figure 34. *Image représentant l'emplacement du capteur de température du système Cyclus.*

Reproductibilité

Aucune différence significative n'a été mesurée pour le test incrémental sous-maximal. En ce qui concerne le CV, il est nul pour le système Cyclus car nous avions imposé les niveaux de $P_{méca}$ durant le test. Si nous nous intéressons au CV du système SRM, il est de 0,3 ± 0,2 % en moyenne. Indirectement, cela démontre que la reproductibilité du système Cyclus est très bonne en condition sous-maximale. Cependant, la reproductibilité du système lors du test de sprints n'était pas aussi satisfaisante. En effet, la différence entre les capteurs Cyclus et SRM était de -16,4 % pour la P_{max} de la session 1. Durant les sessions 2 et 3, cette différence était de -15,3 % et -8,3 %, respectivement. Pour la $P_{5\text{-}s}$, la différence entre Cyclus et SRM était de -10,7 %, -8,7 % et -2,7 % pour les sessions 1, 2 et 3 respectivement. Globalement, le CV calculé sur le test incrémental sous-maximal démontre une très bonne reproductibilité du système mais cela n'est pas valable durant le test de sprints. Des études antérieures se sont déjà intéressées à la reproductibilité d'autres capteurs de $P_{méca}$ et il s'avère que les CV étaient supérieurs pour les capteurs PowerTap (CV = 2,1 %) (Bertucci *et al.*, 2005a), Polar S710 (CV = 2,2 %) (Millet *et al.*, 2003) et Ergomo Pro (CV = 4,1 %) (Duc *et al.*, 2007).

Conclusion : L'objet de cette étude était d'investiguer la précision et la reproductibilité du système Cyclus comparé au système SRM. Pour rappel, la FFC utilise le système Cyclus pour l'évaluation des athlètes mais également dans le cadre d'un plan d'identification des talents. Il semblait donc très important d'étudier la précision et la reproductibilité de la $P_{méca}$ mesurée par ce capteur. Le protocole établit visait à évaluer la $P_{méca}$ habituellement produite par des athlètes de haut niveau (entre 800 et 1740 W pour les sprints et entre 150 et 350 W pour le test incrémental sous-maximal). Notre étude démontre que le système Cyclus peut être utilisé en condition sous-maximale car il est précis et reproductible dans cette condition d'évaluation. En revanche, les mesures réalisées durant les sprints ne sont pas acceptables dans le cadre d'un suivi de haut niveau. Ces résultats sont en accord avec ceux de Rodger *et al.* (2016) publiés récemment. Les auteurs ont montré que le système Cyclus était considéré comme acceptable pour de faibles $P_{méca}$ (< 500 W) mais pas pour de hautes $P_{méca}$ (> 650 W).

5. Précision et répétabilité du motion analyzer 3D comparé au système Vicon pour l'analyse biomécanique du pédalage

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'une communication orale au *4th International congress on sport sciences research and technology support* : « Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedalling analysis ».

Résumé détaillé

Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedalling analysis

Bouillod A, Costes A, Soto-Romero G, Brunet E et Grappe F

État de l'art : L'étude posturale est un processus important pour ajuster la géométrie du vélo et de ses composants aux besoins du cycliste. La position optimale peut être considérée comme la position pour laquelle l'application de la F_U et le confort sont maximisés, tandis que la F_{res} et le risque de blessure sont minimisés, afin de maximiser la V_d (Iriberri *et al.*, 2008). La manipulation d'une seule variable telle que la hauteur de selle peut améliorer l'économie du cycliste (Peveler et Green, 2010) et la $P_{méca}$ durant les efforts de type anaérobie (Peveler *et al.*, 2007). De nombreuses méthodes ont été proposées pour réaliser des études posturales (Holmes *et al.*, 1994 ; Iriberri *et al.*, 2008 ; Nordeen-Snyder, 1977). Cependant, différents systèmes cinématiques ne fournissent pas toujours les mêmes résultats (Fonda *et al.*, 2014). Umberger et Martin (2001) ont démontré qu'aucune différence significative n'existait entre les systèmes cinématiques 3D et 2D alors que Fonda *et al.* (2014) ont mesuré des différences significatives entre ces deux systèmes. Le motion analyzer 3D (Shimano Dynamics Lab, Sittard, Pays-Bas) est un nouveau système positionné dans le plan sagittal du cycliste qui repère des marqueurs actifs attachés à la peau au niveau des articulations.

Objectif : L'objectif de cette étude était d'évaluer la précision et la répétabilité du motion analyzer 3D en comparaison avec le système Vicon pour l'analyse biomécanique du pédalage. Nous avons émis l'hypothèse que les variables cinématiques mesurées par le motion analyzer 3D seraient précises et répétables.

Méthodes : Trois cyclistes ont effectué le protocole expérimental avec le même vélo (Lapierre Pulsium, Dijon, France). La précision et la répétabilité du motion analyzer 3D ont été investiguées à trois cadences de pédalage différentes (60, 90 et 120 rpm) et à une $P_{méca}$ constante (200 W). Les mesures ont été réalisées à cinq reprises pour chaque cadence de pédalage. L'analyse cinématique a été réalisée sur le côté droit du cycliste avec le motion analyzer 3D en supposant la symétrie du mouvement entre les côtés gauche et droit (Garcia‐Lopez *et al.*, 2016 ; Heil *et al.*, 1997). Les marqueurs ont été placés sur la peau au niveau des articulations (5ième métatarsien, calcanéum, malléole latérale, épicondyle latéral du fémur, grand trochanter, acromion, épicondyle latéral de l'humérus et processus styloïde de l'ulna) (Bini *et al.*, 2010a ; Ferrer-Roca *et al.*, 2012). Les données cinématiques ont également été mesurées par 12 caméras infrarouges (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, Royaume-Uni). Le système Vicon est considéré comme le système de référence pour la capture du mouvement. Le traitement de données était réalisé via un code personnel écrit sur le logiciel Matlab (Matlab Release 2014a, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, États-Unis). Les angles suivants étaient mesurés : épaule, avant-bras, coude, tronc, hanche, genou, cheville et pied (vertical et latéral). Le déplacement latéral du genou était également mesuré durant cette étude.

Résultats : Les deux systèmes ont démontré une très bonne répétabilité avec aucune différence significative et un excellent coefficient de corrélation intraclass pour la plupart des variables cinématiques. Toutes les variables cinématiques collectées avec le motion analyzer 3D étaient significativement corrélées avec celles collectées avec le système Vicon excepté pour l'angle de flexion du genou et l'angle latéral du pied. Cependant, quelques différences significatives ont été mesurées, suggérant que les mesures réalisées par le motion analyzer 3D étaient significativement différentes de celles réalisées par le système Vicon. Une augmentation significative de l'angle d'extension du genou (de 38,4 à 42,3°) et de l'angle de flexion du genou (de 118,5 à 120,6°) a été mesurée avec l'augmentation de la cadence de pédalage, seulement avec le système Vicon. De plus, l'angle vertical du pied ainsi que l'amplitude de la cheville étaient significativement augmentés avec la cadence de pédalage pour les deux systèmes de mesure.

Discussion : Notre étude confirme l'hypothèse selon laquelle différents systèmes de capture du mouvement ne fournissent pas nécessairement les mêmes résultats (Fonda *et al.*, 2014). Bien que les mesures réalisées par les deux systèmes soient différentes, elles sont répétables (Cicchetti, 1994). Même si la plupart des variables cinématiques sont significativement différentes, ces différences sont souvent inférieures à 3°. Ces résultats soulignent l'importance du placement des marqueurs pour l'analyse comparative et statistique entre deux systèmes. Compte tenu de l'erreur induite par le placement des marqueurs, nous pourrions compenser la différence obtenue pour l'angle d'extension du genou (6,3°). Dans une moindre mesure, les différences mesurées entre les deux systèmes pourraient être influencées par certains mouvements des marqueurs du motion analyzer 3D (modifiant l'alignement avec les marqueurs Vicon) pendant les mesures dynamiques (Li *et al.*, 2017).

La contribution de chaque articulation durant le mouvement de pédalage semble diverger entre les différentes études (Bini *et al.*, 2010b ; Hoshikawa *et al.*, 2007 ; Mornieux *et al.*, 2007). Notre étude indique que l'angle du genou augmente avec la cadence de pédalage alors que plusieurs auteurs (Bini *et al.*, 2010b ; Ericson, 1988) n'ont mesuré aucune évolution. De plus, l'amplitude de la cheville augmentait lorsque la cadence de pédalage était augmentée de 60 à 120 rpm. Ce résultat est en accord avec certaines études antérieures (Bini *et al.*, 2010b ; Ericson, 1988 ; Hoshikawa *et al.*, 2007 ; Mornieux *et al.*, 2007) suggérant que les muscles de l'articulation de la cheville contrôlent l'application de la F_{tot} sur la pédale. Enfin, cette étude est forcément limitée par le nombre de participants (n = 3) et est donc considérée comme préliminaire bien qu'elle ait fourni un grand nombre de mesures.

Conclusion : Le motion analyzer 3D a démontré une très bonne répétabilité. De plus, ce système peut être considéré comme précis après une compensation, dépendante de l'opérateur, due au placement des marqueurs. Les scientifiques devraient utiliser le système Vicon à des fins de recherche tandis que le motion analyzer 3D pourrait être utilisé dans le cadre d'études posturales. Les experts en étude posturale pourraient utiliser un facteur de correction pour chaque variable cinématique en utilisant le biais mesuré durant notre étude. De plus, ces experts doivent standardiser la cadence de pédalage durant les sessions de mesure en considérant que la contribution de l'articulation de la cheville est influencée par cette variable.

Validity and Reliability of the 3D Motion Analyzer in Comparison with the Vicon Device for Biomechanical Pedalling Analysis

Anthony Bouillod[1,2,3], Antony Costes[4], Georges Soto-Romero[3,5], Emmanuel Brunet[2] and Frederic Grappe[1,6]

[1]*EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France*
[2]*French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France*
[3]*LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France*
[4]*Université de Toulouse, UPS, PRISSMH, Toulouse, France*
[5]*ISIFC - Génie Biomédical, 23 Rue Alain Savary, Besançon, France*
[6]*Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France*

Keywords: Bike Fitting, 3D Kinematics, Comparison, Laboratory, Cycling.

Abstract: The present work aimed to assess the validity and reliability of the 3D motion analyzer (Shimano Dynamics Lab, Sittard, Netherland) during laboratory cycling tests in comparison with the Vicon device (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, UK). Three cyclists were required to complete one laboratory cycling test at three different pedalling cadence and at a constant power output. Kinematic measurements were collected simultaneously from 3D motion analyzer and Vicon devices and performed five times for each pedalling cadence. The two systems showed a high reliability with excellent intraclass correlation coefficients for most kinematic variables. Moreover, this system was considered as valid by considering the error due to the initial markers placement. Experts and scientists should use the Vicon system for the purpose of research whereas the 3D motion analyzer could be used for bike fitting.

1 INTRODUCTION

Bike fitting is an important process to adjust the geometry of the bike and its components to the needs of the cyclist. Optimal position on the bicycle may be considered as a position in which force application and comfort are maximised, whilst resistive forces and risk of injury are minimised, in order to maximise bicycle velocity (Iriberri et al., 2008). The manipulation of a single variable such as saddle height can improve performance within cycling economy (Peveler and Green, 2010) and power output in anaerobic exercises (Peveler et al., 2007).

Numerous methodologies and systems have been proposed to perform bike fitting (Holmes et al., 1994, Iriberri et al., 2008, Nordeen-Snyder, 1977). However, different kinematic systems do not necessary provide the same results (Fonda et al., 2014). Umberger and Martin (Umberger and Martin, 2001) reported that no significant difference exist between 3D and 2D kinematic systems whereas Fonda *et al.* (Fonda et al., 2014) measured significant differences between the two systems. The 3D motion analyzer (Shimano Dynamics Lab, Sittard, Netherland) is a new kinematic system positioned in the sagittal plane and tracking LED markers attached to the skin.

This study aimed to assess the validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedalling analysis. We hypothesized that 1) the kinematic variables measured by the two systems would be similar and 2) the two systems will achieve an excellent reliability.

2 METHODS

Three cyclists volunteered to participate in the study. Prior to testing and after having received a full explanation of the nature and purpose of the study, the participants gave their written informed consents. The participants performed one testing session with the same road-racing bicycle (Lapierre Pulsium, Dijon, France). The validity and reliability

Bouillod, A., Costes, A., Soto-Romero, G., Brunet, E. and Grappe, F.
Validity and Reliability of the 3D Motion Analyzer in Comparison with the Vicon Device for Biomechanical Pedalling Analysis.
DOI: 10.5220/0006068200630066
In *Proceedings of the 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support (icSPORTS 2016)*, pages 63-66
ISBN: 978-989-758-205-9
Copyright © 2016 by SCITEPRESS – Science and Technology Publications, Lda. All rights reserved

of the 3D motion analyzer was investigated on an Elite Novo Force home-trainer (Elite, Fontaniva, Italy) (figure 1) at three different pedalling cadences (60, 90 and 120 rpm) and at a constant power output (200 W) measured by a SRM power meter (SRM, Schoberer Rad Messtechnich, Julich, Germany). Kinematic measurements were performed five times for each pedalling cadence resulting in 15 different data sets by participant, each data set lasting 10 seconds.

Kinematic analysis of the cyclists' right side was performed assuming symmetry of motion between left and right sides (Heil et al., 1997, Garcia-Lopez et al., 2015) and using the 3D motion analyzer. Height LED markers with built-in probe were attached to the skin of the cyclists (fifth metatarsal head, calcaneus, lateral malleolus, lateral femoral epicondyle, greater trochanter, acromion, lateral epicondyle of the humerus and styloid process of the ulna) (Bini et al., 2010a, Ferrer-Roca et al., 2012). The 3D sensor was positioned 2 m away from the sagittal plane and was calibrated before the study as recommended by the manufacturer. Automatic tracking, processing and analysing data were performed by a specific software (Bikefitting.com, Version 2.1.5, Shimano Dynamics Lab, Sittard, Netherland).

Kinematic data were also collected from 12 passive markers recorded by twelve infrared cameras (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, UK). These markers were attached in the same line, interspersed within active ones (LED markers). The Vicon system (using Nexus 1.7.1 software) is a marker-based motion capture system acknowledged as a reference. This motion capture system carries 12 MX3+ cameras with a frequency of 200 Hz, a millimeter accuracy and a resolution of 659 × 494 pixels each. The data processing was performed using custom-made code written in Matlab software (Matlab Release 2014a, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA).

Shoulder, forearm, elbow, torso, hip, knee, ankle and foot (vertical and lateral) angles were determined. Angular position values of the hip, knee and ankle were expressed as flexion (minimum angle) and extension (maximum angle). Knee lateral travel and knee travel tilt were also measured during the study.

3 RESULTS AND DISCUSSION

The two devices showed a high reliability with no significant difference and excellent intraclass correlation coefficients (Cicchetti, 1994) for most kinematic variables (table 1). This results confirmed our hypothesis showing that the two systems achieved a high reliability.

Table 1: Intraclass correlation coefficients (ICC) for the two systems and for all kinematic variables.

Variable	*ICC*	
	Vicon	*Motion Analyzer*
Shoulder angle (°)	0.90	0.93
Forearm angle (°)	0.35	0.63
Elbow angle (°)	0.74	0.59
Torso angle (°)	0.79	0.95
Hip angle extension (°)	0.86	0.63
Hip angle flexion (°)	0.94	0.97
Knee angle extension (°)	0.96	0.98
Knee angle flexion (°)	0.88	0.97
Knee lateral travel (mm)	0.84	0.88
Knee travel tilt (°)	0.99	0.92
Foot vertical angle (°)	0.89	0.66
Foot lateral angle (°)	0.97	0.94
Ankle angle maximum (°)	0.97	0.92
Ankle angle minimum (°)	0.84	0.89
Ankle range (°)	0.85	0.72



Figure 1: settings for the experiment.

All kinematic variables collected with the 3D motion analyzer were significantly correlated with those collected with the Vicon device (table 2) except for knee angle flexion and foot lateral angle. However, some statistical differences have been reported suggesting that the 3D motion analyzer measurements were significantly different that those measured with the Vicon system. The present study

Table 2: Comparative statistics of kinematic variables (n = 3) measured during the session between the Vicon system and the 3D motion analyzer system for all pedalling cadences. Values are reported as mean ± SD.

Variable	*Vicon*	*Motion Analyzer*	*Statistical difference*	*Linear regression (R^2)*	*Bias*	*95% CI-*	*95% CI+*
Shoulder angle (°)	*77.7 ± 4.5*	74.9 ± 4.0	**	0.96**	-2.8	-4.7	-0.9
Forearm angle (°)	*41.3 ± 2.1*	39.7 ± 2.7	**	0.55**	-1.6	-5.1	1.9
Elbow angle (°)	*158.4 ± 4.8*	157.2 ± 3.4	*	0.66**	-1.2	-6.9	4.4
Torso angle (°)	*45.5 ± 2.5*	45.2 ± 3.3	n.s.	0.86**	-0.3	-3.0	2.4
Hip angle extension (°)	105.7 ± 4.7	104.6 ± 3.8	**	0.70**	-1.0	-6.1	4.0
Hip angle flexion (°)	59.1 ± 3.4	62.3 ± 1.2	n.s.	0.18*	3.2	-3.0	9.3
Knee angle extension (°)	40.2 ± 2.6	46.6 ± 5.0	**	0.76**	6.3	0.5	12.2
Knee angle flexion (°)	119.5 ± 2.1	114.7 ± 3.3	**	0.01	-4.8	-12.4	2.8
Knee lateral travel (mm)	18.3 ± 6.5	22.2 ± 9.2	**	0.66**	3.9	-6.7	14.5
Knee travel tilt (°)	3.8 ± 1.9	3.6 ± 2.5	n.s.	0.23**	-0.2	-7.8	7.3
Foot vertical angle (°)	26.6 ± 2.1	25.9 ± 2.9	*	0.39**	-0.7	-5.1	3.7
Foot lateral angle (°)	5.7 ± 1.8	8.3 ± 2.0	**	0.05	2.6	-2.0	7.2
Ankle angle maximum (°)	101.5 ± 6.3	99.3 ± 5.7	**	0.92**	-2.1	-5.7	1.4
Ankle angle minimum (°)	75.4 ± 3.5	75.6 ± 4.0	n.s.	0.87**	0.2	-2.6	3.0
Ankle range (°)	26.0 ± 4.2	23.6 ± 3.6	**	0.92**	-2.4	-4.9	0.1

* Significant at $p < 0.05$; ** Significant at $p < 0.001$; 95% CI = 95% Confidence Interval.

confirmed that various motion capturing systems do not necessarily provide the same results as they work on different basis (Fonda et al., 2014). This is of practical importance when adjusting body position. Even though most of the kinematic variables were significantly different, these differences are often less than 3°.

These results underlined the importance of the markers placement for comparative and statistical analysis between the two systems. Considering the error due to the initial markers placement (obtained for each cyclist) as an offset, we could compensate the significant difference obtained for knee angle extension (6.3°). To a lesser extent, the differences measured between the two systems could be influenced by some movements of the 3D motion analyzer markers (altering the alignment with the Vicon markers) during dynamic measurements. Our results indicated that with a cycling specific motion analysis tool and easy post-processing analysis, we are able to obtain reliable and useful data for bike fitting, in comparison with a full 3D motion capture system.

There was a significant increase in knee extension (from 38.4 to 42.3°) and knee flexion (from 118.5 to 120.6°) mean angles with increasing pedalling cadence only with the Vicon device. Additionally, foot vertical and ankle range mean angles were significantly increased with pedalling cadence for both the 3D motion analyzer and the Vicon system. Divergence among studies has been observed regarding the contribution of each joint (Hoshikawa et al., 2007, Mornieux et al., 2007, Bini et al., 2010b). The current study indicated that knee joint changed with increasing pedalling cadence whereas several authors (Bini et al., 2010b, Ericson, 1988) have reported no change. However, ankle range increased when pedalling cadence was increased from 60 to 120 rpm. This result is in accordance with previous studies (Ericson, 1988, Hoshikawa et al., 2007, Mornieux et al., 2007, Bini et al., 2010b) suggesting that ankle joint muscles control the pedal force application.

Note that this study is limited to only three participants and is therefore considered as preliminary. Nevertheless, the study design provided a large number of measurement over a variety of pedalling cadences typically generated by elite athletes.

4 CONCLUSIONS

The 3D motion analyzer showed a high reliability. Moreover, this system was considered as valid after compensation of the operator dependent error due to the initial markers alignment between the two systems.

Experts and scientists should use the Vicon system for the purpose of research whereas the 3D motion analyzer could be used for bike fitting. Bike fitting experts could employ a correction factor for each kinematic variables using the constant bias measured in our study. Additionally, these experts must standardize the pedalling cadence during bike fitting sessions considering that the contribution of the ankle joint was influenced by the pedalling cadence.

REFERENCES

bini, R. R., Diefenthaeler, F. & Mota, C. B. 2010a. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. *J Electromyogr Kinesiol,* 20, 102-7.

Bini, R. R., Tamborindeguy, A. C. & Mota, C. B. 2010b. Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *J Sport Rehabil,* 19, 301-14.

Cicchetti, D. V. 1994. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological assessment,* 6, 284.

Ericson, M. O. 1988. Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. *European journal of applied physiology and occupational physiology,* 57, 382-387.

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P. & Garcia-Lopez, J. 2012. Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *J Strength Cond Res,* 26, 3025-9.

Fonda, B., Sarabon, N. & Li, F. X. 2014. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *J Sports Sci,* 32, 940-6.

Garcia-Lopez, J., Diez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J. & Rodriguez-Marroyo, J. A. 2015. Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *J Sports Sci,* 1-8.

Heil, D. P., Derrick, T. R. & Whittlesey, S. 1997. The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol,* 75, 160-165.

Holmes, J. C., Pruitt, A. L. & Whalen, N. J. 1994. Lower extremity overuse in bicycling. *Clin Sports Med,* 13, 187-205.

Hoshikawa, H., Takahashi, K., Ohashi, K. & Tamaki, K. 2007. Contribution of the ankle, knee, and hip joints to mechanical energy in cycling. *Journal of biomechanics,* 40, S750.

Iriberri, J., Muriel, X. & Larrazabal, I. 2008. The bike fit of the road professional cyclist related to anthropometric measurements and the torque of de crank. *The Engineering of Sport,* 7, 483-488.

Mornieux, G., Guenette, J. A., Sheel, A. W. & Sanderson, D. J. 2007. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. *Eur J Appl Physiol,* 102, 11-8.

Nordeen-Snyder, K. S. 1977. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine and Science in Sports,* 9, 113-117.

Peveler, W. W. & Green, M. 2010. The effect of extrinsic factors on simulated 20-km time trial performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research,* 24, 3265-3269.

Peveler, W. W., Pounders, J. D. & Bishop, P. A. 2007. Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *J Strength Cond Res,* 21, 1023-7.

Umberger, B. R. & Martin, P. E. 2001. Testing the planar assumption during ergometer cycling. *Journal of Applied Biomechanics,* 17, 55-62.

6. Conception de centrales inertielles pour l'analyse du mouvement

Bien que notre précédente étude (Bouillod *et al.*, 2016b) ait montré que le motion analyzer 3D était précis et répétable pour l'analyse du mouvement, il n'en demeure pas moins que ce système ne peut pas être utilisé en conditions réelles de locomotion sur le terrain. Dans le cadre de la collaboration établie avec le LAAS-CNRS, l'objectif de cette étude était d'intégrer des systèmes embarqués à base d'IMU que nous avons ensuite utilisé durant trois de nos études (E10, E11 et E14 si l'on se réfère à la Figure 2). Depuis plusieurs années, les IMU se sont démocratisées dans l'électronique grand public (Jovanov *et al.*, 2009 ; Maenaka, 2008 ; Niu *et al.*, 2012). Cela a ouvert de nombreuses possibilités pour des applications liées à la robotique, à la surveillance de structures et de personnes, mais aussi l'analyse du mouvement dans le sport (Cuesta-Vargas *et al.*, 2010). C'est ainsi que de nombreux travaux ont été réalisés sur l'analyse du geste sportif (lancer, marche/course, saut, etc.) après équipement d'un ensemble d'IMU qui communiquent avec une station centrale (Van Nimmen *et al.*, 2013). On retrouve dans la littérature la notion de *Body Area Network* (BAN), pour le monitoring en temps réel de la santé de l'Homme (Jovanov *et al.*, 2005), c'est pourquoi nous avons souhaité appliquer cette méthodologie au mouvement sportif (de Freitas Maio et Afonso, 2016).

6.1. Expression fonctionnelle du besoin

Rappel des besoins :

- Analyse du mouvement chez le cycliste en conditions réelles de locomotion grâce à un système électronique de lecture/traitement du signal entièrement embarqué.
- Capteurs fonctionnels en condition écologique : autonomie de la batterie, enregistrement interne (carte SD) et externe (ordinateur via communication sans fil) des données, etc.
- Capteurs placés aisément et précisément (ergonomie) sur les différents éléments anatomiques du cycliste pour faciliter la reproductibilité des mesures mais également pour ne pas perturber sa biomécanique du pédalage.
- Intégration d'un GPS différentiel (DGPS) dans un de ces capteurs pour mesurer avec précision la P_{bassin} en position danseuse pour faire suite aux travaux de Pinot *et al.* (2013) ainsi qu'à mes travaux de Master durant lesquels nous avons mesuré la P_{bassin}

en position danseuse sur un tapis roulant motorisé via un bras cinématique de Belli. À noter que nous avions développé une application PC pour afficher et enregistrer les données mesurées par ce bras cinématique. La P_{bassin} est calculée à partir de l'énergie mécanique composée de l'énergie cinétique et de l'énergie potentielle. Ainsi, le DGPS nous permettrait de mesurer la V_d (pour l'énergie cinétique) et la hauteur (pour l'énergie potentielle). Nous verrons dans le développement qui suit que le manque de précision du DGPS, dans le cadre de nos applications pratiques, ne nous a pas permis d'aboutir.

6.2. Conception

Nous avons fait le choix de concevoir une d'architecture centralisée pour satisfaire les besoins évoqués ci-dessus, notamment ceux concernant l'autonomie (batterie unique) et l'ergonomie.

6.2.1. Architecture centralisée

Notre première approche était de placer plusieurs capteurs filaires sur le cycliste (Figure 35).

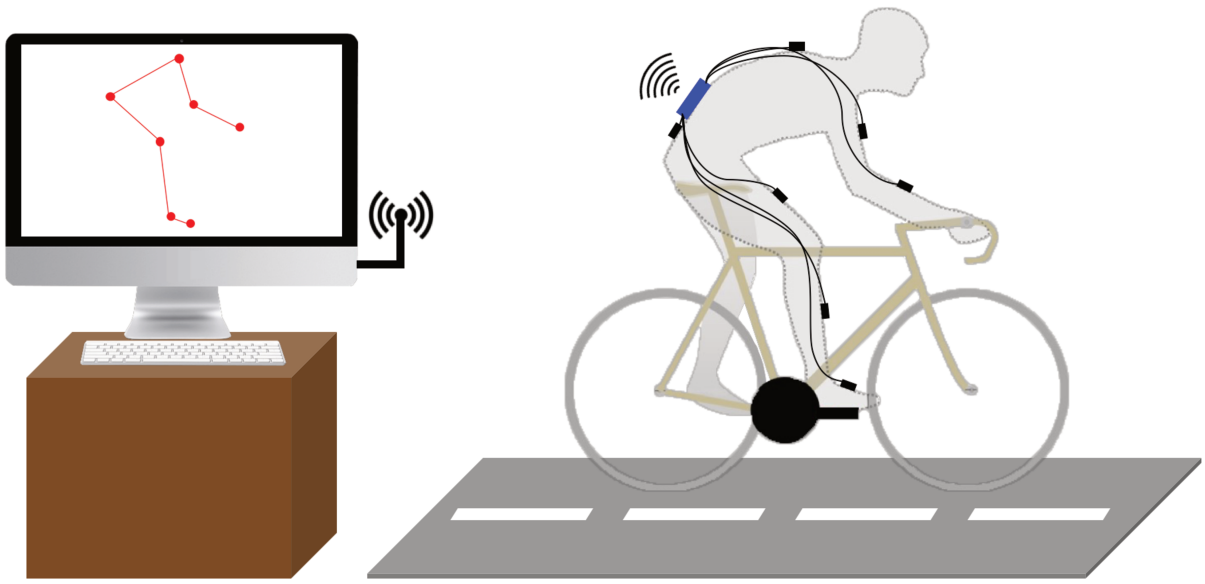


Figure 35. *Représentation de l'architecture centralisée composée de capteurs filaires connectés à une unité centrale.*

Tous ces capteurs étaient connectés à une unité centrale (appelée « Architecture Reconfigurable Embarquée Multi-capteurs : AREM ») composée d'un circuit logique programmable numérique (CLPN, Spartan-6) utilisé en multiplexage pour gérer les interconnexions des capteurs, et d'un microcontrôleur gérant le traitement des données (Figure 36). Nous avons couplé un circuit programmable mixte analogique/numérique (PSoC-4) au CLPN pour interfacer directement des capteurs analogiques comme les jauges de contrainte. La communication entre les deux circuits était réalisée via un bus « *Serial Peripheral Interface* » (SPI).

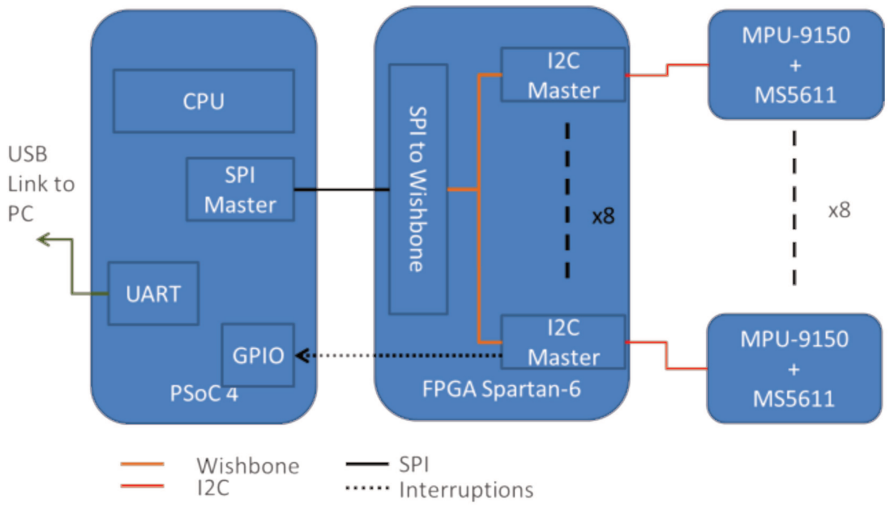


Figure 36. *Schéma représentant l'architecture centralisée (version 1) de nos capteurs embarqués.*

Nous avons ensuite comparé les principales caractéristiques des IMU disponibles sur le marché (e.g. MPU9150, iNemo-M1, etc.) (Tableau 6).

Tableau 6. *Comparaison des principales caractéristiques des centrales inertielles disponibles sur le marché.*

Référence	Tension	Accéléromètre (g)	Gyroscope (°/s)	Magnétomètre	Capteur pression	Boîtier (mm)
ADIS16488	3,0 - 3,6 V	± 18	± 450	± 2,5 gauss	300 - 1100 mbar	47 x 44 x 14
ADIS16300	4,75 - 5,25 V	± 3	± 75, ± 150, ± 300	NA	NA	23 x 31 x 7,5
LSM9DS1	1,9 - 3,6 V	± 2, ± 4, ± 8	± 245, ± 500, ± 2000	± 4, ± 8, ± 12, ± 16 gauss	NA	LGA (3,5 x 3 x 1)
INEMO-M1	2,4 - 3,6 V	± 2, ± 4, ± 8, ± 16	± 250, ± 500, ± 2000	±1,3 - 8,1 gauss	NA	13 x 13 x 2
MPU9150	2,4 - 3,46 V	± 2, ± 4, ± 8, ± 16	± 250, ± 500, ± 1000, ± 2000	± 1200 µT	NA	4 x 4 x 1
MPU9250	2,4 - 3,46 V	± 2, ± 4, ± 8, ± 16	± 250, ± 500, ± 1000, ± 2000	± 4800 µT	NA	4 x 4 x 1

Ce qui nous a orienté vers les MPU9150 (InvenSense, San José, États-Unis) pour la conception de nos capteurs embarqués. La Figure 37 représente le schéma fonctionnel de ces MPU9150. À noter également que le MPU9150 était associé à un capteur de pression (MS5611).

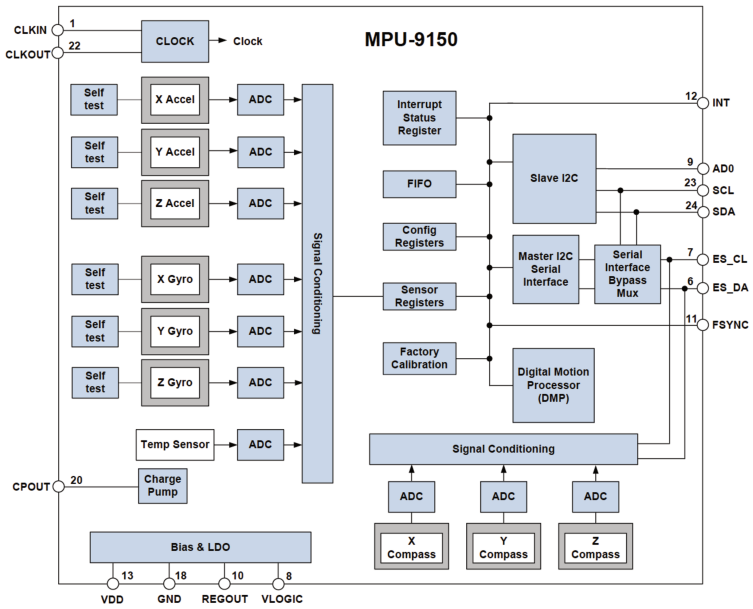


Figure 37. *Schéma fonctionnel des centrales inertielles MPU9150.*

Le CLPN a été programmé pour gérer un bus « *Inter-Integrated Circuit* » (I2C) par capteur, ce qui permettait de synchroniser l'ensemble des capteurs. Enfin, un microcontrôleur était connecté au CLPN en tant que maître pour contrôler le traitement des données et les transmettre à un ordinateur via un câble USB. Cette architecture n'était pas totalement « embarquée » puisqu'elle était alimentée par l'ordinateur (liaison « *Universal Asynchronous Receiver Transmitter* ») et ne communiquait pas les données sans fil. Cependant, il s'agissait d'une première étape pour intégrer plusieurs capteurs d'analyse du mouvement dans un système commun. La Figure 38 représente le circuit imprimé du capteur (à gauche) dans son boitier spécialement conçu en impression 3D (à droite). Chaque capteur était ensuite relié à la station centrale AREM par liaison filaire I2C.

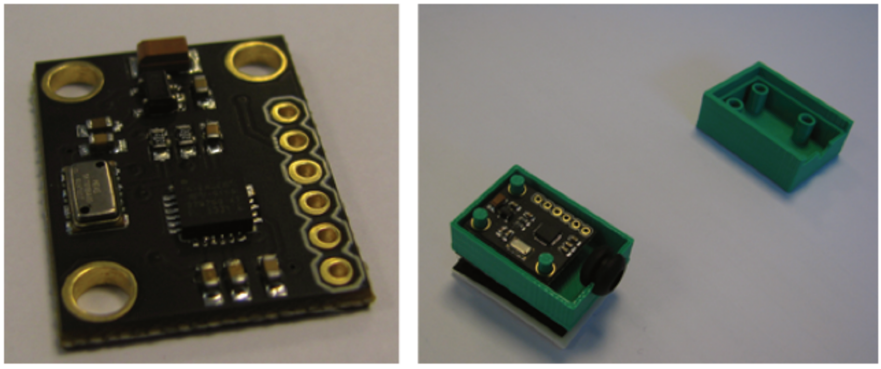


Figure 38. *Circuit imprimé du capteur embarqué (à gauche) dans son boitier spécialement conçu en impression 3D (à droite).*

Comme nous pouvons le voir sur la Figure 39, l'encombrement du système était important et les connexions filaires n'étaient pas adaptées à une utilisation en conditions réelles de locomotion (e.g. étanchéité). De plus, les capteurs n'étaient pas très ergonomiques et pouvaient occasionner des gênes chez le cycliste.

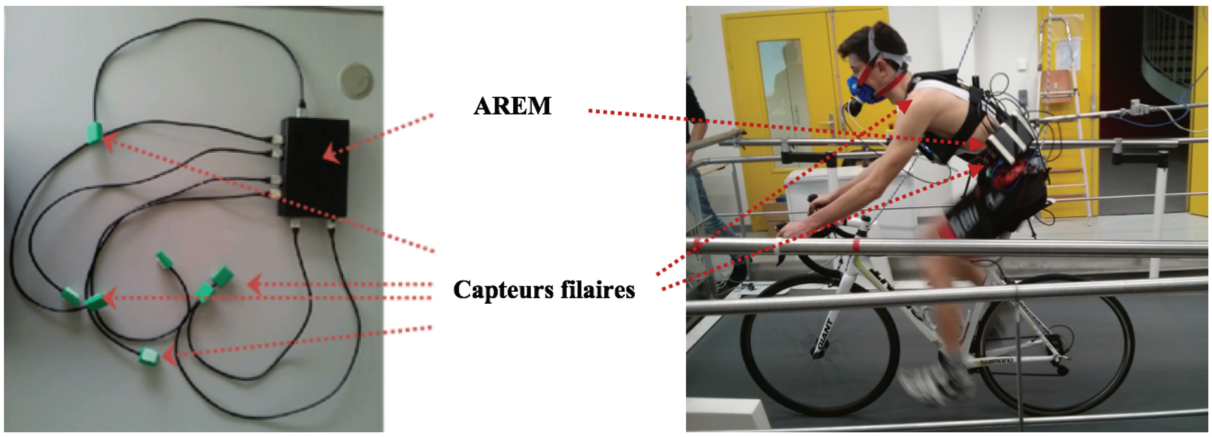


Figure 39. *Images représentant l'Architecture Reconfigurable Embarquée Multi-capteurs (AREM) (à gauche) placée sur un cycliste (à droite).*

Afin de respecter les contraintes d'utilisation de ces capteurs, l'architecture centralisée devait être améliorée de plusieurs façons :

- Miniaturisation de l'unité centrale.
- Miniaturisation et intégration des capteurs dans le textile.
- Communication entre les capteurs et l'unité centrale intégrée au textile.

La première étape consistait donc à miniaturiser l'unité centrale. Nous sommes donc passés d'un ensemble microcontrôleur-CLPN à une solution intégrée basée sur le système programmable *Xilinx Zynq* (Figure 40) qui offre une meilleure communication et une meilleure efficacité énergétique.

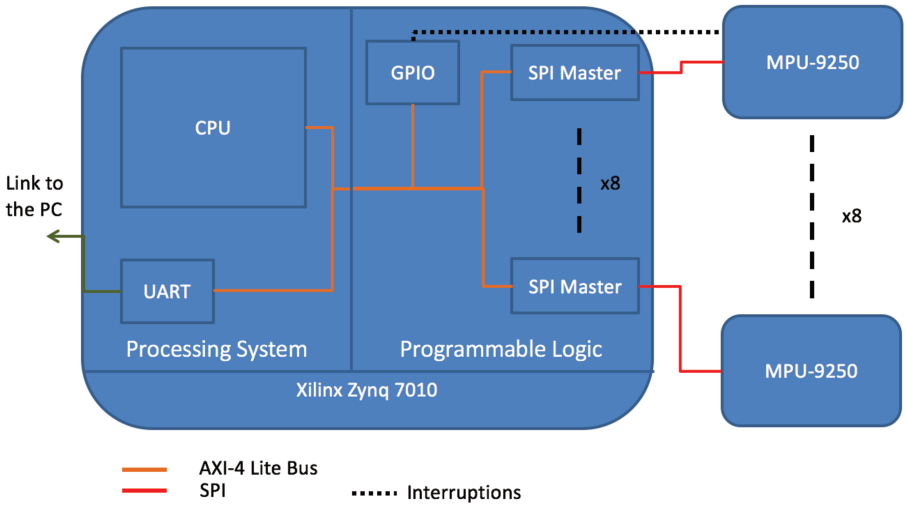


Figure 40. *Schéma représentant l'architecture centralisée (version 2) de nos capteurs embarqués.*

La seconde étape consistait à miniaturiser les capteurs, c'est pourquoi nous avons remplacé le MPU9150 par le MPU9250 (Figure 41). Ce dernier est plus petit que le MPU9150, gère une acquisition de données plus rapide et communique via le bus SPI.

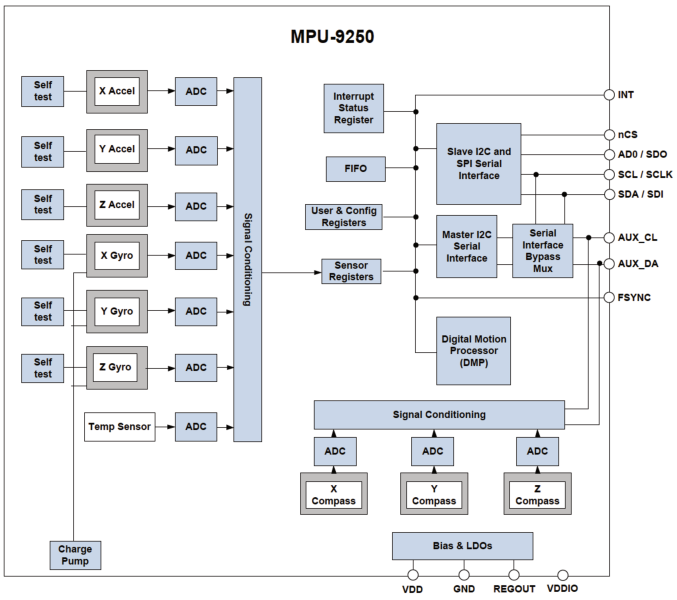


Figure 41. *Schéma fonctionnel des centrales inertielles MPU9250.*

De petits circuits imprimés ont alors été conçus (Figure 42B) alors que la communication entre les capteurs et l'unité centrale était assurée avec des fils de cuivre très fins collés au textile (Figure 43).

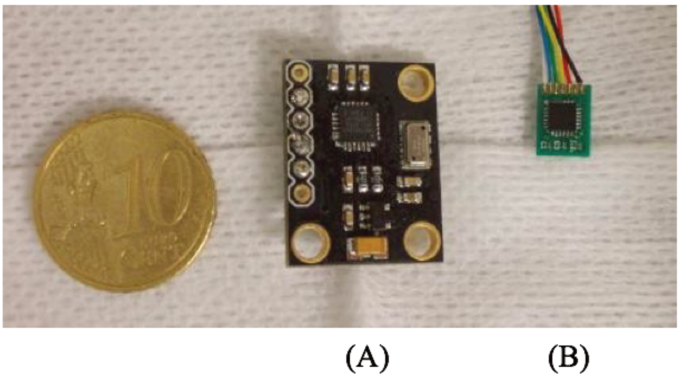


Figure 42. *Comparaison des circuits imprimés avant (A) vs. après (B) l'étape de miniaturisation.*

Ensuite, nous avons expérimenté différentes méthodes pour intégrer les circuits imprimés ainsi que les fils de cuivre au textile. La première méthode consistait à coudre les fils au textile et à maintenir les capteurs avec une pièce de velcro (Figure 43B). Dans un second temps, l'ensemble capteur-fils était collé au textile avec une feuille extensible en silicone (Figure 43C).

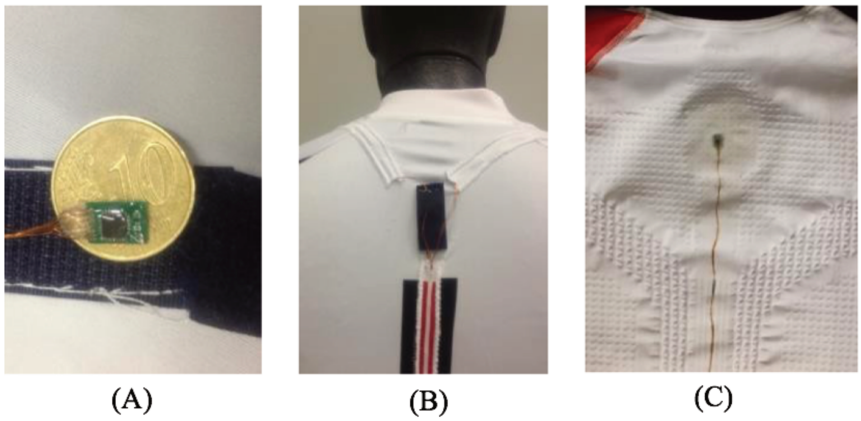


Figure 43. *Capteur miniaturisé équipé de fils de cuivre très fins (A) et intégré au textile selon deux méthodes (B et C).*

Bien que le développement de textiles intelligents soit dans l'aire du temps (Ribas Manero *et al.*, 2016 ; Salehi *et al.*, 2013 ; Salehi *et al.*, 2014), nous n'avons pas trouvé de solution filaire

(fils de cuivre, tissu conducteur, encre conductrice, etc.) assez robuste pour un usage en conditions réelles de locomotion (e.g. étanchéité). Cela nous a donc contraint de développer une architecture distribuée que nous allons détailler.

6.2.2. Architecture distribuée

Cette approche consistait à placer plusieurs capteurs sans fil sur le cycliste (Figure 44).

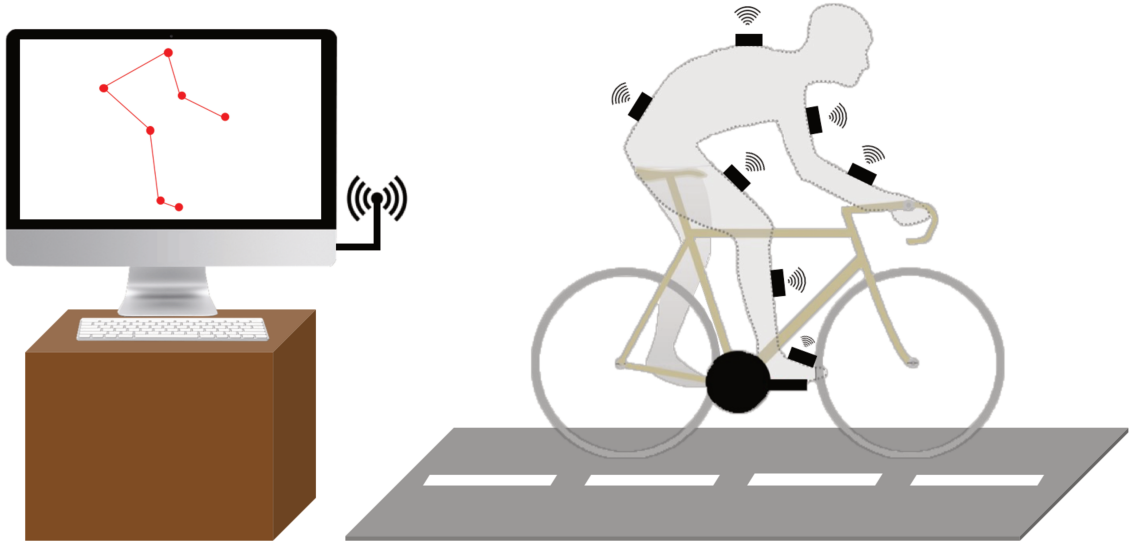


Figure 44. *Représentation de l'architecture distribuée composée de capteurs sans fil.*

Chaque capteur était autonome avec une batterie, un microcontrôleur, un module de communication sans fil (enregistrement externe des données) et un lecteur de carte SD (enregistrement interne des données) (Figure 45). L'intégration de la batterie nous a contraint de revoir les dimensions de nos capteurs à la hausse. De plus, cette architecture ne permet pas l'interfaçage de capteurs analogiques contrairement à l'architecture centralisée.

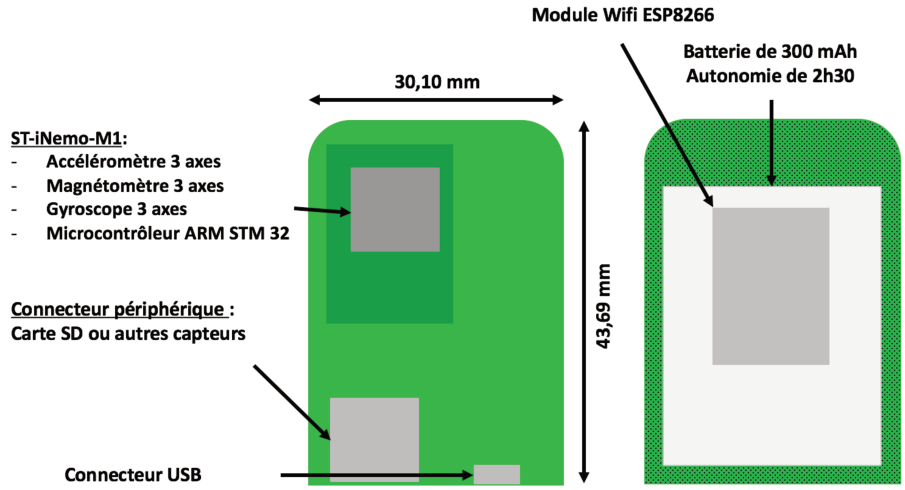


Figure 45. *Schéma représentant les différentes caractéristiques du capteur distribué.*

Nous avons construit ce système avec un IMU différent de celui utilisé pour l'architecture centralisée (ST iNemo-M1, ST Microelectronics, Genève, Suisse) dont le schéma fonctionnel est présenté sur la Figure 46. Le système était également composé d'un microcontrôleur ARM STM32 qui permet de gérer le calcul du capteur mais aussi son fonctionnement (e.g. communication et gestion de la batterie). Pour transmettre les données traitées sans fil, nous avons choisi d'utiliser un module WiFi ESP8266 en nous connectant à un point d'accès standard. Le capteur était équipé d'un connecteur USB pour charger la batterie et communiquer avec un ordinateur (e.g. débugger et transférer les données). Un lecteur de carte SD composait également l'architecture. Celui-ci permettait l'enregistrement des données en interne pour faire face aux contraintes de communication WiFi (e.g. portée de transmission des signaux).

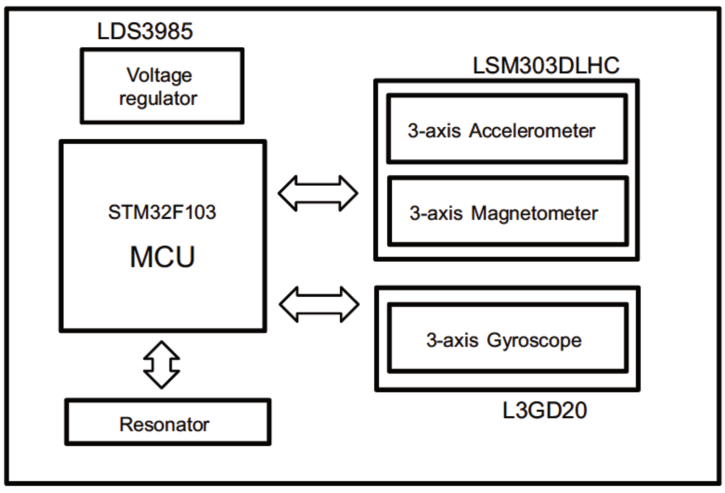


Figure 46. *Schéma fonctionnel des centrales inertielles ST iNemo-M1.*

Les dimensions du circuit imprimé étaient de 30 x 44 x 13 mm pour la largeur, la longueur et la hauteur, respectivement, incluant la batterie (300 mAh) et les connecteurs pour un poids total de 15 grammes. L'autonomie de la batterie était d'environ 2h30. Afin de faciliter le placement des capteurs distribués sur le cycliste, de petites poches ont été cousus sur des vêtements Compressport (Figure 47).

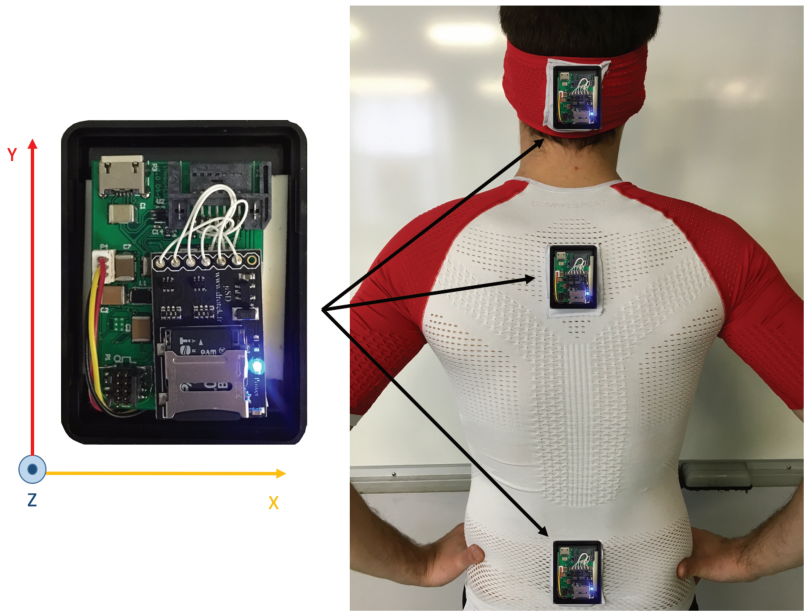


Figure 47. *Image représentant les capteurs distribués placés sur un cycliste.*

Cette architecture distribuée, que nous venons de détailler, a été utilisée lors de deux de nos études (E11 et E14). Nous allons à présent établir la comparaison entre les deux architectures afin de présenter leurs avantages et inconvénients.

6.2.3. Comparaison des architectures

Les architectures centralisée et distribuée présentent des avantages et des inconvénients qui les rendent plus ou moins appropriées en fonction de l'application pratique qui en découle. Dans le Tableau 7, nous avons comparé les paramètres qui nous semblent les plus pertinents.

Tableau 7. *Comparaison entre les deux types d'architecture.*

Paramètres	**Architecture centralisée**	**Architecture distribuée**
Batteries	1 batterie	1 batterie / capteur
Consommation d'énergie	Consommation importante pour l'unité centrale et faible consommation pour les capteurs filaires	Consommation du système plus faible que l'architecture centralisée lorsque le nombre de capteurs est ≤ à 5
Interconnexion des capteurs	Capteurs filaires connectés à une unité centrale	Communication sans fil et enregistrement sur carte SD
Intégration des capteurs dans le textile	Possibilité de réduire la taille des capteurs pour les intégrer facilement au textile (e.g. Compressport)	Capteurs plus volumineux et plus lourd (à cause de la batterie), ce qui rend le positionnement moins ergonomique
Coût	Faible coût du capteur et coût élevé de l'unité centrale. Le coût de développement du système (augmentation du nombre de capteurs) est moins important	Pas d'unité centrale mais coût élevé pour chaque capteur. Le coût du système est proportionnel au nombre de segments à analyser
Robustesse	Sensible au WiFi et à l'eau Fragilité des fils	Sensible au WiFi et à l'eau

En résumé, pour les petits squelettes (≤ à 5 capteurs), l'architecture distribuée était plus adaptée dans la consommation d'énergie et le coût. Pour les systèmes plus importants (≥ 5 capteurs), l'architecture centralisée était plus efficace, bien que plus complexe à développer. La principale limite pour le traitement distribué pourrait être le débit de données sans fil, ainsi que la synchronisation de ces données lors d'un enregistrement de longue durée. Ce point a fait l'objet d'une validation spécifique (*cf. partie 6.3 du CHAPITRE 2 : Synchronisation des capteurs*).

6.2.4. Intégration d'un GPS différentiel

Le DGPS est une amélioration du GPS (Bajaj *et al.*, 2002) utilisant un réseau de stations fixes de référence qui transmet l'écart entre les positions indiquées par les satellites et leurs positions réelles connues. Le GPS *Real Time Kinematics* (RTK) que nous avons testé est le mode différentiel le plus élaboré puisqu'il permet d'éliminer en grande partie les erreurs contenues dans les signaux suite à la propagation dans l'atmosphère (Figure 48). La propagation dans l'ionosphère constitue l'erreur la plus importante. En effet, l'ionisation du milieu de propagation provoque des réflexions et des réfractions des ondes électromagnétiques. La mesure du temps de propagation effectuée par le récepteur GPS est

donc faussée. Le RTK nécessite deux récepteurs, une station immobile appelée « base » et un récepteur mobile appelé « rover ». Le récepteur capte et analyse les signaux émis par plusieurs satellites et peut ainsi corriger ses mesures de positions, ce qui permet d'éliminer la quasi-totalité des erreurs et permet d'aboutir à une précision centimétrique (± 2,5 cm) (Feng et Wang, 2008).

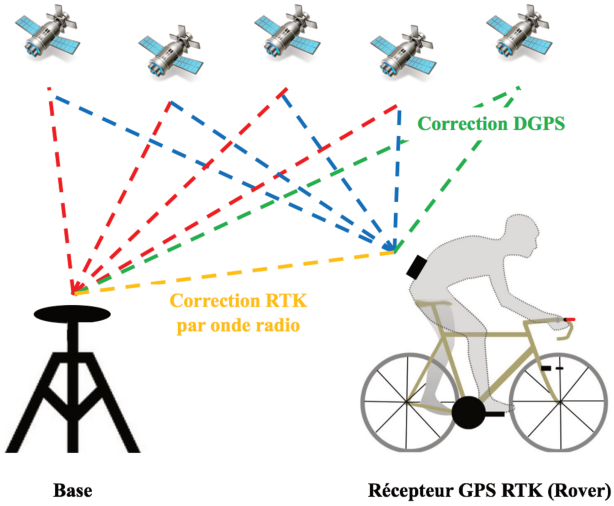


Figure 48. *Schéma représentant le fonctionnement d'un GPS RTK.*

Afin d'étudier la précision de cette technologie en conditions réelles de locomotion, le GPS SMARTNAV RTK (Drotek, Avignonet-Lauragais, France) a été fixé sur le vélo d'un cycliste (Figure 49) puis testé sur un parcours de 10 km alternant les zones dégagées et les zones boisées.

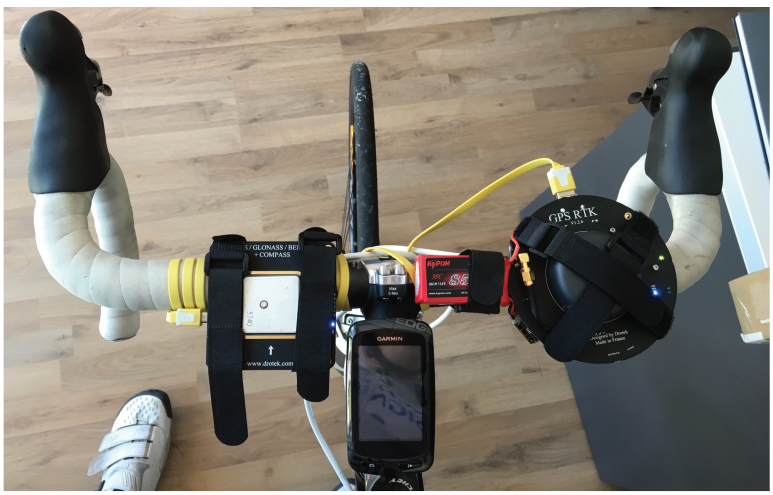


Figure 49. *Image représentant l'emplacement du GPS SMARTNAV RTK (à droite) et du module Ublox NEO-M8T + Magnétomètre HMC5983 lors d'une pré-expérimentation sur le terrain.*

Les résultats obtenus lors de nos différents tests montrent que la précision du GPS RTK était sub-métrique lorsque la zone était dégagée (Figure 50). Cependant, la précision était moins bonne (± 10 m) lorsque la zone était boisée (Figure 51).

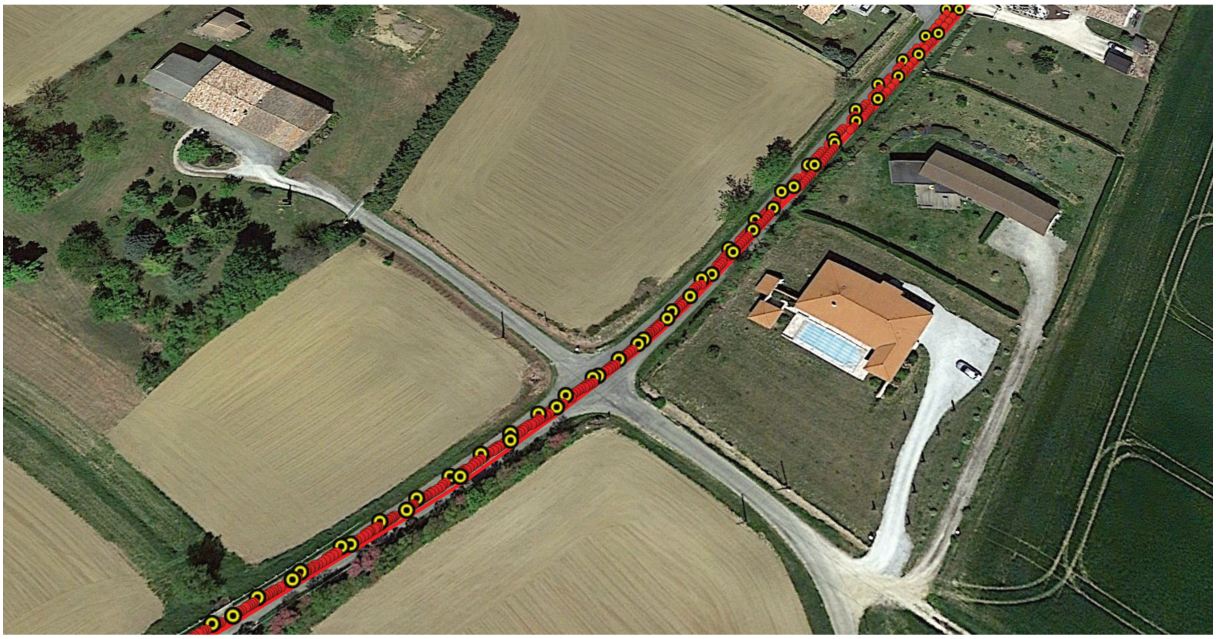


Figure 50. *Trace du GPS RTK obtenue dans une zone dégagée lors d'une pré-expérimentation sur le terrain.*

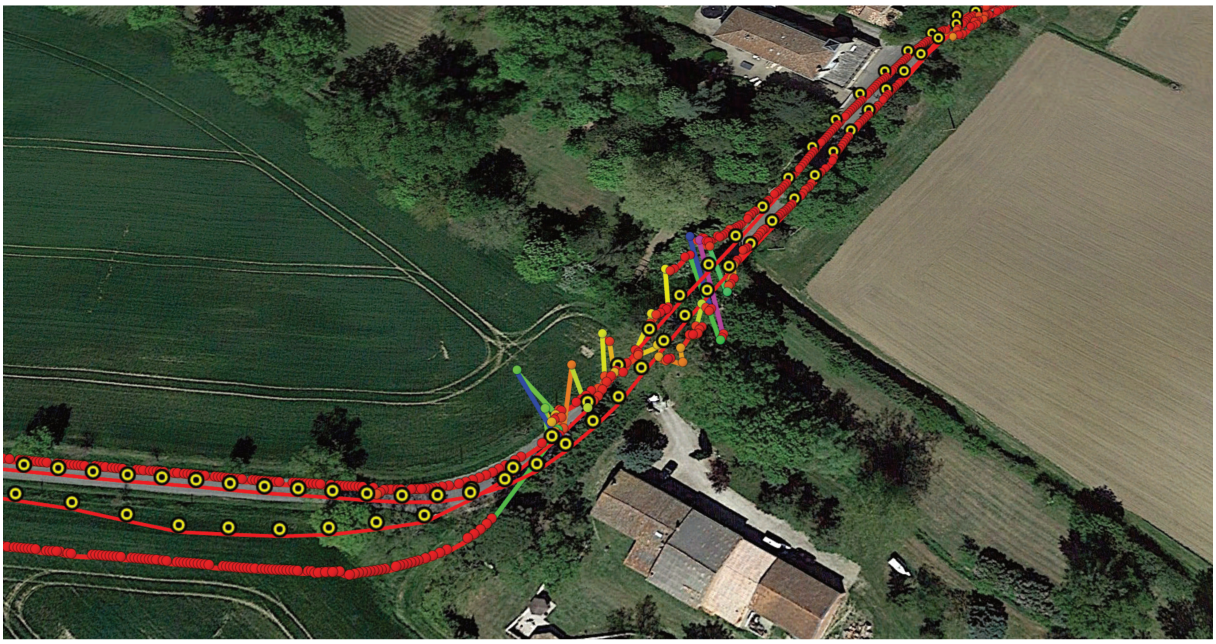


Figure 51. *Trace du GPS RTK obtenue dans une zone boisée lors d'une pré-expérimentation sur le terrain.*

Les erreurs de V_d, induites par les écarts de position observés, ne permettraient pas de mesurer précisément la P_{bassin} sur la base des équations trigonométriques décrites par Belli *et al.* (1992). Ces auteurs calculaient la position du centre de masse en laboratoire via un bras cinématique (*cf. partie 3.2.2.3 du CHAPITRE 1 : Le bras cinématique*) en prenant en compte la longueur des barres rigides ainsi que les angles de rotation des articulations :

$$x(t) = l \cdot \sin(a_1(t)) + l \cdot \sin(a_1(t) + a_2(t)) + l \cdot \cos(a_3(t))) \cdot \sin(a_1(t) + a_2(t)) \quad (14)$$

$$y(t) = l \cdot \sin(a_3(t)) \quad (15)$$

$$z(t) = l + l \cdot \cos(a_1(t)) + l \cdot \cos(a_1(t) + a_2(t)) + l \cdot \cos(a_3(t)) \cdot \cos(a_1(t) + a_2(t)) \quad (16)$$

Où $x(t)$, $y(t)$ et $z(t)$ sont les positions du centre de masse dans les axes x, y et z (m), l est la longueur des segments (m), $a_1(t)$, $a_2(t)$ et $a_3(t)$ sont les angles de rotation des différentes articulations (rad).

La vitesse est ensuite calculée en dérivant la position :

$$Vx(t) = \frac{\partial \cdot x(t)}{\partial \cdot t} \quad (17)$$

$$Vy(t) = \frac{\partial \cdot y(t)}{\partial \cdot t} \quad (18)$$

$$Vz(t) = \frac{\partial \cdot z(t)}{\partial \cdot t} \quad (19)$$

Où $Vx(t)$, $Vy(t)$ et $Vz(t)$ sont les vitesses du centre de masse dans les axes x, y et z ($m \cdot s^{-1}$), par rapport à la vitesse du tapis roulant (V_{tapis}) et sur une demie révolution.

$$Ex(t) = \frac{1}{2} \cdot m \cdot Vx(t)^2 \quad (20)$$

$$Ey(t) = \frac{1}{2} \cdot m \cdot Vy(t)^2 \quad (21)$$

$$Ez(t) = E_{pot\ bassin} + E_{pot\ ascensionnelle} \quad (22)$$

Où $Ex(t)$, $Ey(t)$ et $Ez(t)$ sont les niveaux d'énergie du centre de masse dans les axes x, y et z (J), $E_{pot\ bassin}$ est l'énergie potentielle générée au niveau du bassin et $E_{pot\ ascensionnelle}$ est l'énergie potentielle due à l'inclinaison de la pente.

$$E_{pot\ bassin} = m \cdot g \cdot h \quad (23)$$

$$E_{pot\ ascensionnel} = ((M \cdot g \cdot \sin \alpha) \cdot V_{tapis}) / m \quad (24)$$

Où m est la masse corporelle (kg), g est l'accélération due à la gravité (9,81 $m \cdot s^{-2}$), h est la hauteur du centre de masse (m) par rapport à un repère fixe sur la bande du tapis et au cours d'une demie révolution de la pédale, M est la masse de l'ensemble cycliste-vélo (kg) et α est la pente (°).

$$E_{tot} = Ex(t) + Ey(t) + Ez(t) \quad (25)$$

$$P_{bassin} = (\partial \cdot E_{tot}) / (\partial \cdot t) \quad (26)$$

Où t est le temps d'une demie révolution.

La P_{bassin} produite (en $W \cdot kg^{-1}$) correspond donc aux variations de l'énergie mécanique totale (E_{tot}) au cours de chaque demie révolution.

Pour rappel, ces travaux visaient à intégrer un DGPS dans un capteur distribué pour mesurer la P_{bassin} en position danseuse sur le terrain et pour faire le lien avec mes travaux de Master réalisés en laboratoire avec le bras cinématique de Belli. Les résultats obtenus avec le GPS RTK montrent la complexité de mesurer la P_{bassin} sur le terrain car les erreurs mesurées biaiseraient la mesure de P_{bassin}. Cela expliquerait pourquoi la plupart des études se sont intéressées aux déplacements du centre de masse en laboratoire exclusivement (Carpentier *et al.*, 2017 ; Pinot *et al.*, 2013 ; Schutte *et al.*, 2015).

Quelques tests préliminaires ont été menés avec quatre capteurs distribués. Dans un premier temps, nous avons étudié la synchronisation des capteurs au cours du temps puis nous avons comparé les mesures de nos capteurs avec celles d'un système optoélectronique de référence (Optitrack, NaturalPoint, Inc., Corvallis, États-Unis) dans un second temps. Les données étaient traitées avec un script que nous avons rédigé sur le logiciel Matlab.

6.3. Synchronisation des capteurs

Nous avons réalisé un enregistrement de 1h en appliquant un mouvement connu (rotation du vélo autour de l'axe de la roue arrière en décollant la roue avant du sol) toutes les 5 min. La Figure 52 représente le dispositif de cette expérimentation.

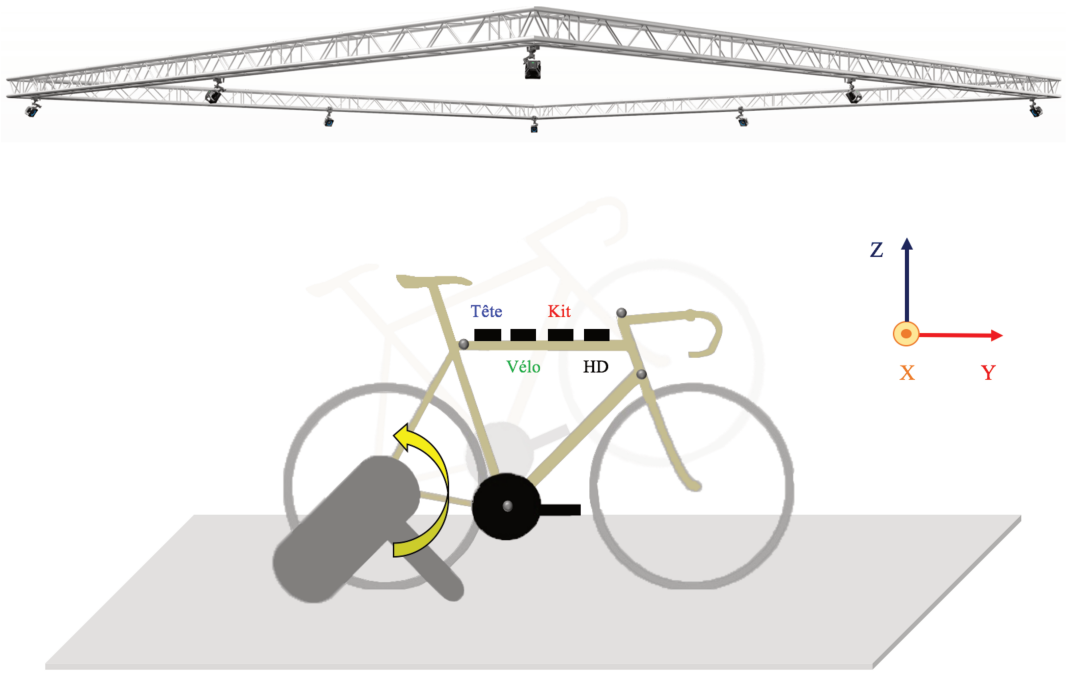


Figure 52. *Vélo équipé de quatre capteurs distribués et de marqueurs réfléchissants.*

La Figure 53 représente les mesures de roulis obtenues au cours de l'enregistrement.

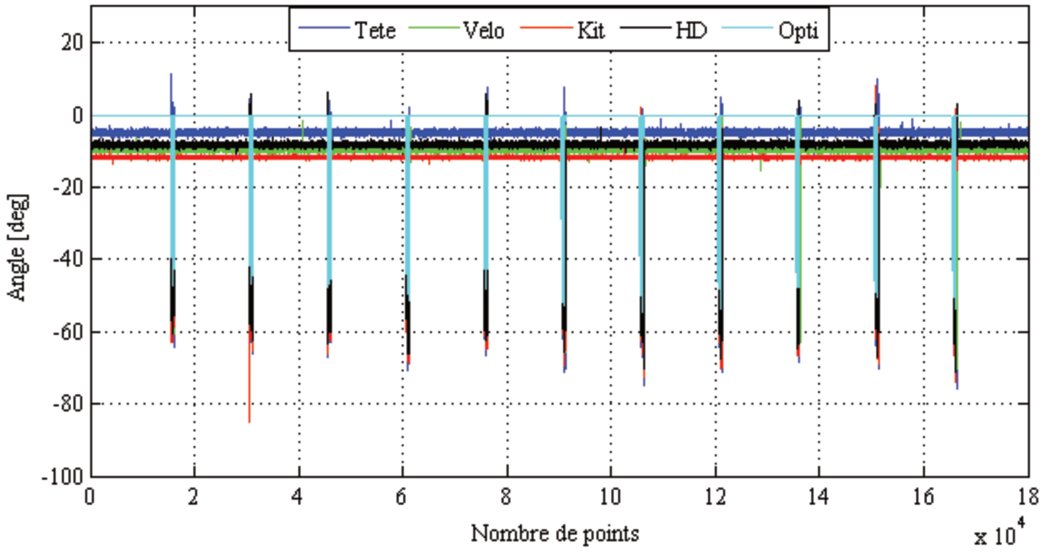


Figure 53. *Représentation des mouvements de roulis réalisés au cours de l'enregistrement.*

La Figure 54 représente la synchronisation des données au début et à la fin de l'enregistrement. Les résultats montrent un écart maximal de 300 points soit 6 s (fréquence d'échantillonnage de 50 Hz) après 1h d'enregistrement.

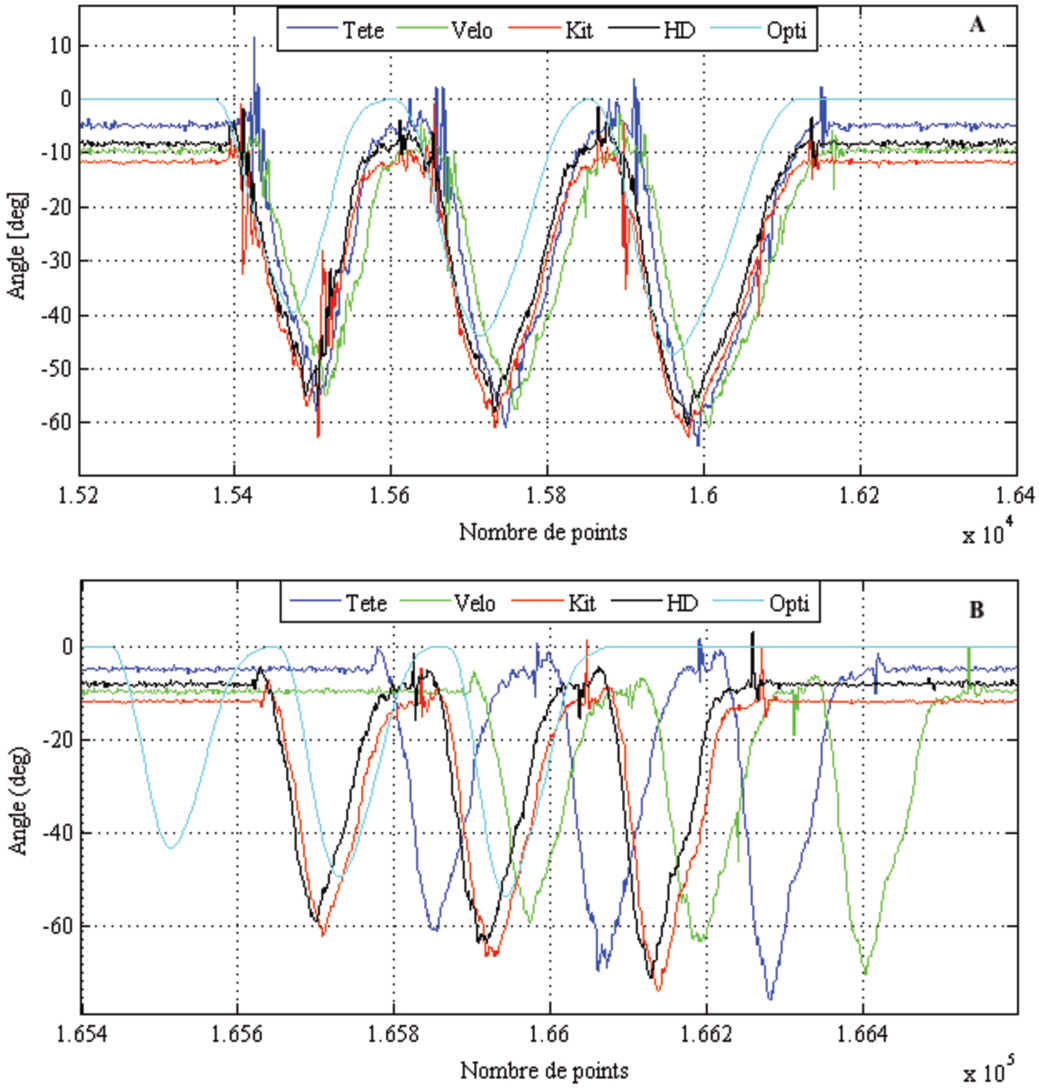


Figure 54. *Synchronisation des mesures au début (A) et à la fin (B) de l'enregistrement.*

Ces résultats confirment le besoin de resynchroniser les données au cours du temps. Cela explique également :

- Le besoin de calibration préalable (Marin-Perianu *et al.*, 2008 ; Salehi *et al.*, 2015).
- Le besoin d'un recalage vidéo (Callaway, 2015 ; Marin-Perianu *et al.*, 2011).

- Le fait que la littérature fasse état de tests sur courte durée (Marin-Perianu *et al.*, 2011) ou de mouvements répétitifs avec une étape connue (Abd Ali Sabti et Thiel, 2015 ; Marin-Perianu *et al.*, 2011).
- Le besoin de grosses et complexes étapes d'estimation/filtrage type Kalman (Luinge et Veltink, 2005 ; Zhu et Zhou, 2004), *Extended Kalman Filter* (EKF), Mahony, etc. qui n'ont pas été abordées durant ces travaux mais constituent à elles seules un verrou scientifique de la robotique humanoïde (Chen, 2012 ; Madgwick, 2010).

6.4. Précision de la mesure sur un mouvement simple

Nous avons testé dans un second temps la précision de la mesure sur un mouvement simple. Les différents capteurs ont été placés sur le râteau de calibration du système Optitrack (Figure 55), qui faisait office de système de référence dans le cadre de ces tests préliminaires. Nous avons réalisé des mouvements de roulis, tangage et lacet afin de comparer les données des différents systèmes.

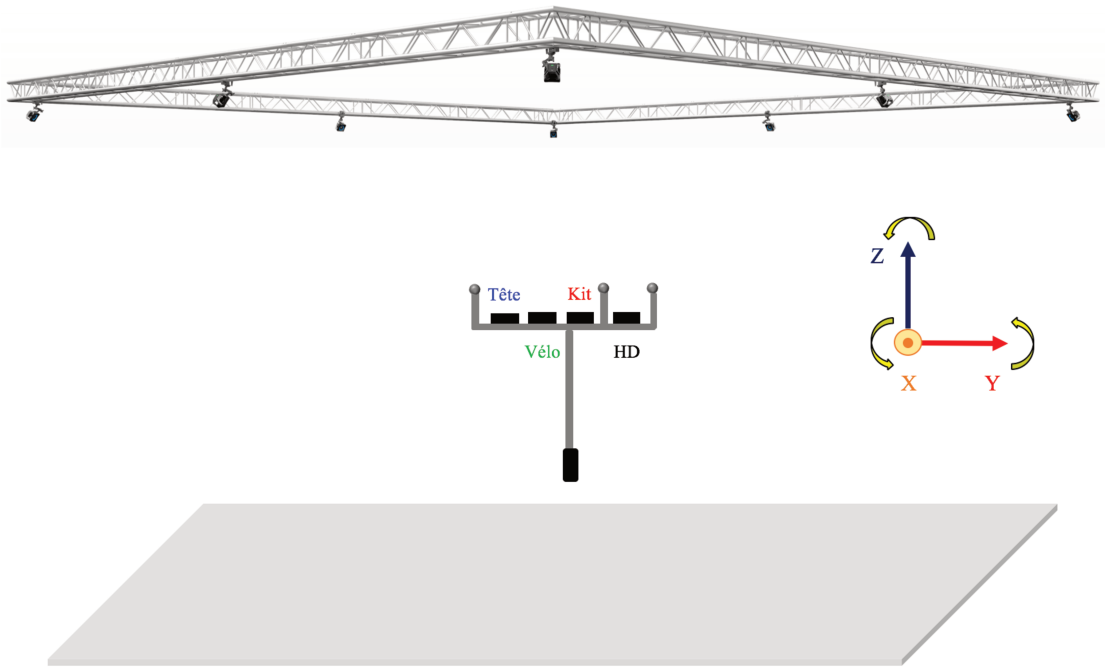


***Figure 55**. Râteau de calibration équipé de quatre capteurs distribués et de marqueurs réfléchissants.*

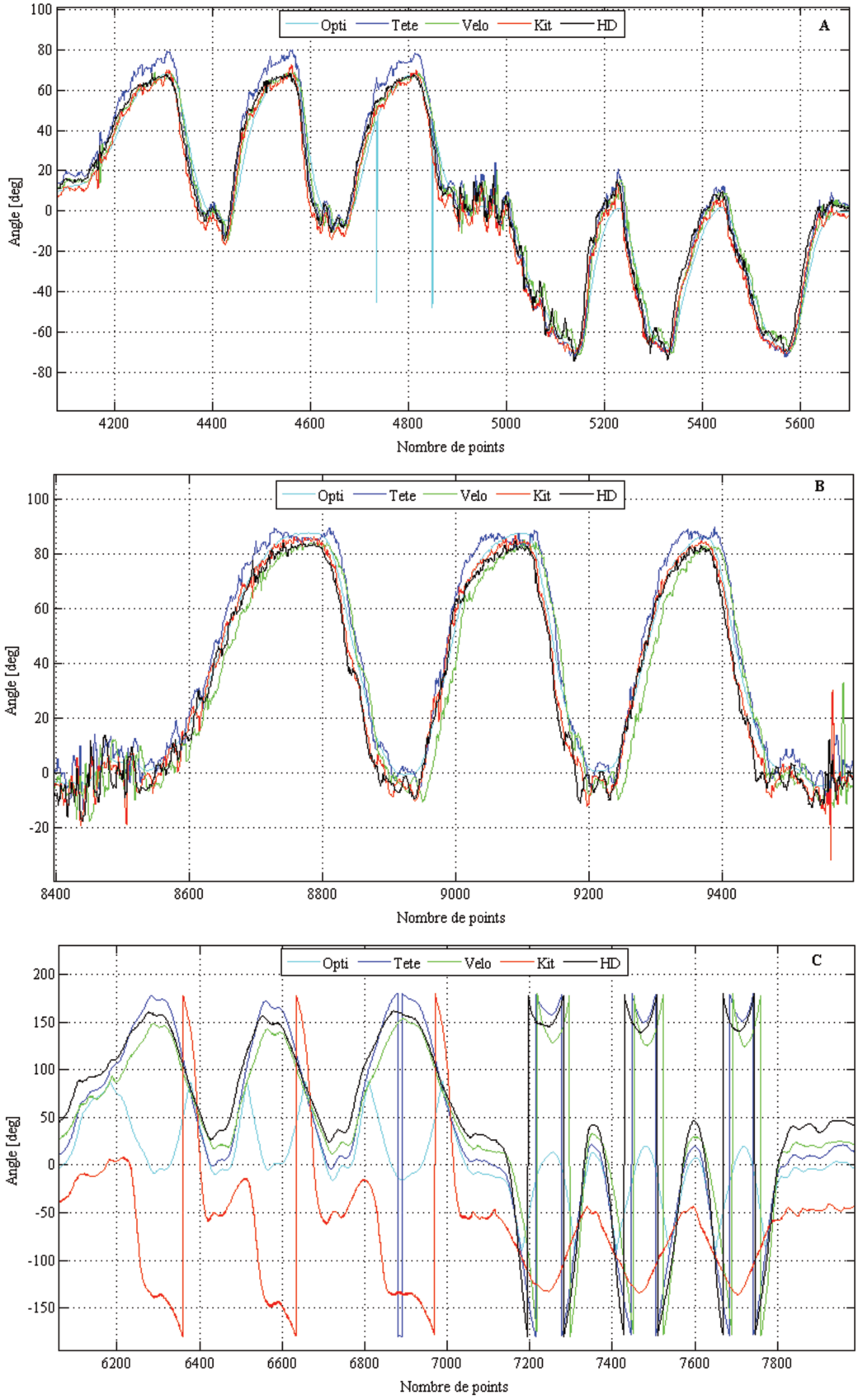


Figure 56. *Mesures de roulis (A), tangage (B) et lacet (C) des différents capteurs lors d'un mouvement simple.*

La Figure 56 montre que les données des capteurs embarqués concordent avec celles du système Optitrack en roulis et en tangage. En revanche, les données en lacet ne semblent pas concorder lors de cette comparaison.

6.5. Précision de la mesure lors d'un effort en danseuse

Nous avons testé la précision de la mesure lors d'un mouvement plus complexe sur le vélo (position danseuse). Les différents capteurs ont été placés sur le vélo, en bas du dos et en haut du dos (Figure 57). Un cycliste a réalisé 5 × (30 s danseuse/ 30 s assis).

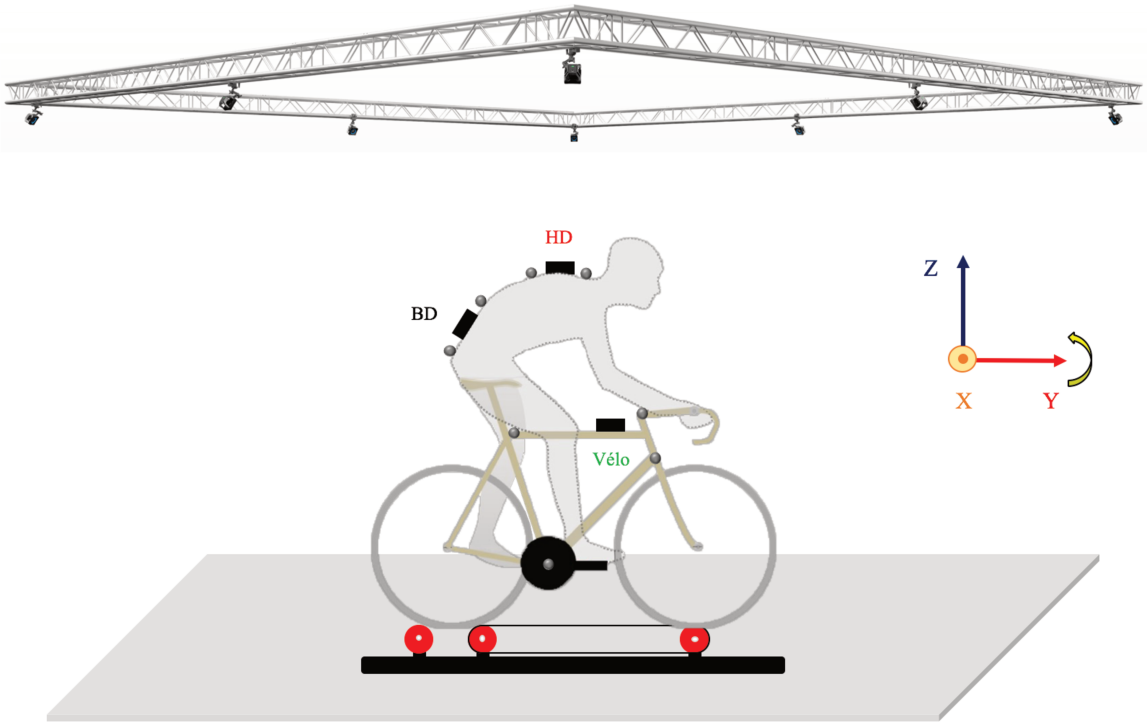


Figure 57. *Ensemble cycliste-vélo équipé de capteurs distribués et de marqueurs réfléchissants en position assise.*

Les données brutes mesurées par les capteurs positionnés sur le vélo et en bas du dos ne semblaient pas comparables avec celles du système Optitrack sur la configuration testée car les marqueurs du système Optitrack n'étaient pas assez visibles par les caméras (Figure 58).



Figure 58. *Emplacement des capteurs distribués et des marqueurs réfléchissants sur le cycliste.*

En revanche, les données du capteur placé en haut du dos étaient comparables (Figure 59).

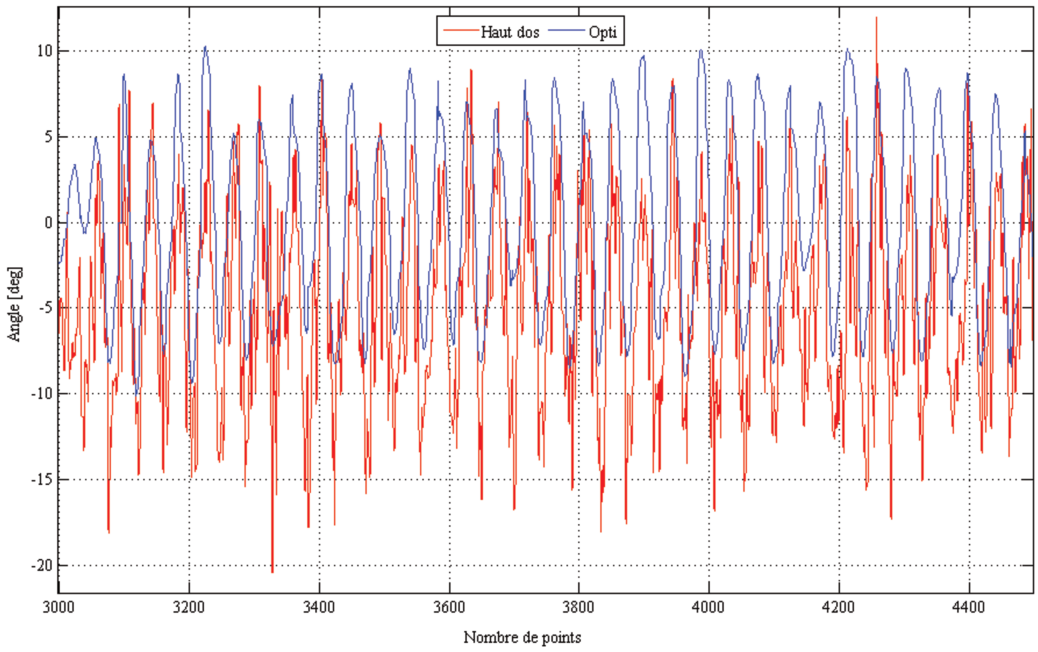


Figure 59. *Mesure de tangage du capteur placé en haut du dos (vs. Optitrack) lors d'un effort en danseuse.*

Nous avons observé que les données en tangage (rotation autour de l'axe anatomique longitudinal) du capteur étaient corrélées avec celles du système de référence ($R^2 = 0,56$). L'analyse de Bland et Altman montre que le biais moyen entre le système Optitrack et le capteur placé en haut du dos était de -5,1 ± 4 ° (IC 95 % : -13 et 2,8 °). Ces résultats montrent

que les données obtenues avec les capteurs distribués sous-estiment de manière homogène et nécessitent à la fois une étape de calibration et un post-traitement (filtrage) pour qu'elles puissent concorder avec celles de notre système de référence.

Conclusion : L'objectif de cette étude était de concevoir des capteurs embarqués utilisables en conditions réelles de locomotion. Parmi les deux architectures que nous avons développées, l'architecture distribuée semble la plus adaptée pour un usage sur le terrain. Malgré tout, les données doivent être resynchronisées au cours du temps avec ce type d'architecture (e.g. recalage vidéo, mouvement répétitif connu, etc.). De plus, une étape de calibration des capteurs semble nécessaire pour réduire le biais que nous avons mesuré lors de notre expérimentation. Enfin, une étape de traitement des données (e.g. filtrage) doit également être réalisée pour que les données concordent avec celles mesurées par le système de référence.

7. Conception d'une application pour l'évaluation de la surface frontale

Bien que le SC_x soit le paramètre principal caractérisant la composante aérodynamique de la position du cycliste, il convient de relever qu'il existe des méthodes simples et peu onéreuses permettant d'évaluer le S *(cf. partie 3.4.6 du CHAPITRE 1 : Méthodes d'évaluation de la surface frontale)*. Ainsi, le calcul de ce S peut donner une première information de l'aérodynamisme du système cycliste-vélo (Debraux *et al.*, 2011). La principale limite de cette méthode réside dans le temps de traitement (l'opérateur doit en effet importer les images puis les détourer avant d'obtenir le S). L'objectif de cette étude était de développer une application pour l'évaluation de S d'un cycliste de face pédalant sur un home-trainer de manière automatisée (Figure 60).

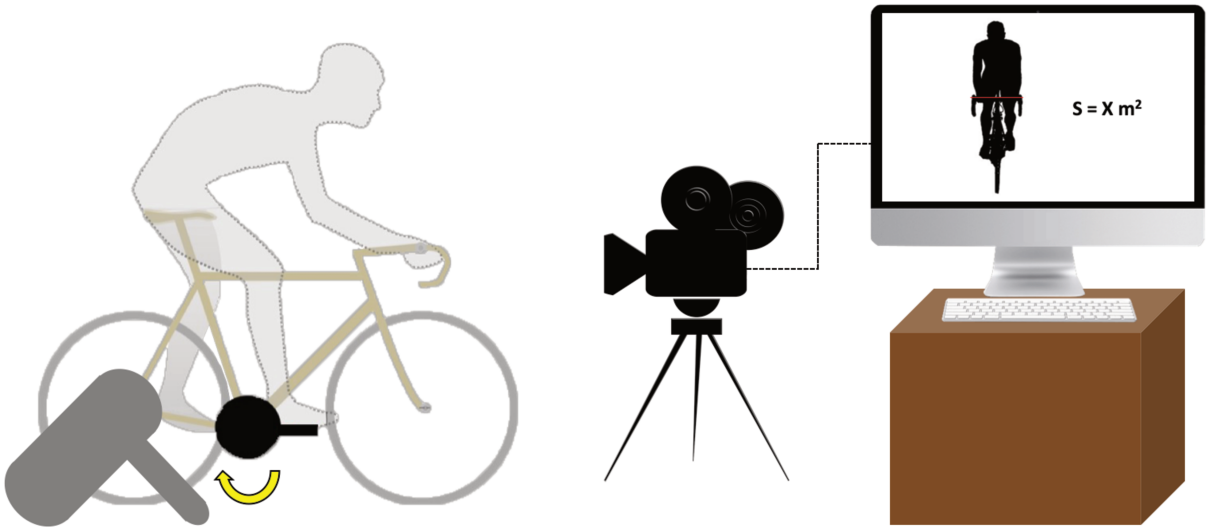


Figure 60. *Représentation d'un cycliste filmé de face sur un home-trainer pour déterminer sa surface frontale (S).*

7.1. Expression fonctionnelle du besoin

Rappel des besoins :

- Lecture de vidéos de différents formats.
- Détourage automatique de la silhouette de l'ensemble cycliste-vélo filmé de face : traitement image par image.
- Calcul de S sur l'intégralité de l'enregistrement : conversion de pixel en m^2.

7.2. Conception

Nous avons utilisé le logiciel Python (Python Software Foundation, Beaverton, États-Unis) ainsi que la librairie openCV qui permettait d'effectuer des opérations de traitement vidéo en temps réel. « *Tk interface* » (Tkinter) est un module intégré à la bibliothèque standard de Python offrant un moyen de créer des interfaces graphiques. La Figure 61 représente le schéma de principe de l'application pour l'évaluation de S.

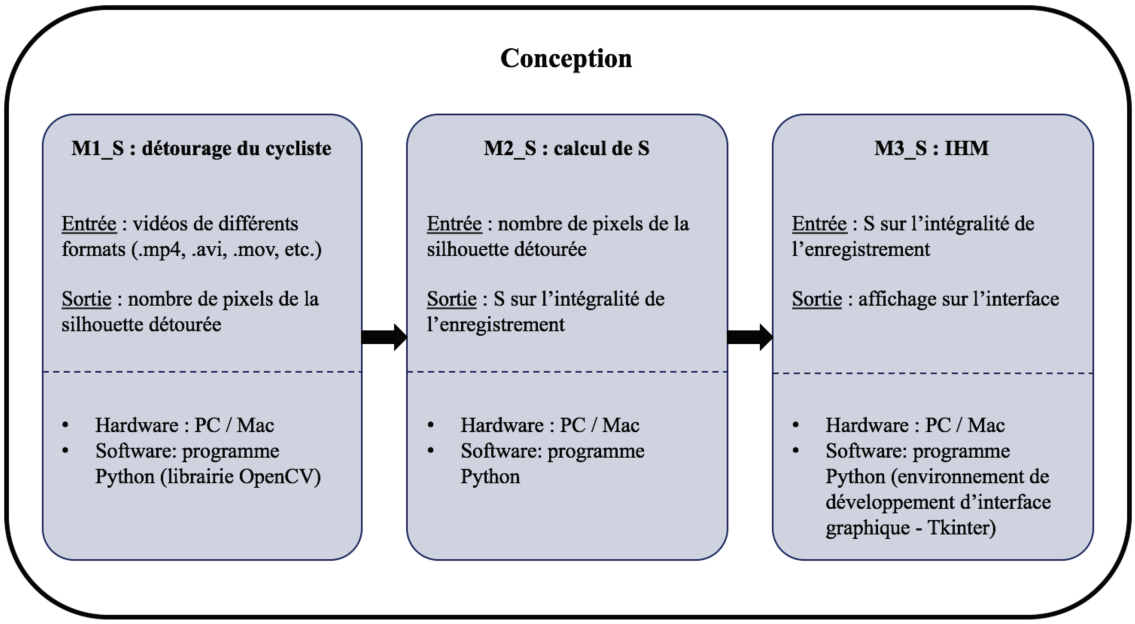


Figure 61. *Schéma de principe de l'application pour l'évaluation de la surface frontale (S).*

Différents modules ont donc été élaborés afin de répondre à nos besoins. Le premier module (M1_S) consistait à détourer automatiquement la silhouette de l'ensemble cycliste-vélo filmé de face. Le second module (M2_S) consistait à calculer le S sur l'intégralité de l'enregistrement à partir de la surface détourée. Enfin, le dernier module (M3_S) consistait à créer l'interface homme-machine (IHM) de l'application.

7.2.1. Module 1 : détourage du cycliste

Le fichier detourage.py regroupe les principales fonctions permettant de détourer la silhouette de l'ensemble cycliste-vélo à partir d'une vidéo enregistrée de face. La fonction principale utilisée (detourageVideo) comprend deux entrées, la vidéo et une surface « modèle » du

cycliste. Il suffit de sélectionner une surface qui s'étend de la tête du sportif au guidon du vélo pour déterminer la surface « modèle » (Figure 62).

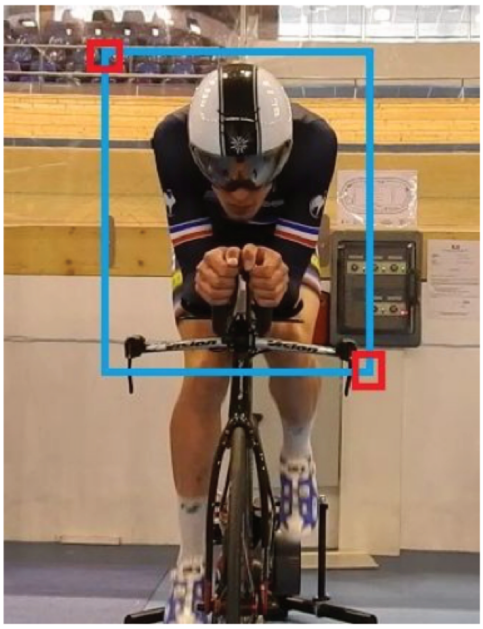


Figure 62. *Sélection de la surface « modèle » du cycliste.*

Un fichier silhouette.avi était alors créé. Ce fichier n'est autre qu'une vidéo en noir et blanc contenant la silhouette détectée (Figure 63). Il est important de mentionner quelques recommandations afin d'augmenter la précision de ce module de détourage :

- La vidéo de face doit être enregistrée avec un arrière-plan de couleur uniforme, ne contenant pas ou très peu de lignes ou petits blocs. La figure ci-dessus est typiquement le mauvais exemple à suivre mais nous avons fait le choix de développer l'algorithme sur une vidéo d'un ensemble cycliste-vélo « difficile » à détourer afin d'étudier la possibilité de détourer un ensemble cycliste-vélo sans arrière-plan standardisé.
- Le cycliste doit porter des équipements (e.g. vêtements, casque, chaussures) de couleurs unies différentes de l'arrière-plan.

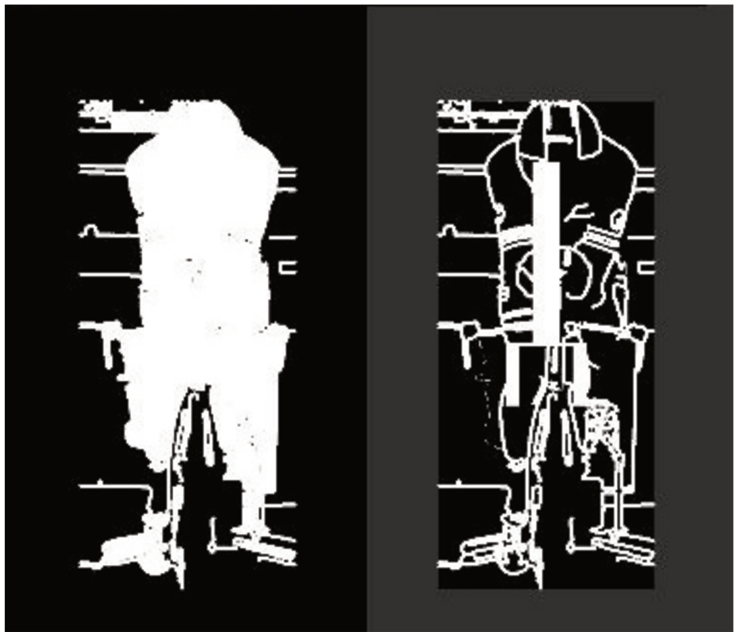


Figure 63. *Silhouette de l'ensemble cycliste-vélo détectée avec le module de détourage.*

Voici l'implémentation adoptée pour réaliser le module de détourage de l'ensemble cycliste-vélo :

- Traitement image par image : nous avons choisi de traiter la vidéo comme une séquence d'images, c'est pourquoi l'algorithme est aussi applicable pour une seule image.
- Filtre de Canny pour la détection des contours de chaque image.
- Dilatation pour la fermeture des contours détectés par le filtre de Canny.
- Algorithme de remplissage permettant de combler les contours détectés par le filtre de Canny (après dilatation).
- Template matching : lorsque les délimitations sont remplies, l'algorithme ne doit pas prendre en compte les contours se situant dans l'arrière-plan n'ayant aucun rapport avec la silhouette de l'ensemble cycliste-vélo. Il s'agissait alors d'introduire la surface « modèle » pour détecter la position du cycliste sur l'image (Brunelli, 2009).

7.2.2. Module 2 : calcul de la surface frontale du cycliste

7.2.2.1. Calcul de la taille d'un pixel

La première étape pour le calcul de S du cycliste était de calculer la taille d'un pixel de l'image. Pour cela, l'utilisateur devait sélectionner deux points aux extrémités du guidon et renseigner la largeur réelle (en cm) de ce dernier (Figure 64). Cette fonction était basée sur le calcul de la pente entre deux coordonnées. Le calcul était effectué à une seule reprise dans l'application. La fonction traitant cela prenait donc en entrée les coordonnées des deux points extrêmes du trait représentant la largeur du guidon et obtenait la taille d'un pixel en m^2.



Figure 64. *Sélection du repère de dimension connue.*

7.2.2.2. Calcul de la surface frontale

Une fois que la taille d'un pixel est connue, il suffit de compter le nombre de pixels blancs de la vidéo détourée et de calculer son aire (en m^2) en multipliant le nombre de pixels blancs de l'image par leur taille. On obtient alors le S de l'ensemble cycliste-vélo en m^2 au cours de l'enregistrement (Figure 65). Les valeurs moyenne, minimale et maximale sont ensuite calculées dans l'application. Dans notre cas, le S moyen de l'ensemble cycliste-vélo était de 0,278 m^2 alors que les S minimale et maximale était de 0,265 et 0,295 m^2, respectivement. La valeur moyenne de S est cohérente avec la littérature puisque Garcia-Lopez *et al.* (2008) ont mesuré un S moyen de 0,301 ± 0,011 m^2. En revanche, les variations de S durant le cycle de pédalage sont moins cohérentes. Nous observons une variation de 11 % entre les valeurs minimale et maximale. Il est important de noter que le SC_x

varie (~20 %) selon la position des manivelles, et par conséquent des jambes, durant le cycle de pédalage (Crouch *et al.*, 2014a ; Crouch *et al.*, 2016 ; Griffith *et al.*, 2014). Cette fluctuation de SC_x est due principalement au C_x, puisque le S varie de seulement 2 % au cours du cycle de pédalage. Deux éléments pourraient expliquer la différence entre notre résultat (11 %) et ceux de la littérature (2 %). Le premier est lié à la capacité du cycliste à maintenir sa position, notamment la position de sa tête qui contribue grandement aux variations de S. Le second serait dû à notre algorithme qui détecte certains éléments de l'arrière-plan, comme nous pouvons le constater sur la Figure 63.

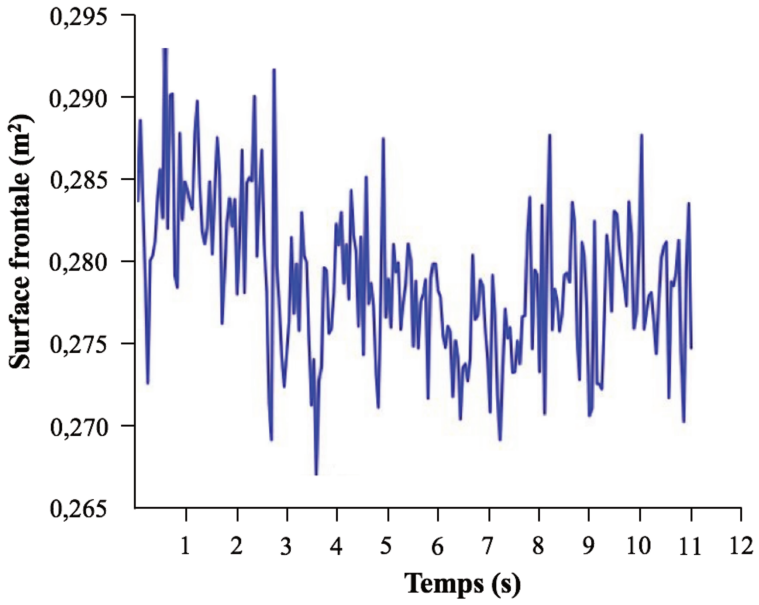


Figure 65. *Graphique représentant l'évolution de la surface frontale d'un ensemble cycliste-vélo.*

7.2.3. Module 3 : interface homme-machine

Le fichier main.py permet de créer une interface entre l'utilisateur et l'algorithme afin que l'utilisateur puisse être guidé pas à pas dans l'analyse de ses vidéos (Figure 66). Il fait donc le lien avec toutes les fonctions décrites précédemment. Après création d'une fenêtre principale, nous avons donc inclus dans notre interface les éléments suivants :

- Des labels, qui représentent très souvent des textes d'explication pouvant guider l'utilisateur.
- Des boutons, qui effectuent une action en cliquant dessus.
- Des champs de saisie, qui permettent à l'utilisateur de transmettre des données qui seront ensuite traitées par l'application.

- Des « *radio button* », qui demandent à l'utilisateur de choisir une option parmi toutes celles possibles.

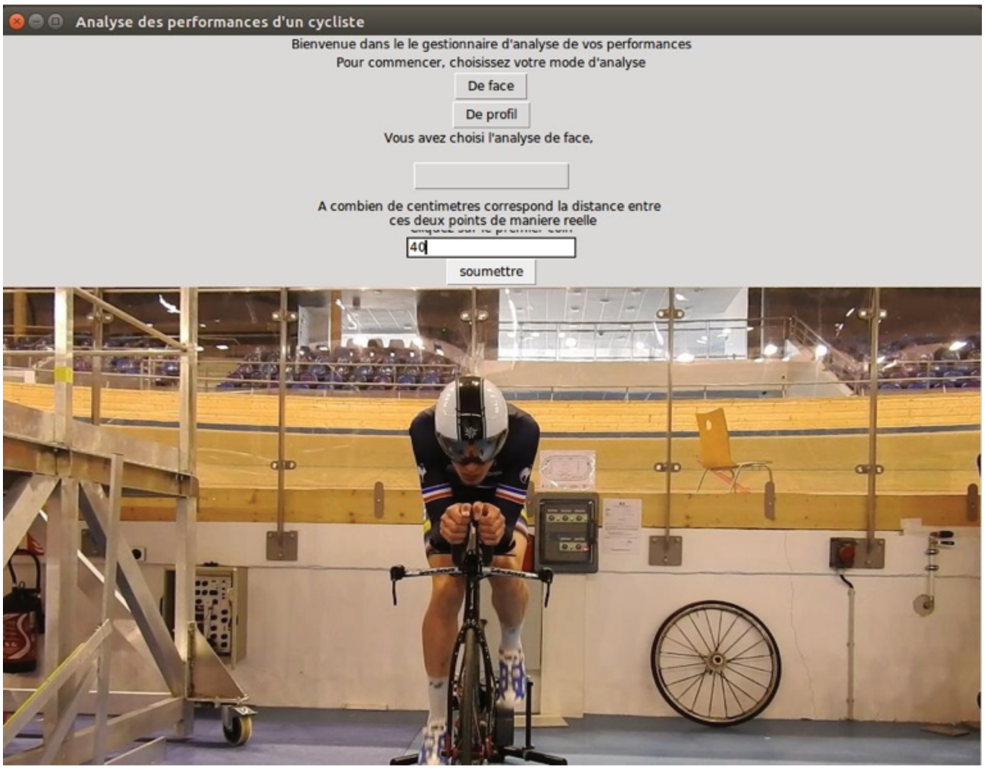


Figure 66. *Image de l'interface homme-machine de l'application pour l'évaluation de la surface frontale.*

Conclusion : L'objectif de cette étude était de concevoir une application pour l'évaluation de S de manière automatisée. L'application que nous avons créée répond aux différents critères évoqués dans le projet. En effet, notre application détoure puis calcule le S de l'ensemble cycliste-vélo après avoir importé une vidéo. Le temps d'exécution du programme informatique est approximativement égal à la durée de la vidéo. Malgré tout, quelques pistes d'amélioration pourraient être développées dans le futur afin que cette application soit encore plus fonctionnelle. L'esthétique de l'interface utilisateur pourrait être améliorée. De plus, il serait intéressant d'intégrer une interface de traitement des données qui permettrait de créer des courbes dynamiques ou d'effectuer des calculs en temps réel. Enfin, l'application pourrait intégrer un module de comparaison permettant de charger les résultats de plusieurs analyses.

8. Conception d'une application pour l'évaluation de la surface frontale effective en temps réel

Comme le montre la *partie 3.4.5.3 du CHAPITRE 1 : Mesure en conditions réelles de locomotion*, l'évaluation de SC_x sur le terrain passe obligatoirement par la mise en place de tests sur vélodrome ou sur route selon trois méthodes : méthode d'analyse de régression linéaire, modèle mathématique et élévation virtuelle. Ces méthodes offrent l'avantage de s'effectuer en conditions réelles de locomotion avec comme seule obligation celle d'utiliser un capteur de $P_{méca}$ valide et un capteur de V_d. Le SC_x est obtenu grâce à un calcul nécessitant les mesures de $P_{méca}$ et V_d. Les limites de ces méthodes résident dans le retour visuel lorsque le coureur réalise ses tests (car les données sont enregistrées dans le compteur) ainsi que dans le temps de traitement (l'opérateur doit importer les données du compteur pour calculer le SC_x). L'objectif de cette étude était donc de développer une application pour l'évaluation de SC_x en temps réel sur vélodrome.

8.1. Expression fonctionnelle du besoin

La Figure 67 représente le schéma global de notre étude. L'application devait être fonctionnelle sur un vélodrome afin d'isoler la V_v mais aussi pour respecter la portée des signaux transmis par les différents capteurs ($P_{méca}$, V_d et FC) ANT+. Le protocole de communication utilisé est un protocole propriétaire (Garmin, Olathe, États-Unis) sur la bande fréquence de 2,4 GHz nommé ANT+. Cette application devait également combiner deux méthodes d'évaluation de SC_x (régression linéaire et modèle mathématique). La méthode d'analyse de régression linéaire permet de mesurer la $P_{méca}$ en fonction de différents paliers de V_d dans des conditions expérimentales spécifiques (*cf. partie 3.4.5.3.1 du CHAPITRE 1 : Méthode d'analyse de régression linéaire*). Elle permet ensuite d'établir la relation fondamentale entre $P_{méca}$ et V_d qui autorise la détermination de SC_x du cycliste en fonction de sa position sur le vélo. Il convient de noter que le SC_x peut également être estimé à partir d'un modèle mathématique (*cf. partie 3.4.5.3.2 du CHAPITRE 1 : Modèle mathématique*). Cette méthode consiste à estimer le SC_x à partir de la $P_{méca}$ mesurée à une V_d constante. À ce jour, aucun système sur le marché n'est en mesure d'évaluer le SC_x selon deux méthodes différentes. L'avantage de combiner ces deux méthodes permet 1) de déterminer le SC_x et le

C_r par itération dans un premier temps (avec la méthode de régression linéaire) puis 2) de fixer le C_r obtenu dans le modèle mathématique dans un second temps.

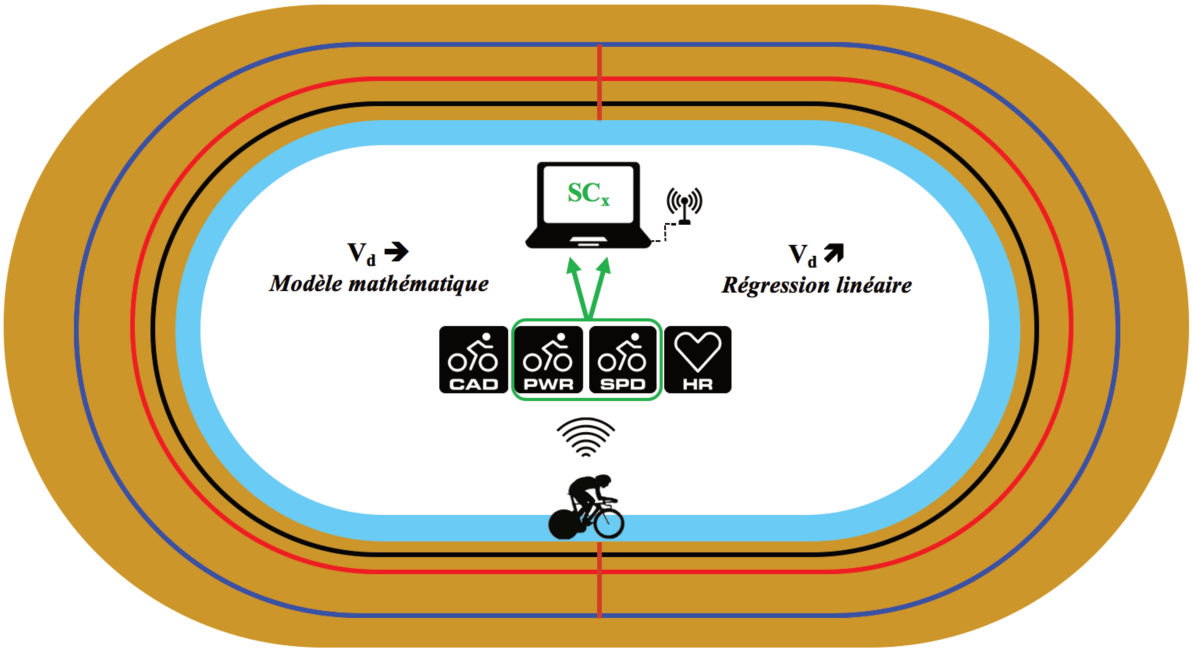


Figure 67. *Représentation de l'application pour l'évaluation de la surface frontale effective (SC_x).*

8.2. Conception

Plusieurs logiciels, et donc plusieurs langages, était en mesure de développer cette application (e.g. Matlab, Python, Labview, etc.) mais nous avons fait le choix d'utiliser le logiciel Matlab sur lequel j'ai acquis le plus de compétences durant ces trois années de thèse. La Figure 68 représente le schéma de principe de l'application pour l'évaluation de SC_x.

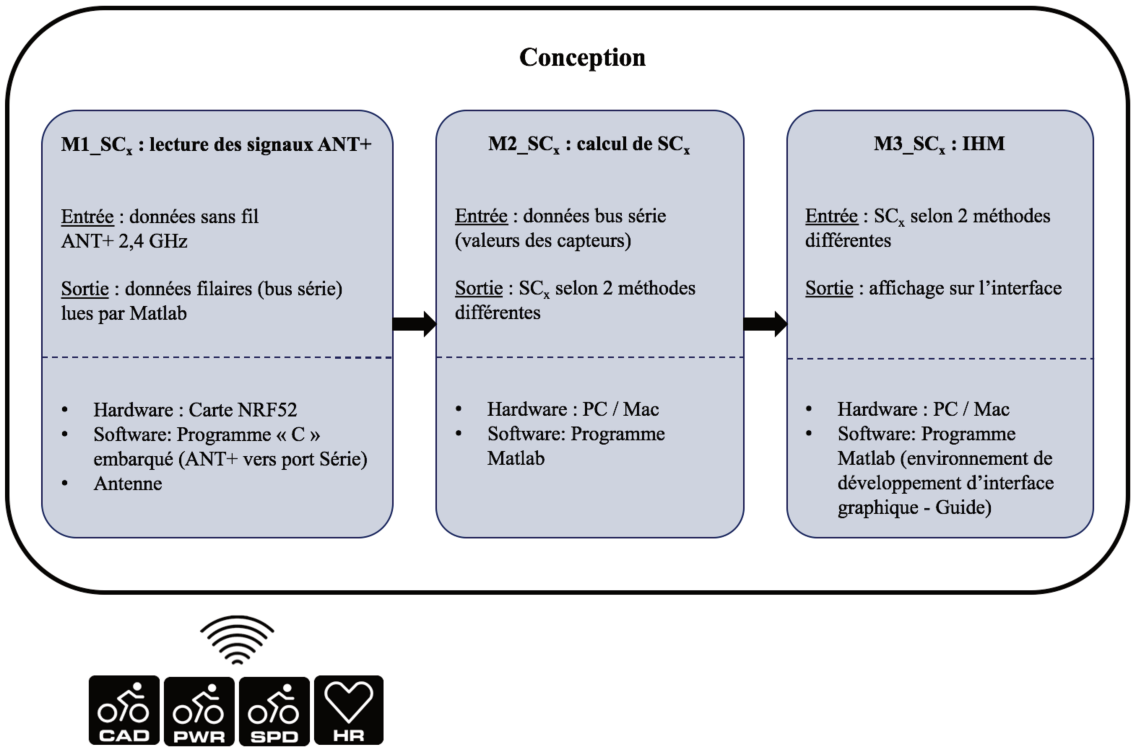


Figure 68. *Schéma de principe de l'application pour l'évaluation de la surface frontale effective (SC_x).*

Différents modules ont donc été élaborés pour mener à bien notre étude. Le premier module ($M1_SC_x$) consistait à lire les signaux ANT+ via un kit de développement Nordic Semiconductor. Le second module ($M2_SC_x$) consistait à calculer le SC_x selon deux méthodes d'évaluation différentes (régression linéaire et modèle mathématique) à partir des mesures de $P_{méca}$ et de V_d. Enfin, le dernier module ($M3_SC_x$) consistait à créer l'IHM qui regroupe l'ensemble des modules précédents en affichant les signaux ANT+ (i.e. $P_{méca}$, V_d, cadence et FC) ainsi que le SC_x sur les graphiques de l'application afin de visualiser l'évolution de chaque variable au cours du temps.

8.2.1. Module 1 : lecture des signaux ANT+

Un kit de développement nRF52 (Nordic Semiconductor, Trondheim, Norvège) (Figure 69) était utilisé pour la lecture des signaux ANT+. Sur ce kit, un programme en langage C assure l'appariement des capteurs avec le kit, l'acquisition des signaux via l'antenne et leur transmission filaire par liaison série vers l'ordinateur.

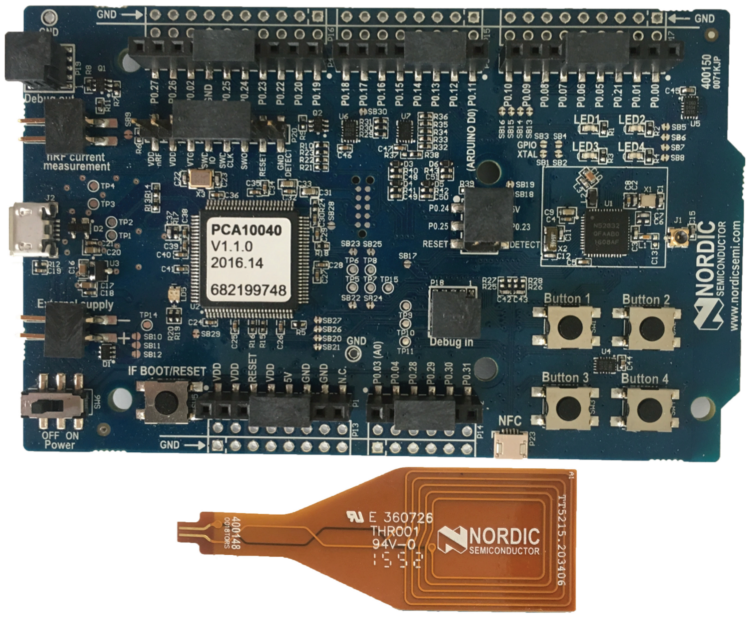


Figure 69. *Kit de développement Nordic Semiconductor nRF52.*

L'appariement des capteurs se fait via un identifiant de canal qui est transmis entre maitre et esclave (les capteurs sont considérés comme esclaves alors que les compteurs (ou notre kit de développement) sont considérés comme maitres).

L'acquisition des signaux via l'antenne implique le décodage de messages ANT+ (Figure 70) utilisant des numéros de pages pour distinguer les différentes données transmises. Le premier octet des données est toujours utilisé pour indiquer le numéro de la page de données. Ce format de message permet d'envoyer plusieurs pages différentes par le capteur avec différentes données dans chaque page. Les données de $P_{méca}$ sont envoyées dans chaque message. Un capteur de $P_{méca}$ ANT+ envoie des pages principales de données à un débit d'environ 4 Hz et transmet un page secondaire de données toutes les 65 pages. Ces pages contiennent des informations sur le fabricant, l'état de la batterie, etc.

La transmission filaire est assurée entre le kit et un ordinateur (mac ou PC) par câble USB, et une configuration de port COM à 115 200 bauds est réalisée sous M1_SC_x (émission) et M2_SC_x (réception). L'alimentation de la carte est également assurée par le câble USB.

Les capteurs de V_d et les moniteurs de FC suivent la même procédure pour la transmission des données via le protocole de communication ANT+. En effet, les données de chaque émetteur sont envoyées au récepteur par l'intermédiaire de pages principales et secondaires.

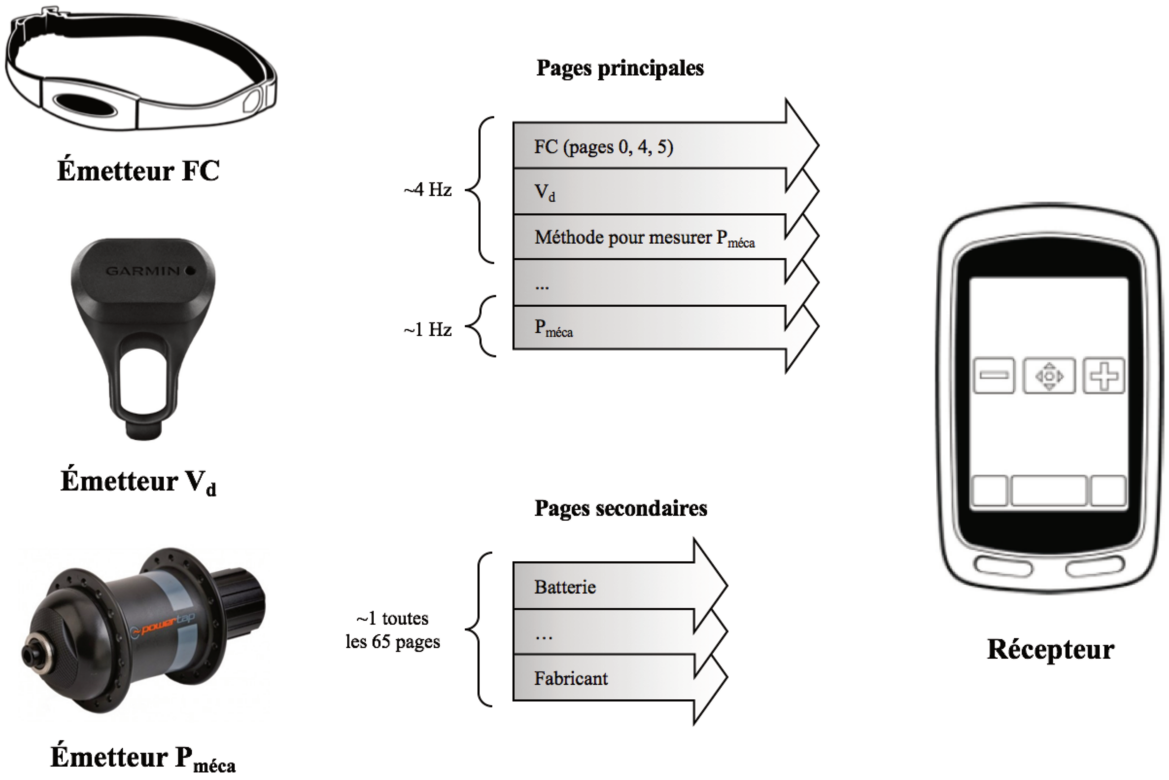


Figure 70. *Schéma représentant la transmission des mesures de puissance mécanique ($P_{méca}$), de vitesse (V_d) et de fréquence cardiaque (FC) via le protocole de communication ANT+.*

8.2.2. Module 2 : calcul de la surface frontale effective

Le calcul de SC_x a été réalisé avec les données de $P_{méca}$ et V_d transmises via le bus série selon deux méthodes différentes : méthode d'analyse de régression linéaire et modèle mathématique. M2_SC_x a été séparé en deux parties : gestion du flux de données entrant d'une part, et traitement des données d'autre part. Ce qui nous a permis, lors de la mise en oeuvre, de valider les deux méthodes codées en utilisant un fichier de données connues (.txt). Cette dernière fonctionnalité reste utilisable pour un fichier de données quelconque (post-processing ou perte de données dans la transmission sans fil).

8.2.2.1. Régression linéaire

Le calcul de SC_x à partir de la méthode d'analyse de régression linéaire a été validé à une fréquence de 1 Hz. La $P_{méca}$ était moyennée pour chaque palier de V_d afin de déterminer

la relation linéaire entre la R_T et le carré de la V_d. L'obtention de cette relation permet la détermination de SC_x du cycliste en fonction de sa position sur le vélo comme nous l'avons montré dans la *partie 3.4.5.3.1 du CHAPITRE 1 : Méthode d'analyse de régression linéaire.* Cette méthode offre l'avantage de s'effectuer en conditions réelles de locomotion avec comme seule obligation celle d'utiliser un capteur de $P_{méca}$ valide et un capteur de V_d.

8.2.2.2. Modèle mathématique

Le SC_x pouvait également être calculé à partir d'un modèle mathématique élaboré par Martin *et al.* (2006). Cette méthode consiste à estimer le SC_x à partir de la mesure de $P_{méca}$ à une V_d constante sur vélodrome et selon l'équation 11. La variable E était fixée à 97,7 % alors que les variables C_r, ρ et m devaient être renseignées dans l'application par l'utilisateur (M3_SC_x). Dans notre exemple, le SC_x moyen de l'ensemble cycliste-vélo était de 0,208 m^2. Cette valeur est en accord avec la littérature (Defraeye *et al.*, 2010a ; Grappe *et al.*, 1997 ; Martin *et al.*, 2006).

8.2.3. Module 3 : interface homme-machine

Une IHM a été conçue pour implémenter l'algorithme afin que l'utilisateur puisse être guidé lors de l'évaluation de SC_x de l'ensemble cycliste-vélo. Cette IHM fait donc le lien entre toutes les fonctions qui ont été évoquées dans les parties précédentes.

Après création d'une fenêtre principale, nous avons inclus dans notre interface les éléments suivants :

- Démarrage et arrêt de l'acquisition, traitement des données, étiquette d'événement et affichage des données traitées (sous forme de boutons).
- Saisie du nom et du prénom de l'athlète et gestion du nom de fichier (sous forme de champs de saisie).
- Le choix entre les deux méthodes de calcul (sous forme de « *radio button* »).
- Affichage des signaux ANT+ ainsi que des données de SC_x calculées (sous format graphique et numérique).

À l'ouverture de l'interface, l'utilisateur doit choisir la méthode d'évaluation de SC_x via les « *radio button* » (nous considérons dans ce cas que les identifiants ANT+ ont déjà été fixés dans le programme « C » du M1_SC_x). Ensuite, il doit renseigner les valeurs de ρ et m pour la méthode de régression linéaire mais également le C_r, en plus des deux variables précédentes, pour le modèle mathématique. En appuyant sur le bouton « *Start collecting* », les signaux ANT+ apparaissent sur les graphiques (Figure 71).

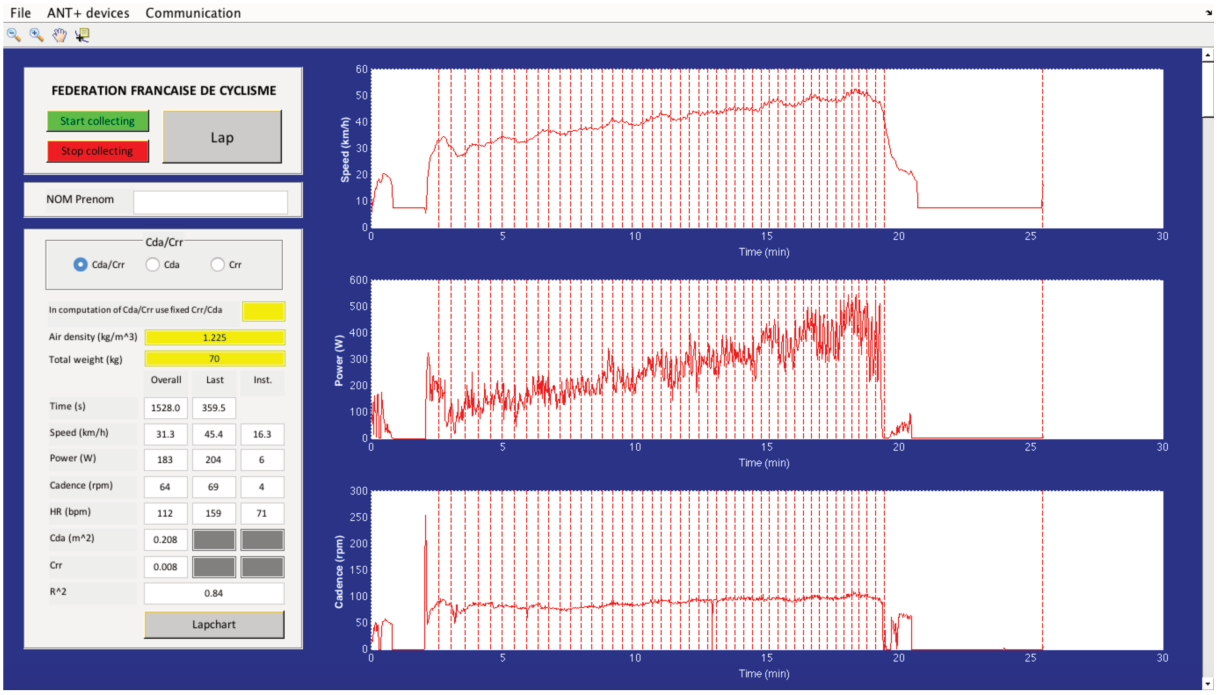


Figure 71. *Affichage des signaux ANT+ sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective.*

Si le « *radio button* » SC_x (C_dA sur l'IHM) est sélectionné, alors le SC_x est affiché selon le modèle mathématique (Figure 72) sinon il est affiché selon la méthode de régression linéaire (Figure 73).

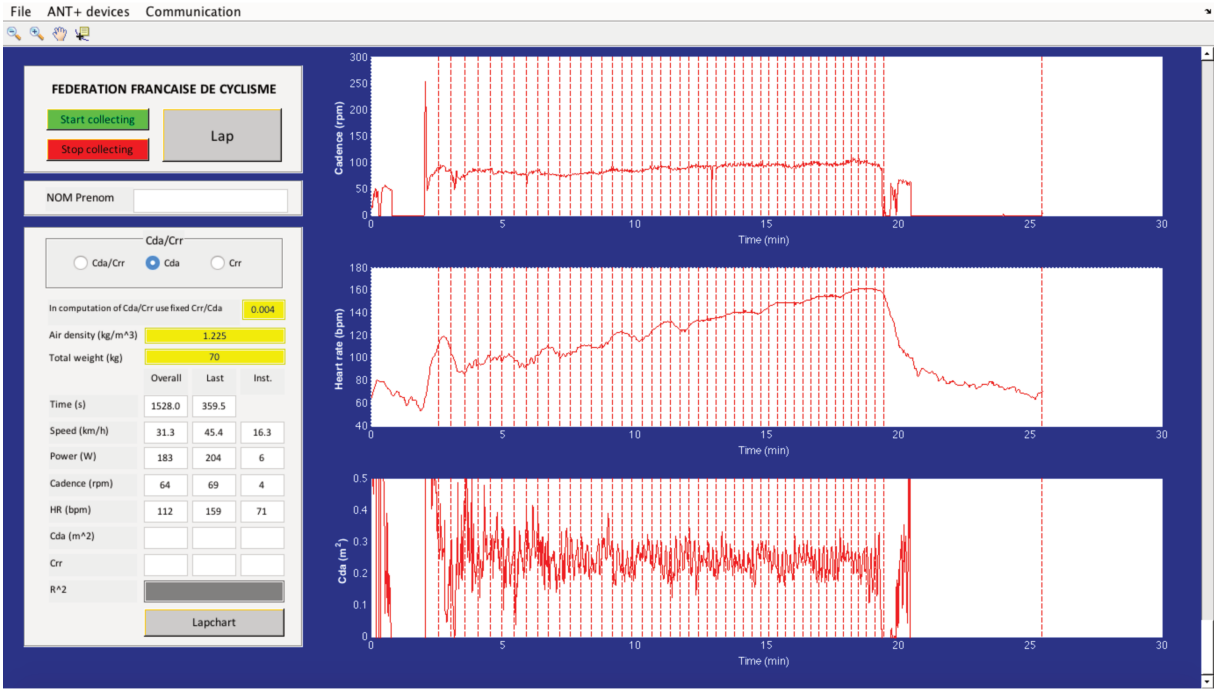


Figure 72. *Affichage de SC_x selon le modèle mathématique sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective.*

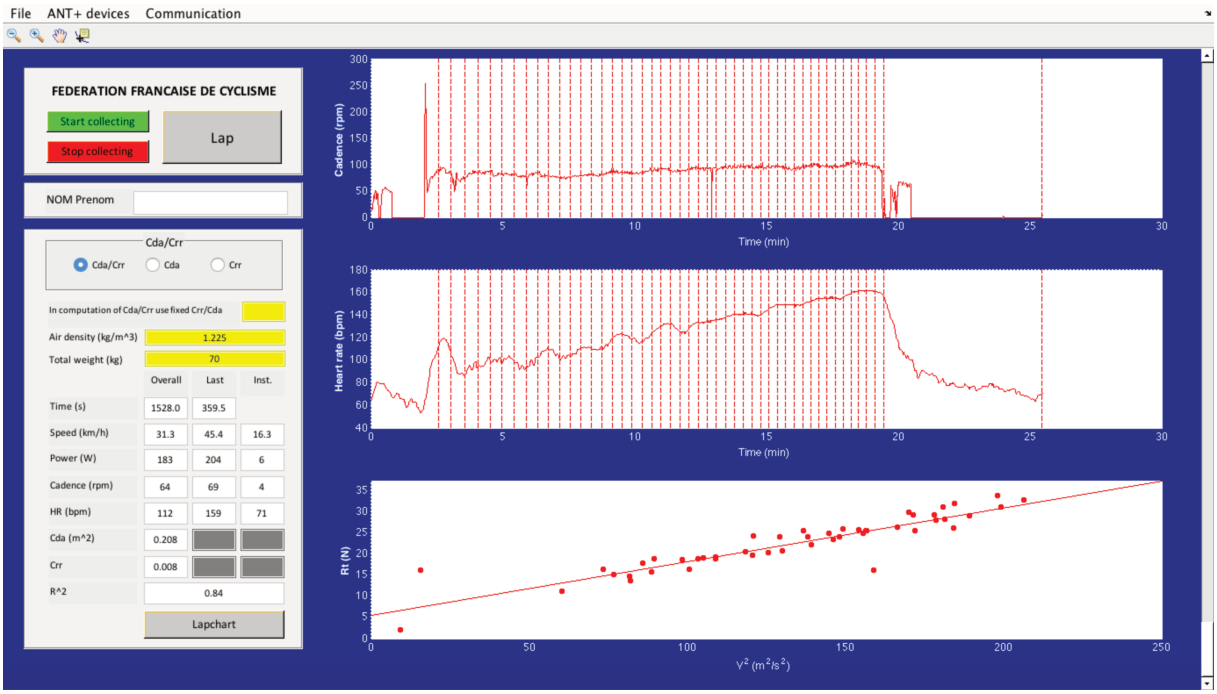


Figure 73. *Affichage de SC_x selon la méthode de régression linéaire sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective.*

Enfin, en cliquant sur le bouton « *Lapchart* » à la fin de l'enregistrement (avec la méthode d'analyse de régression linéaire seulement), l'utilisateur ouvre un tableau dans lequel toutes les données sont moyennées pour chaque palier de V_d (Figure 74).

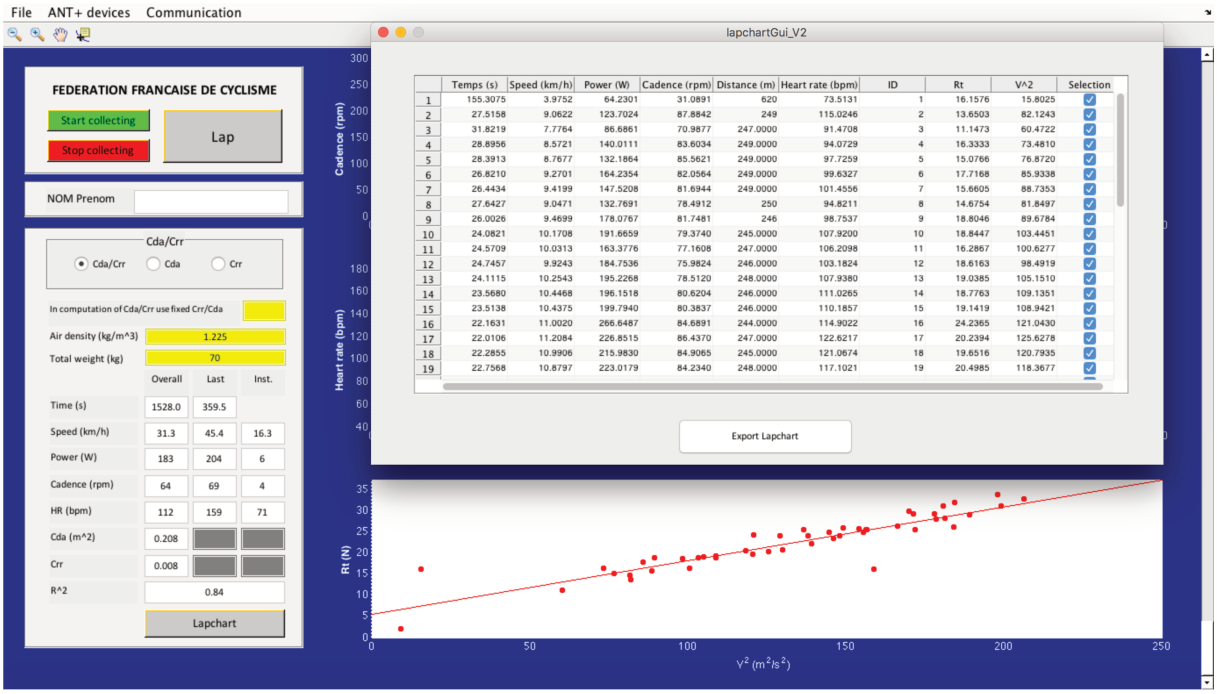


Figure 74. *Ouverture de la Lapchart sur l'application dédiée à l'évaluation de la surface frontale effective.*

8.3. Tests préliminaires

L'objectif de ces tests était de valider la portée de la transmission sans fil pour la réception des données ANT+ ($P_{méca}$, cadence, V_d et FC) sur un vélodrome couvert de 250 m (Saint-Quentin-en-Yvelines, France). Pour cela, un cycliste réalisait 5 tours de piste sur la ligne noire. Le vélo était équipé d'un capteur de $P_{méca}$ (PowerTap G3) et d'un capteur de V_d alors que le cycliste était équipé d'une ceinture de FC. Un compteur Garmin 810 (système de référence) était fixé sur le vélo afin d'enregistrer les données ANT+. Enfin, un ordinateur était placé au centre de la piste avec le dispositif de télémétrie (Figure 75) pour la réception des données ANT+. Ces données étaient ensuite comparées à celles enregistrées dans le système de référence pour vérifier que les mesures étaient bien identiques et que nous ne perdions pas de données.

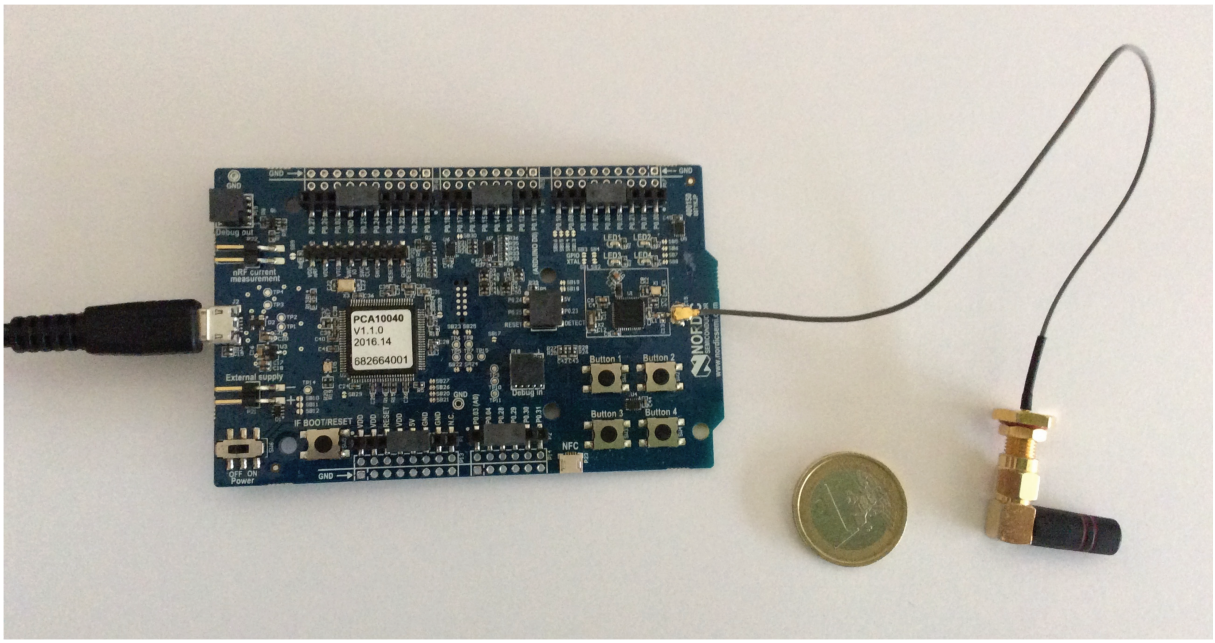


Figure 75. *Image du dispositif de télémétrie.*

Les données étaient traitées sur le logiciel Matlab pour établir la comparaison entre les données enregistrées sur le compteur Garmin 810 et celles enregistrées directement sur l'application via la télémétrie ANT+. L'étude comparative a été réalisée pour chaque variable ($P_{méca}$, cadence, V_d et FC).

Nous observons une bonne corrélation entre les données de notre application et celles du compteur malgré quelques différences dues à :

- La fréquence d'échantillonnage entre les capteurs (1 Hz pour le capteur PowerTap G3 *vs.* 4 Hz pour le capteur de V_d). Le nombre de points représentés sur les Figures 76 et 78 diffère pour une même durée de test.
- Le filtrage des données au niveau du compteur qui lisse ces dernières *vs.* données (brutes) de notre application.
- La réécriture du point précédent sur le compteur Garmin lorsqu'il y a une perte de transmission *vs.* données (brutes) reçues par notre application.

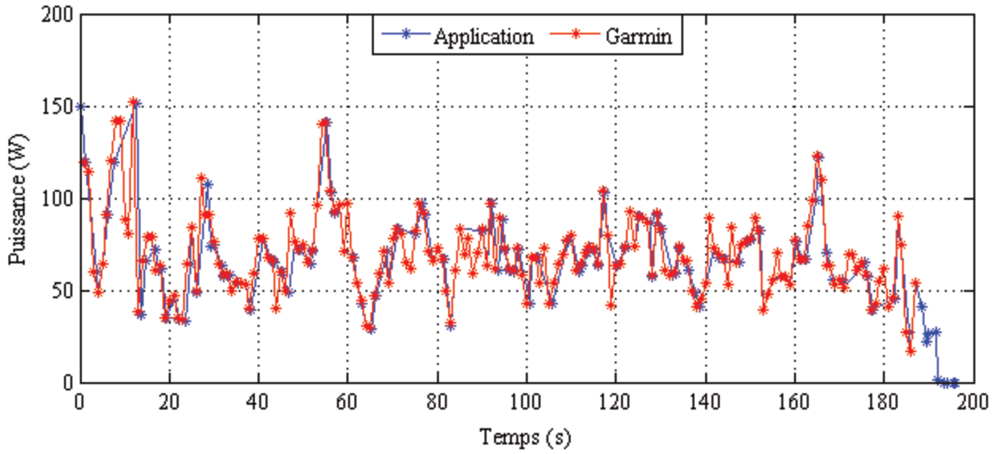


Figure 76. *Comparaison entre les mesures de puissance de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz.*

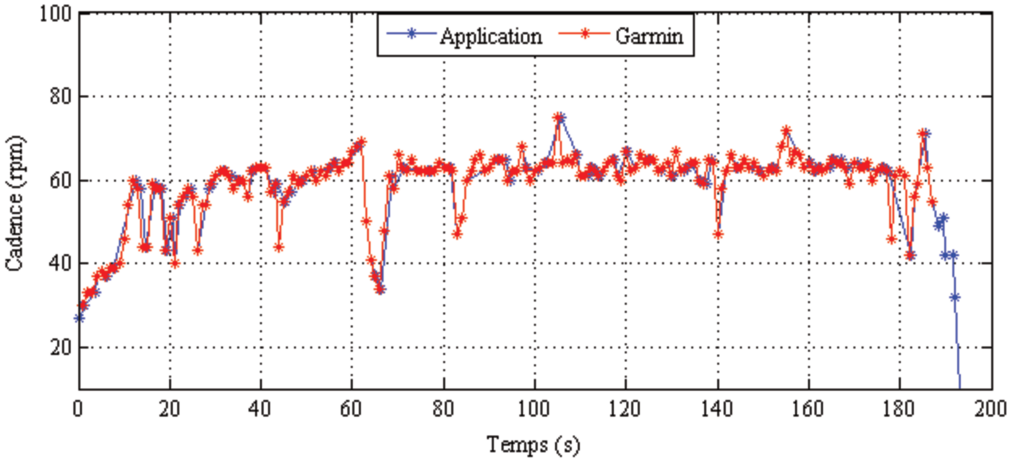


Figure 77. *Comparaison entre les mesures de cadence de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz.*

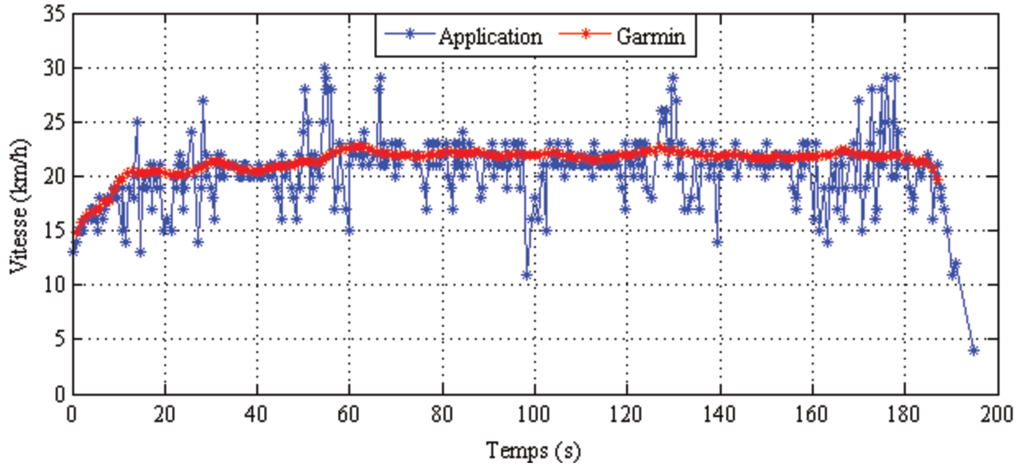


Figure 78. *Comparaison entre les mesures de vitesse de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz.*

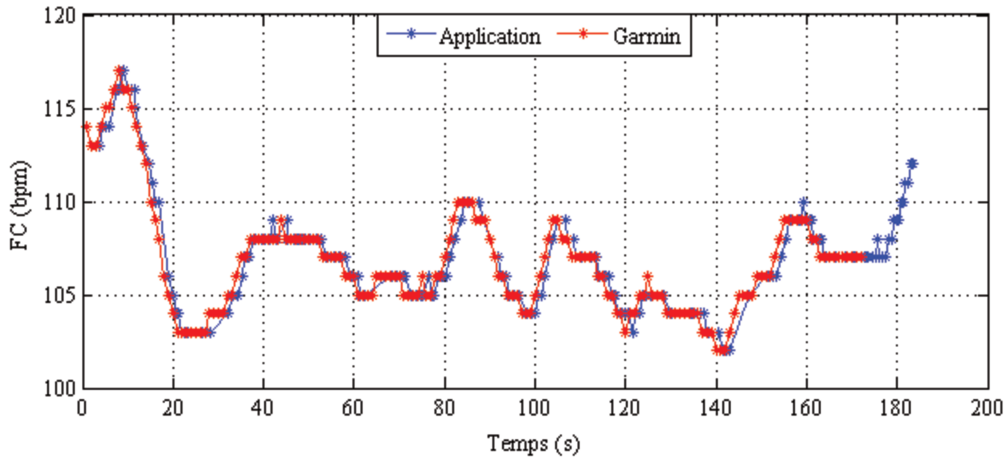


Figure 79. *Comparaison entre les mesures de fréquence cardiaque (FC) de l'application et du compteur Garmin avec l'antenne 2,4 GHz.*

Conclusion : L'objectif de cette étude était donc de concevoir une interface pour l'évaluation de SC_x en temps réel sur vélodrome. L'application que nous avons créée répond aux différents critères évoqués dans les besoins bien qu'elle nécessite encore du développement pour être entièrement fonctionnelle. Ce travail de développement sera réalisé dans le temps restant après la soutenance puisque la collaboration avec la FFC s'étant jusqu'au 31 Mars 2018. Le module de lecture et d'affichage des signaux ANT+ est fonctionnel sur vélodrome avec une antenne de 2,4 GHz. Il est important de rappeler le caractère innovant de ce développement puisqu'à l'heure actuelle, aucune application n'est en mesure de déterminer le SC_x en temps réel selon ces deux méthodes d'évaluation. En ce qui concerne les perspectives, nous envisageons également le développement d'autres modules comme la détection des capteurs ANT+ via l'identifiant de chaque émetteur mais aussi la lecture de tous les capteurs de $P_{méca}$ ANT+, quel que soit leur méthode pour mesurer la $P_{méca}$.

9. Nouvelle méthode pour l'évaluation de la surface frontale effective des cyclistes

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'une communication orale au *4th International congress on sport sciences research and technology support* : « Preliminary study: a new method to assess the effective frontal area of cyclists ».

Résumé détaillé

Preliminary study: a new method to assess the effective frontal area of cyclists

Bouillod A, Oggiano L, Soto-Romero G, Brunet E et Grappe F

État de l'art : Le SC_x est la principale résistance (80-90 %) qui s'oppose au déplacement sur terrain plat en cyclisme (Debraux *et al.*, 2011). Pour réduire la résistance de l'air, les cyclistes adoptent une position aérodynamique sur le vélo afin de réduire le SC_x. Le cycliste représente environ 70 % de la R_a totale tandis que les 30 % restants sont dus au vélo (Blocken *et al.*, 2013 ; Oggiano *et al.*, 2008). Ainsi, la position du cycliste a un impact significatif sur la performance lors d'un CLM sur terrain plat (Oggiano *et al.*, 2008). Les techniques pour mesurer le SC_x sont maintenant très bien connues. Cette variable peut être évaluée de manière fiable en laboratoire ou en conditions réelles de locomotion (Debraux *et al.*, 2011). Les mesures incluent les tests en soufflerie (Davies, 1980 ; Garcia‑Lopez *et al.*, 2008 ; Martin *et al.*, 1998) ainsi que les mesures dynamométriques (Capelli *et al.*, 1993 ; Di Prampero *et al.*, 1979), les tests de décélération (Candau *et al.*, 1999) et les tests incrémentaux (Grappe *et al.*, 1997). En plus de ces méthodes, la CFD utilise des analyses numériques et des algorithmes pour résoudre des problèmes impliquant le flux d'air. Plusieurs études ont utilisé cette méthode dans le domaine du cyclisme (Blocken *et al.*, 2013 ; Defraeye *et al.*, 2010a, b, 2011). Bien que la soufflerie et les tests de terrain fournissent le SC_x total, la CFD peut fournir des informations sur chaque segment du corps ou sur chaque composant du vélo.

Objectif : L'objectif de cette étude était d'évaluer le SC_x d'un cycliste en associant la numérisation 3D et la CFD puis de comparer les résultats avec des mesures réalisées en soufflerie et sur le terrain. Dans cette étude préliminaire, nous avons décidé de ne pas prendre

en compte l'effet du vélo sur le SC_x total et de nous concentrer sur la position du cycliste uniquement.

Méthodes : Un cycliste de haut niveau a été recruté pour réaliser trois tests (numérisation 3D, soufflerie et terrain) avec le même vélo de CLM (Look L96, Look Cycle International, Nevers, France). Un scanner Faro Freestyle 3D (Faro, Villepinte, France) était utilisé pour réaliser la numérisation 3D du cycliste sur son vélo. L'acquisition d'un nuage de points (Figure 80) étaient réalisées avec une résolution de 1 mm en temps réel sur une tablette.



Figure 80. *Modèle obtenu avec le scanner Faro Freestyle 3D.*

Le SC_x était mesuré selon trois méthodes : CFD, soufflerie et terrain. La CFD était réalisée avec le logiciel STARCCM+ de Cd-Adapco. Le modèle 3D obtenu avec la numérisation a été importé dans le logiciel alors que le vélo a été supprimé numériquement. La surface du cycliste a été discrétisée avec un maillage polyédrique. Une soufflerie virtuelle d'une longueur de 21 m et d'une section de 6 x 6 m^2 (Blocken *et al.*, 2013) ainsi qu'un modèle de turbulence k-ε étaient utilisés durant la simulation (Blocken *et al.*, 2013 ; Defraeye *et al.*, 2010a, b, 2011 ; Oggiano *et al.*, 2015). Une soufflerie (V_v jusqu'à 67 $m \cdot s^{-1}$) était utilisée pour mesurer le SC_x avec une veine de 1,47 x 2,6 m^2. Le vélo était fixé sur une plateforme de force circulaire (diamètre de 2,8 m) qui a été calibrée avant le test. Une première mesure était réalisée avec le vélo seulement puis avec l'ensemble cycliste-vélo à intensité modérée et à une V_v de 50 $km \cdot h^{-1}$. Les enregistrements duraient 30 s à partir du moment où la V_v était stabilisée (Garcia-Lopez *et al.*, 2008). En ce qui concerne le test sur le terrain, le cycliste a réalisé un test incrémental de 30 à 50 $km \cdot h^{-1}$ sur un vélodrome couvert de 250 m (Saint-Quentin-en-Yvelines, France). La R_T était déterminée à partir de la $P_{méca}$ et de la V_d : $R_T = P_{méca} \cdot V_d^{-1}$. Le SC_x était ensuite déterminé à partir de la régression linéaire entre R_T et

V_d^2 (Grappe *et al.*, 1997) (Figure 81) : $R_T = \alpha V_d^2 + \beta$, et $SC_x = a / 0{,}5\ \rho$ où ρ ($kg \cdot m^{-3}$) est la masse volumique de l'air. La $P_{méca}$ et la V_d étaient mesurées avec un pédalier SRM et un capteur de V_d, respectivement, synchronisés à un compteur Garmin 810 (Olathe, États-Unis). Les données étaient analysées avec le logiciel TrainingPeaks (WKO4, Peaksware, Boulder, États-Unis). Enfin, une bande sonore (MookyBeeper, Matsport, Saint-Ismier, France) régulait la V_d du cycliste sur le vélodrome.

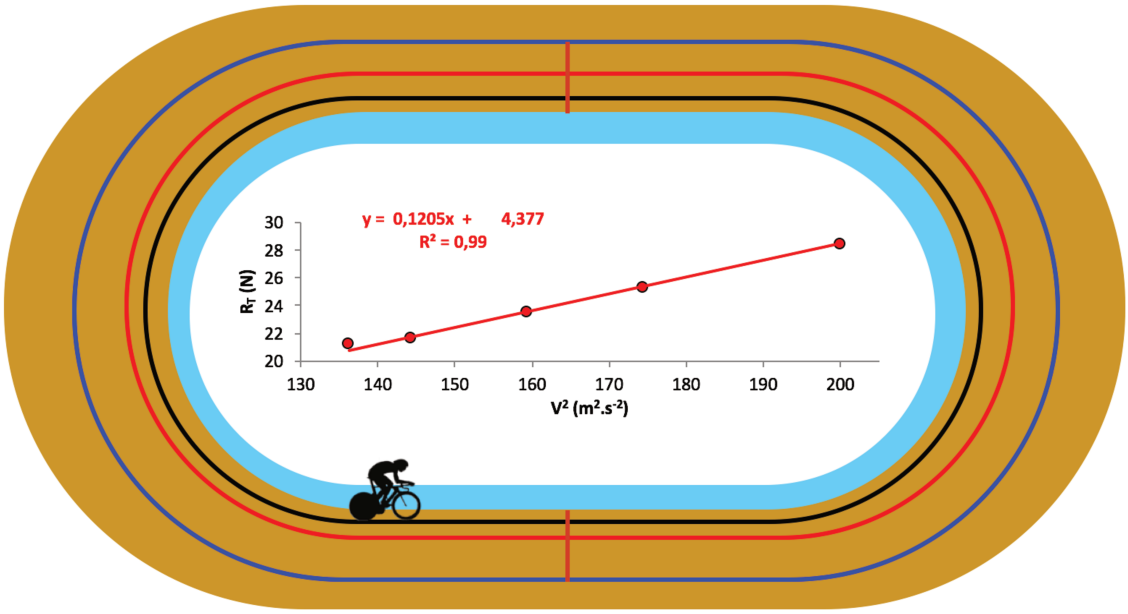


Figure 81. *Représentation du test incrémental réalisé sur vélodrome.*

Résultats et discussion : Le SC_x du cycliste était évalué en associant la numérisation 3D avec la CFD, puis le résultat était comparé avec le SC_x obtenu en soufflerie et sur le terrain. La CFD a été réalisée uniquement sur le cycliste (Figure 82) tandis que les tests en soufflerie et sur le terrain étaient réalisés sur le SC_x total. Ce choix s'explique par une mauvaise qualité de la numérisation 3D sur le vélo. Par conséquent, nous avons soustrait le SC_x du vélo mesuré en soufflerie (0,053 m^2) pour les tests en soufflerie et sur le terrain afin d'obtenir le SC_x du cycliste pour chacune des trois conditions.



Figure 82. *Pression sur le cycliste calculée par modélisation numérique de la mécanique des fluides.*

Le SC_x mesuré en soufflerie était plus faible que celui obtenu en CFD (-10,9 %). Ce résultat semble en accord avec la littérature (Blocken *et al.*, 2013 ; Oggiano *et al.*, 2015). De plus, le SC_x obtenu lors du test terrain était également plus faible que celui obtenu en CFD (-13,1 %) et en soufflerie (-2,4 %). Ce résultat est en accord avec les travaux de Garcia-Lopez *et al.* (2014) qui ont montré que le SC_x était 0,003 m^2 (soit 1,3 %) plus faible sur le terrain qu'en soufflerie.

Conclusion : L'association des méthodes de numérisation 3D et de CFD fournit des données intéressantes pour la science en cyclisme et pour l'optimisation de la position aérodynamique. En effet, cette étude préliminaire réalisée avec un cycliste de haut niveau a montré que l'association de ces deux méthodes était conforme aux mesures réalisées en soufflerie et sur le terrain. Cette étape pourrait être utilisée avant celle de la soufflerie. Cependant, nous avons également trouvé quelques limites concernant la numérisation du vélo et de certains équipements, en particulier sur les pièces réfléchissantes où la numérisation 3D par lumière structurée induit des erreurs de forme. De plus, il est important de noter que la numérisation 3D est réalisée en condition statique sur le vélo. Bien que la numérisation 3D présente quelques limites dans l'évaluation de la position du cycliste, cette technologie pourrait permettre aux scientifiques et aux fabricants de concevoir des équipements individualisés (e.g. casque, combinaison, etc.) afin de réduire davantage la composante aérodynamique de l'ensemble cycliste-vélo.

Preliminary Study: A New Method to Assess the Effective Frontal Area of Cyclists

Anthony Bouillod[1,2,3], Luca Oggiano[4], Georges Soto-Romero[3,5], Emmanuel Brunet[2] and Frederic Grappe[1,6]

[1]*EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France*
[2]*French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France*
[3]*LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France*
[4]*Norwegian University of Science and Technology, Department of Energy and Process Engineering, Trondheim, Norway*
[5]*ISIFC - Génie Biomédical, 23 Rue Alain Savary, Besançon, France*
[6]*Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France*

Keywords: Aerodynamics, 3D Scanning, CFD, Wind Tunnel, Field Cycling.

Abstract: The present work aimed to assess the effective frontal area (AC_d, m^2) of a cyclist using both 3D scanning and Computational Fluid Dynamics (CFD) simulation and compare the results with wind tunnel and field measurements. One elite cyclist was recruited to complete a 3D scanning, a wind tunnel test and a field test. The 3D scanning was analyzed using CFD simulation to determine the AC_d of the cyclist. The CFD AC_d was compared to those measured in both wind tunnel and field tests. The 3D scanning method provides useful data for cycling science and TT position or equipment optimization, by using iterative approach. Indeed, the AC_d obtained after CFD simulation was in accordance with those obtained in both wind tunnel and field testing sessions. Resolution, scanning time and post processing are compatible with an extensive use in real conditions and with a larger number of cyclists.

1 INTRODUCTION

Aerodynamic drag is the main resistance (80-90%) among the total resistive forces (R_T, N) opposing motion on level ground in cycling (Debraux et al., 2011). To reduce air resistance, cyclists adopt a characteristic time trial (TT) position on the bicycle to decrease the effective frontal area (AC_d, m^2). The body of cyclist accounts for about 70% of the total drag while the remaining 30% is due to the bicycle frame and the components (Oggiano et al., 2008, Blocken et al., 2013). Thus, measures of a cyclist's ability to supply mechanical power do not always predict performance time in TT racing (Hoogeveen and Schep, 1997, Balmer, 2000). The cyclist position has a significant impact in the performance on flat terrain to overcome at the maximum the air resistance (Oggiano et al., 2008).

In order to optimize the position by reducing AC_d, experimental tests became common in cycling. The measurement techniques of AC_d are now well recognised. This parameter can be reliably evaluated in laboratory or real cycling conditions (Debraux et al., 2011). The measures include wind tunnel tests (Davies, 1980, Garcia-Lopez et al., 2008, Martin et al., 1998), dynamometric (di Prampero et al., 1979, Capelli et al., 1993), deceleration (Candau et al., 1999) and linear regression (Grappe et al., 1997) methods. All of these have pros and cons. In addition to these methods, Computational Fluid Dynamics (CFD) simulations uses numerical analysis and algorithms to solve and analyze problems that involve fluid flows. Significant results from CFD simulations applied to cycling can be found in several studies (Defraeye et al., 2010a, Defraeye et al., 2010b, Defraeye et al., 2011, Blocken et al., 2013). While wind tunnel and field tests are able to provide the total AC_d acting on the cyclist, CFD also provide drag information on individual body segments or bicycle components, increasing the insight in drag reduction mechanisms and allowing local modifications.

This study aimed to 1) assess the AC_d of a cyclist using both 3D scanning and CFD simulation and 2) compare the results with both wind tunnel and field measurements. In this preliminary analysis, we

Bouillod, A., Oggiano, L., Soto-Romero, G., Brunet, E. and Grappe, F.
Preliminary Study: A New Method to Assess the Effective Frontal Area of Cyclists.
DOI: 10.5220/0006104400670071
In *Proceedings of the 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support (icSPORTS 2016)*, pages 67-71
ISBN: 978-989-758-205-9
Copyright © 2016 by SCITEPRESS – Science and Technology Publications, Lda. All rights reserved

icSPORTS 2016 - 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support

decided to leave out of account the effect of the bicycle on AC_d, and focus on the cyclist position.

2 METHODS

One elite cyclist was recruited to participate in the study. Prior to testing and after having received a full explanation of the nature and purpose of the study, the participant gave his written informed consents. The participant performed three testing sessions (3D scanning, wind tunnel test and field test) with the same road-racing bicycle (Look L96, Look Cycle International, Nevers, France).

2.1 3D Scanning

Our focused application induces some technical specifications, among which:

- The scanned volume, including both cyclist and bicycle (around 4 m^3).
- High resolution scanning (around 1 mm), including ability to scan small details on equipment (bicycle frame, wheels, crank, helmet, skinsuit) or hard-to-reach places (like inside legs or under pedals areas). The resolution must also be compatible with a CFD meshing step.
- Different texture, colour and reflectance on unique scanning operation, including composite material, metal, textile, human skin, etc. No painting or irreversible operation on equipment were allowed.
- High speed scanning must be in accordance to the cyclist ability to stay in the same position (less than 10 minutes).
- Lightweight and portable equipment, in order to be packaged and carried according to cyclist availability.

By these considerations, contact scanners, scanning rooms and robotized arms with several scanners were excluded from tests. Photogrammetry was considered out of scope in this study.

Structured light scanners tested (Vialux, Chemnitz, Germany and Cobalt, Faro, Villepinte, France) in static position were unable to combine a high resolution and scanning volume specifications in a single operation. It would be necessary to perform several scanning and reconstruction, or to have several scanners operating in same time. However, this technique can be used to perform design and 3D printed prototyping for smaller parts, like helmets or handlebars.

At last, static laser scanner tested (Focus 3D, Faro, Villepinte, France) was unable to reach all the cyclist and bicycle areas in a single operation, because of masking the direct line of sight.



Figure 1: Picture of the 3D scanning setup.

Finally, the technical solution in accordance with specifications was a handle laser scanner (Freestyle 3D, Faro, Villepinte, France) with real time feedback by a scatter plot, resolution of 1 mm at 1 meter from scene, up to 8 m^3 scene volume and less than 1 kg.



Figure 2: Model obtained with the Faro freestyle 3D.

This system could be used for both CFD modeling on bicycle parts, bicycle and rider profile, but also for mannequin or 3D printing parts. Reflective or composite parts could be treated with some caution for 3D scanning, sometimes by applying talcum powder on surfaces to improve quality of obtained scatter plot.

2.2 CFD Simulation

The CFD simulations was performed with the STARCCM+ solver from Cd-Adapco. The 3D model of the cyclist obtained from 3D scanning was imported into the software, the bicycle was digitally removed and the cyclist surface was discretized using a polyhedral surface mesh. A prismatic layer of 20 cells from the surface with the first cell placed

so that a y+<1 was achieved in the whole model was created in order to correctly resolve the boundary layer. The numerical wind tunnel consisted of a box with a cross section of 6x6 m^2 and a total length of 21 m (Blocken et al., 2013). The cyclist was placed at 3 m from the inlet and in the center of the test section. The k-ε turbulence model, due to its ability to correcly model complex geometries, was used throughtout the simulations.

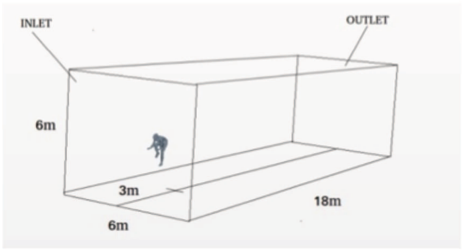


Figure 3: Numerical wind tunnel.

A steady state simulation as suggested by Blocken and Oggiano was used (Blocken et al., 2013, Defraeye et al., 2010a, Defraeye et al., 2010b, Defraeye et al., 2011, Oggiano et al., 2015). A dynamic Courant number approach was adopted in order to enhance convergence and reduce computational cost. Two different meshes were used in order to ensure grid independence, a coarse mesh consisting of ca.3.3millions cells and the reference mesh consisting of 5.5millions cells. Velocity inlet and pressure outlet boundary conditions were used respectively for the inlet and the outlet. Symmetry plane boundary conditions were used in the sidewalls, top and bottom.

2.3 Wind Tunnel Test

A wind tunnel (up to 67 $m.s^{-1}$) was used to measure AC_d. It was a ¾ open circuit type with a nozzle section of 1.47 m high and 2.6 m wide and a testing section of 4.15 m high, 6.6 m wide and 9.3 m long, where a six-components force balance was placed (S2A, Montigny-le-Bretonneux, France). The force balance was circular (2.8 m diameter) and equipped with strain gauges and force measurement systems. The bikes were placed on the force balance by means of 4 vertical supports for both front and rear wheel axles. Before the test, the force balance was calibrated. A first measurement was done with the bicycle only and a second measurement was done with the bicycle and the cyclist. After a 10-min warm-up, the cyclists pedalled at moderate intensity with a self-selected cadence at a wind speed of 50 $km.h^{-1}$. Measurements were recorded over 30s once the wind speed was stabilized (Garcia-Lopez et al., 2008).



Figure 4: Picture of the cyclist during the wind tunnel test.

Main limits of wind tunnel measurements: the air flow around the bicycle is modified by the floor if the cyclist is motionless; the effect of the wind is altered if the wheels of the bicycle are stationary; the cyclist's position on the bicycle is not identical to the position in real cycling conditions (Candau et al., 1999); lateral sways that can occur in real cycling locomotion are not present in a wind tunnel.

2.4 Field Test

To determine the AC_d, the cyclist performed an incremental exercise at speeds (V, $m.s^{-1}$) from 30 $km.h^{-1}$ to 50 $km.h^{-1}$, increasing by 2 $km.h^{-1}$ every 90 s, on a 250 m covered velodrome (Saint-Quentin-en-Yvelines, France). In order to avoid great variations of pedalling cadence, the gear ratio varied according to V. R_T was determined by the measurement of the power output (PO, W) at constant V on each increment as follows: $R_T = PO.V^{-1}$. R_T was plotted against V^2 to obtain the R_T-V^2 linear regression (Grappe et al., 1997). The equation of the linear regression to determine AC_d, using $R_T = \alpha V^2 + \beta$, was $AC_d = a / 0.5 \rho$ where ρ ($kg.m^{-3}$) is the air density. PO and V were measured by a SRM



Figure 5: Picture of the cyclist during the field test.

icSPORTS 2016 - 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support

crankset (SRM, Schoberer Rad Messtechnich, Julich, Germany) and a speed sensor, respectively. The SRM power meter and the speed sensor were paired with a Garmin power control (Garmin 810, Olathe, USA). The data were analyzed with the use of the TrainingPeaks software (WKO4, Peaksware, Boulder, USA). A beeper was used to manage the pace during the whole exercise.

3 RESULTS AND DISCUSSION

The AC_d of the cyclist was assessed by combining both 3D scanning and CFD simulation, and the results were compared with both wind tunnel AC_d and field AC_d.

The CFD simulation (figure 6) focused only on the cyclist, whereas wind tunnel test and field test considered the total AC_d. During both the wind tunnel test and the field test, we subtracted the AC_d of the bicycle measured in the wind tunnel (0.053 m^2) to obtain the AC_d of the rider for each, and to compare them with the CFD AC_d.



Figure 6: Pressure on the cyclist, computed by CFD simulation.

The figure 7 shows that AC_d of the cyclist obtained by wind tunnel test was lower than AC_d computed by CFD simulation (-10.9%). This result was in accordance with the literature and can be considered as a good agreement (Blocken et al., 2013, Oggiano et al., 2015). Additionally, AC_d obtained by field test was lower than AC_d computed by CFD simulation (-13.1%) and the wind tunnel session (-2.4%). This result was also in accordance with a previous study (Garcia-Lopez et al., 2014) which showed that total AC_d was 0.003 m^2 (1.3 %) lower on the field when compared to wind tunnel.

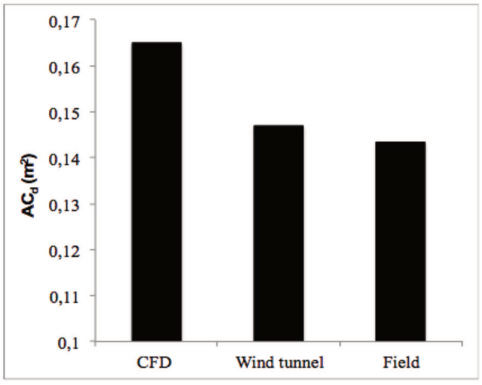


Figure 7: effective frontal area (AC_d) of the cyclist obtained with the CFD, wind tunnel and field protocols.

4 CONCLUSIONS

Combining 3D scanning and CFD simulation methods provide useful data for cycling science and TT position optimization, despite of the big scanning volume and wide range of materials. Indeed, this preliminary study performed on one elite cyclist showed that combined 3D scanning and CFD simulation were in accordance with either wind tunnel or field measurements.

Resolution, scanning time and post processing are compatible with an extensive use in real conditions with a larger number of cyclists. This step could be used prior to wind tunnel step.

However, we also found some limits concerning bicycle and some equipment's scanning, specially on reflective parts, where the 3D scan by structured light give some shape errors.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the participating cyclist (M.D. Geoffrey Millour) for his cooperation, as well as both companies, Kallisto, Toulouse and Faro, France for their support and scanner providing. We would also like to specially thank Dr. Antony Costes, for participating in preliminary tests as cyclist, and for his technical support. Last but not least, kind acknowledgements to Cyril Fresillon, for the accurate and honest touch of his photographic eye.

REFERENCES

Balmer, J. 2000. Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1 km cycling time trial. *Med Sci Sports Exerc,* 32, 1485-1490.

Blocken, B., Defraeye, T., Koninckx, E., Carmeliet, J. & Hespel, P. 2013. CFD simulations of the aerodynamic drag of two drafting cyclists. *Computers & Fluids,* 71, 435-445.

Candau, R. B., Grappe, F., Menard, M., Barbier, B., Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Belli, A. R. & Rouillon, J. D. 1999. Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. *Med Sci Sports Exerc,* 31, 1441-7.

Capelli, C., Rosa, G., Butti, F., Ferretti, G., Veicsteinas, A. & Di Prampero, P. E. 1993. Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol,* 67, 144-9.

Davies, C. T. 1980. Effect of air resistance on the metabolic cost and performance of cycling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol,* 45, 245-54.

Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V. & Bertucci, W. 2011. Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. *Sports Biomechanics,* 10, 197-218.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P. & Carmeliet, J. 2010a. Aerodynamic study of different cyclist positions: CFD analysis and full-scale wind-tunnel tests. *J Biomech,* 43, 1262-8.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P. & Carmeliet, J. 2010b. Computational fluid dynamics analysis of cyclist aerodynamics: performance of different turbulence-modelling and boundary-layer modelling approaches. *J Biomech,* 43, 2281-7.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P. & Carmeliet, J. 2011. Computational fluid dynamics analysis of drag and convective heat transfer of individual body segments for different cyclist positions. *J Biomech,* 44, 1695-701.

Di Prampero, P. E., Cortili, G., Mognoni, P. & Saibene, F. 1979. Equation of motion of a cyclist. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol,* 47, 201-6.

Garcia-Lopez, J., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J. & Rodriguez-Marroyo, J. A. 2014. The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. *Int J Sports Med,* 35, 451-5.

Garcia-Lopez, J., Rodriguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martinez, A. C. & Villa, J. G. 2008. Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *J Sports Sci,* 26, 277-86.

Grappe, F., Candau, R., Belli, A. & Rouillon, J.-D. 1997. Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. *Ergonomics,* 40, 1299-1311.

Hoogeveen, A. R. & Schep, G. 1997. The plasma lactate response to exercise and endurance performance: relationships in elite triathletes. *Int J Sports Med,* 18, 526-30.

Martin, J. C., Milliken, D. L., Cobb, J. E., Mcfadden, K. L. & Coggan, A. R. 1998. Validation of a mathematical model for road cycling power. *Journal of applied biomechanics,* 14, 276-291.

Oggiano, L., Leirdal, S., Saetran, L. & Ettema, G. Aerodynamic optimization and energy saving of cycling postures for international elite level cyclists. ISEA Conference, 2008 Biarritz.

Oggiano, L., Spurkland, L., Bardal, L. M. & Sætran, L. Aerodynamical Resistance in Cycling - CFD Simulations and Comparison with Experiments. Proceedings of the 3rd International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support, 2015 Lisbon, Portugal. 183-189.

CHAPITRE 3

Étude de la position aérodynamique

Publications entrant dans le cadre de ce chapitre 3 :

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Acco P, Garbellotto L, Millour G, Grappe F. Effect of time trial duration on body movements and drag area of elite cyclists. *Sports Engineering*, en cours de révision.

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J, Grappe F. Acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area and perceived comfort in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, en cours de révision.

1. Effet de la durée d'un contre-la-montre sur les mouvements du corps et sur la surface frontale effective chez des cyclistes de haut niveau

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article soumis dans la revue *Sports Engineering* : « Effect of time trial duration on body movements and drag area of elite cyclists ».

Résumé détaillé

Effect of time trial duration on body movements and drag area of elite cyclists

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Acco P, Garbellotto L, Millour G et Grappe F

État de l'art : Le SC_x est la principale résistance (80-90 %) qui s'oppose au déplacement sur terrain plat en cyclisme (Debraux *et al.*, 2011). Pour réduire la résistance de l'air, les cyclistes adoptent une position aérodynamique sur le vélo afin de réduire le SC_x. Le cycliste représente environ 70 % de la R_a totale tandis que les 30 % restants sont dus au vélo (Blocken *et al.*, 2013 ; Oggiano *et al.*, 2008). Ainsi, la position du cycliste a un impact significatif sur la performance lors d'un CLM sur terrain plat (Oggiano *et al.*, 2008). Les précédentes études réalisées sur la position aérodynamique ne s'intéressent pas à l'effet de la fatigue sur la dégradation de la position et donc de SC_x. Cependant, les observations de terrain montrent que la position du cycliste peut changer en fonction de la durée et de l'intensité du CLM. De plus, certaines études sont réalisées en conditions statiques en soufflerie (Underwood *et al.*, 2011) et en CFD (Defraeye *et al.*, 2011), ce qui ne reflète pas les conditions réelles de locomotion. Il est plus pertinent de réaliser des mesures sur le terrain pour déterminer la position optimale du cycliste sur son vélo (Debraux *et al.*, 2011 ; Garcia-Lopez *et al.*, 2014 ; Martin *et al.*, 1998). L'effet de la durée du CLM sur les mouvements du corps doit être prise en considération si l'on estime que la fatigue musculaire peut dégrader la position des cyclistes. Cette thématique n'a encore jamais été investiguée dans la littérature scientifique.

Objectif : L'objectif de cette étude était d'analyser l'effet de la durée du CLM sur les mouvements du corps et sur le SC_x en condition réelle de locomotion sur un vélodrome. Nous faisons l'hypothèse que plus le CLM est long, plus les mouvements du corps sont élevés, induisant une augmentation de SC_x et donc une diminution de la performance.

Méthodes : Vingt cyclistes de haut niveau masculins (n = 13) et féminins (n = 7) ont participé à cette étude. Tous les participants ont réalisé cinq tests avec leur vélo et leurs équipements de CLM personnels sur un vélodrome couvert de 200 m (Bourges, France). Durant le premier test, une analyse cinématique a été conduite pour mesurer différents angles en position aérodynamique avec le motion analyzer 3D (Bouillod *et al.*, 2016b). Durant le second test, les cyclistes réalisaient un exercice incrémental sous-maximal sur le vélodrome pour déterminer le C_r avec la méthode de régression linéaire (Grappe *et al.*, 1997). Le C_r était ensuite utilisé pour calculer le SC_x. Le vélo était équipé d'une roue PowerTap G3 pour mesurer la $P_{méca}$ et la V_d à une fréquence de 1 Hz (Bertucci *et al.*, 2005a ; Bouillod *et al.*, 2016d). Enfin, durant les trois derniers tests, les cyclistes réalisaient des CLM maximaux de différentes durées (Tableau 8) dans un ordre randomisé.

Tableau 8. *Durées de contre-la-montre en fonction des catégories (min).*

Catégories	CLM1	CLM2	CLM3
U17 Hommes / U19 Femmes	3	8	15
U19 Hommes / U23 Femmes	4	10	20
U23 + Elite Hommes / Elite Femmes	5	15	30

Le SC_x était calculé selon le modèle de Martin *et al.* (1998) :

$$SC_x = ((P_{méca} - (P_{Rr} + P_{WB} + P_{PE} + P_{KE}) / E_C) \cdot E_C) / (0{,}5 \cdot \rho \cdot V_d^3) - F_W \qquad (27)$$

Où P_{Rr} est la $P_{méca}$ pour vaincre la R_r (W), P_{WB} est la $P_{méca}$ due à la friction des éléments mécaniques (W), P_{PE} est la $P_{méca}$ due aux variations d'énergie potentielle (W), P_{KE} est la $P_{méca}$ due aux variations d'énergie cinétique (W), E_C est le rendement de la transmission (%), ρ est la masse volumique de l'air ($kg \cdot m^{-3}$) et F_W représente le SC_x des rayons (m^2).

Les cyclistes étaient équipés de deux IMU (ST Microelectronics, Genève, Suisse) positionnées derrière la tête et en bas du dos. Une troisième IMU était fixée sous la selle. Le détail de ces IMU est présenté dans la *partie 6 du CHAPITRE 2 : Conception de centrales inertielles pour l'analyse du mouvement*. Les mouvements de la tête et du bas du dos étaient mesurés à partir des variations d'angles de chaque capteur. Les axes X, Y et Z représentent les

axes anatomiques médio-latéral, longitudinal et sagittal, respectivement. Les données étaient mesurées à une fréquence de 50 Hz. Pour standardiser la position des IMU sur les cyclistes, des petites poches ont été cousues sur des vêtements sportifs (Compressport, Genève, Suisse) (Figure 83). Enfin, toutes les variables ont été moyennées par section de 10 % du temps total de chaque CLM afin d'analyser leur évolution au cours du temps.



Figure 83. *Placement et orientation des centrales inertielles.*

Résultats : En analysant les trois CLM, nous avons mesuré une diminution significative de la V_d (-7,5 % ; $p < 0,001$), de la $P_{méca}$ (-18,9 % ; $p < 0,05$) et du ratio $P_{méca}/SC_x$ (-19,2 % ; $p < 0,05$) entre le CLM1 et le CLM3. Le temps n'influence pas significativement la V_d, la $P_{méca}$, le SC_x et le ratio $P_{méca}/SC_x$ alors que la FC augmente ($p < 0,05$) de 10,4 % entre la section 20 % et la section 100 %. Bien que le temps n'influence pas la $P_{méca}$, un ES modéré a été mesuré. La $P_{méca}$ était augmentée de 19 % de la section 20 % à la section 100 % durant le CLM2 et de 16,8 % entre les mêmes intervalles durant le CLM3. Une corrélation positive a été observée entre la $P_{méca}$ et le SC_x ($R^2 = 0,69$; $p < 0,001$) durant le CLM1. De plus, une excellente corrélation a été observée entre la V_d et le ratio $P_{méca}/SC_x$ ($R^2 = 0,89$; $p < 0,001$). D'autres corrélations ont été établies entre le ratio $P_{méca}/SC_x$ et le poids ($R^2 = 0,49$; $p < 0,001$), la taille ($R^2 = 0,58$; $p < 0,001$), l'angle du buste ($R^2 = 0,38$; $p < 0,05$) et l'angle de l'épaule ($R^2 = 0,27$; $p < 0,05$). Une régression multiple ($R^2 = 0,69$; $p < 0,001$) a été réalisée entre le ratio $P_{méca}/SC_x$ et trois variables biomécaniques (taille, angle du buste et angle de l'épaule) :

$$P_{méca}/SC_x = -2932,2 + (19,7 \cdot \text{Taille}) - (19,6 \cdot \text{Angle du buste}) + (15,04 \cdot \text{Angle de l'épaule})$$

Les mouvements de la tête étaient augmentés ($p < 0,05$) de 47 % et 184 % autour des axes X et Z, respectivement, dans le CLM3 comparé au CLM1. De plus, les mouvements de la tête étaient augmentés ($p < 0,05$) de 86 % et 230 % de la section 20 % à la section 100 % autour des axes X et Z, respectivement. Cependant, les mouvements du bas du dos n'étaient pas affectés par la durée du CLM.

Discussion : Les principaux résultats de cette étude montrent que le SC_x n'est pas significativement affecté par la durée du CLM, suggérant que la position du cycliste n'est pas altérée par la fatigue accumulée au cours de l'effort. Il semblerait donc que les mouvements de la tête, induit par une certaine accumulation de la fatigue, n'altèrent pas le SC_x. La diminution de la $P_{méca}$ en fonction de la durée est en accord avec les travaux de la littérature qui ont montré la relation hyperbolique entre la $P_{méca}$ et la durée de l'effort (Morton et Hodgson, 1996 ; Pinot et Grappe, 2011). La forte corrélation ($R^2 = 0,89$) entre la V_d et le ratio $P_{méca}/SC_x$ dans les trois CLM démontre que plus le ratio $P_{méca}/SC_x$ est élevé, plus la V_d est élevée et donc la performance est améliorée (Peterman *et al.*, 2015). Ainsi, l'équilibre entre la $P_{méca}$ et le SC_x est un paramètre à optimiser en considérant à la fois la production d'énergie et la position du cycliste. Pour être performant, le cycliste doit trouver la meilleure position aérodynamique qui lui permettra de développer un haut niveau de $P_{méca}$. Dans cette étude, le ratio $P_{méca}/SC_x$ était corrélé avec le poids, la taille, l'angle du buste et l'angle de l'épaule. La relation établie avec le poids et la taille est en accord avec plusieurs études qui montrent que le SC_x est sensible à ces variables anthropométriques (Oggiano *et al.*, 2008). D'autres études ont également montré la diminution de SC_x en réduisant l'angle du buste et en augmentant l'angle de l'épaule (Garcia‑Lopez *et al.*, 2008 ; Underwood *et al.*, 2011). Cependant, il est important de noter que la position optimale diffère d'un individu à l'autre, c'est pourquoi des tests individuels sont recommandés. Nous avons pu mesurer également que les mouvements de la tête autour des axes médio-latéral et sagittal étaient augmentés avec la durée du CLM. Ce résultat suggère que l'accumulation de la fatigue induit une augmentation des mouvements de la tête mais aucune corrélation n'a été observée entre ces mouvements de la tête et le SC_x. Ceci n'est pas en accord avec les travaux de Defraeye *et al.* (2011), qui ont mesuré une forte contribution de la tête sur le SC_x en position aérodynamique (19 % de SC_x total), et avec notre étude préliminaire (Bouillod *et al.*, 2016c) durant laquelle les mouvements de la tête étaient significativement corrélés avec le SC_x. Les différences interindividuelles (e.g. forme du

casque) pourraient expliquer ces différences. Enfin, la relation observée entre la $P_{méca}$ et le SC_x durant le CLM1 montre qu'une augmentation de la $P_{méca}$ dégrade la position du cycliste et par conséquent augmente son SC_x. Ce résultat met en valeur l'importance de la stratégie de gestion de l'effort au cours d'un CLM (Abbiss et Laursen, 2008 ; Underwood et Jermy, 2014).

Conclusion : La forte corrélation entre la V_d et le ratio $P_{méca}/SC_x$ démontre que l'équilibre entre la $P_{méca}$ et le SC_x doit être optimisé en tenant compte à la fois de la production d'énergie du cycliste mais aussi de sa position sur le vélo. En effet, les cyclistes doivent trouver la meilleure position aérodynamique avec laquelle ils seront capables de développer le plus haut niveau de $P_{méca}$. De plus, les mouvements de la tête autour des axes médio-latéral et sagittal sont significativement augmentés au cours du temps mais n'altèreraient pas le SC_x. Malgré tout, il semblerait que le SC_x soit altéré par le niveau de $P_{méca}$ durant les CLM de courte durée, ce qui démontre que la stratégie de gestion de l'effort n'influence pas seulement le niveau de dépense énergétique mais aussi la résistance aérodynamique. Cela renforce le fait que la capacité du cycliste à maintenir un SC_x optimal est un facteur déterminant en CLM.

Effect of time trial duration on body movements and drag area of elite cyclists

Anthony Bouillod, Emmanuel Brunet, Georges Soto-Romero, Pascal Acco, Lucas Garbellotto, Geoffrey Millour & Frederic Grappe

Cyclists adopt a time trial (TT) position mainly to reduce drag area (AC_d). The aim of this study was to analyse the effect of TT duration on body movements and AC_d on an indoor velodrome. Twenty elite cyclists were required to complete five testing sessions that included a kinematic analysis of the preferred aerodynamic position, a discontinuous incremental exercise to determine the rolling resistance coefficient and three maximal TTs of different durations (short, medium and long) according to the cyclists' categories. There was no significant effect of TT duration on AC_d. However, speed (V), power output (PO) and PO/AC_d ratio were significantly decreased by 7.5%, 18.9% and 19.2%, respectively, in long duration TT compared with short duration TT. For all three TTs, the head movements were increased ($p < 0.05$) by 86% and 230% from 20% to 100% of total time around the medio-lateral and sagittal axes, respectively. A significant correlation was measured between V and PO/AC_d ratio ($R^2 = 0.89$, $p < 0.001$) for all TT durations. The head movements around the medio-lateral and sagittal axes were significantly increased over time but did not alter AC_d. The strong correlation between V and PO/AC_d ratio demonstrates that the balance between PO and AC_d must be optimised taking into account both the physical potential and aerodynamic resistance of the cyclist.

Keywords: cycling, aerodynamics, time trial, power output, inertial motion unit.

Introduction

Aerodynamic drag is the main resistance (80-90%) of all resistive forces (R_T, N) opposing the motion on level ground in cycling [1]. To reduce this resistance, cyclists adopt a specific time trial (TT) position to decrease the frontal area and optimise their body shape using TT handlebars. The bicycle frame and other components only account for about 30% of the total drag of the cyclist-bicycle system [2]. Thus, the measure of a cyclist's ability to supply power output (PO, W) alone does not always predict performance time in TT [3].

Previous studies that were interested in optimising the aerodynamic position using either wind tunnel tests [4,2,5,6], field tests [7,8] or computational fluid dynamics analysis [9-11] were not focused on the fatigue effect during the measurements. However, field observations show that the aerodynamic position of a cyclist can change according to both the duration and the intensity of the effort. Referring to the literature, most studies reported mean drag area (AC_d, m^2) during very short durations and low intensities whatever the method used. The recordings were sometimes even carried out under static conditions in a wind tunnel [6] and computational fluid dynamics [9], which does not reflect the real cycling locomotion. Even if the wind tunnel is considered a good reference due to its validity and reliability in detecting small changes in aerodynamic drag [4], this technique is expensive and presents methodological limitations: the air flow around the bicycle is modified by the floor if the cyclist is motionless; the effect of the wind is not measured if the wheels of the bicycle are stationary; and the cyclist's position on the bicycle is not identical to the position in real cycling conditions [12]. Also, lateral sways that can occur in real cycling locomotion are not present in wind tunnels. It is more relevant and practical to use a field method to assess AC_d to select the most appropriate position [1,8,13].

The effect of the duration of the effort on body movements during TT must be considered since muscular fatigue could degrade the position of the cyclists. Burnley, Jones [14] showed that the mechanisms of neuromuscular fatigue are intensity-domain specific and that these mechanisms influence the exercise performance considering the power-duration relationship. The body movements induced by muscular fatigue could increase the drag coefficient but this topic has never been investigated in the literature. A study conducted in a wind tunnel [4] highlighted the reliability of AC_d measurements over 10-minute trials but the intensity corresponded to 90% of VO_{2max} and the authors stated that the riders should be able to maintain this intensity for 1h. These efforts cannot be considered as maximal in either duration or intensity, which explains the stability of the AC_d over time. Additionally, the discontinuous incremental exercise [7,8] better reflects the cycling conditions in the field but the maximal speeds used in the literature [8,7,15] were between 44 and 54 km/h, whereas the durations of each step was between 30 seconds and 4 minutes.

The aim of this study was to analyse the effect of TT duration on body movements and AC_d in real cycling locomotion on an indoor velodrome. We hypothesised that the longer the duration of the exercise, the more the fatigue increases involving higher body movements, an alteration of AC_d and, accordingly, a decrease in performance.

Methods

Participants

Twenty elite male (13) and female (7) cyclists volunteered to participate in the study and were licensed by the French Cycling Federation. All participants were regularly selected

in French cycling teams and were TT specialists. Their mean ± standard deviation values for age, body weight and height were 18.9 ± 2.1 years, 68.8 ± 9.1 kg and 178.1 ± 9.6 cm, respectively. The riders followed a regular training regimen and participated in TT races throughout the season. Prior to participating in any testing sessions, each subject provided written informed consent, which was conducted in accordance with the ethical principles of the Declaration of Helsinki and approved by the institutional ethics committee.

Experimental design

The participants performed five testing sessions using their personal TT bicycle and equipment (e.g. helmet and skinsuit) on a 200-m indoor velodrome (Bourges, France). During the first session, a stationary kinematic analysis of the cyclists was conducted to measure the different angles in the preferred TT position used in competition. Secondly, they performed a discontinuous incremental exercise to determine the rolling resistance coefficient (Cr) that was used to calculate AC_d during the three TT. In the third, fourth and fifth sessions, the cyclists performed in a randomised order three maximal TT tests of different durations according to the cyclists' categories (Table 1). These durations were statistically calculated according to the durations of the TT world championships over the last 5 years. All the sessions were performed within a maximum of two days. Each participant arrived at the velodrome at the same time for each session and was asked to standardise their exercise the day before the sessions. The bicycle tire pressure was inflated to 800 kPa during all sessions.

Table 1. Short (TT1), medium (TT2) and long (TT3) time trial durations (min) according to the categories.

Categories	TT1	TT2	TT3
U17 Men / U19 Women	3	8	15
U19 Men / U23 Women	4	10	20
U23 + Elite Men / Elite Women	5	15	30

Kinematic analysis of the preferred aerodynamic position

A kinematic analysis of the cyclists was performed to measure the different angles (Table 2) in the preferred TT position used in competition. The analysis of the cyclists' right side was realised by assuming the symmetry of motion between the left and right sides [16] and using a 3D motion analyzer (Shimano Dynamics Lab, Sittard, Netherlands) that has been validated previously [17]. Data were measured at a frequency of 70 Hz. Height LED markers with built-in probes were attached to the skin of the cyclists (fifth metatarsal head, calcaneus, lateral malleolus, lateral femoral epicondyle, greater trochanter, acromion, lateral epicondyle of the humerus and styloid process of the ulna) [18]. The 3D sensor was positioned 2 m away from the sagittal plane and was calibrated before the study, as recommended by the manufacturer. Automatic tracking, processing and analysing data were performed by using a specific software (Bikefitting.com, Version 2.1.5, Shimano Dynamics Lab, Sittard, Netherlands). The cyclists were asked to pedal at free and constant pedalling cadence and at a constant PO (200 W) for 30 seconds on a wahoo KICKR Power Trainer (KICKR: Wahoo Fitness, Atlanta, GA). Sagittal torso, shoulder, elbow, forearm, hip, knee and ankle angles were measured (Figure 1). The angular position values of the hip, knee and ankle were expressed as flexion (minimum angle) and extension (maximum angle) in degrees (°).

Table 2. Kinematic variables (n = 20) assessed in the participants' preferred time trial position. Values are reported as mean ± standard deviation.

Variable	*Value*
Torso angle (°)	14.7 ± 2.7
Shoulder angle (°)	81.1 ± 5.7
Elbow angle (°)	90.6 ± 8.0
Forearm angle (°)	14.9 ± 4.5
Hip angle extension (°)	84.2 ± 4.0
Hip angle flexion (°)	40.3 ± 5.2
Knee angle extension (°)	43.2 ± 4.1
Knee angle flexion (°)	112.6 ± 3.7
Ankle angle minimum (°)	72.2 ± 6.2
Ankle angle maximum (°)	96.6 ± 6.6

Determination of rolling resistance coefficient

During the second session, the cyclists performed a discontinuous incremental exercise at speeds (V, $m.s^{-1}$) from 30 $km.h^{-1}$ to 50 $km.h^{-1}$, increasing by 2 $km.h^{-1}$ every 90 seconds to determine Cr. The latter was used to calculate AC_d during the three TT. In order to avoid great variations of pedalling cadence during the test, the gear ratio varied according to V. R_T was determined from the measurement of PO at constant V on each increment step as follows: $R_T = PO \cdot V^{-1}$. R_T was then plotted against V^2 to obtain the R_T-V^2 linear regression [7]. The equation of the linear regression to determine Cr, using $R_T = \alpha V^2 + \beta$, was $\beta = Cr \times M \times g$ where M (kg) is the mass of cyclist + bicycle and g is the gravity (9.81 $m \cdot s^{-2}$). PO and V were measured with a Powertap G3 hub (Powertap, Madison, USA) located at the rear wheel [19] at a frequency of 1 Hz and were recorded in a Garmin power control (Garmin 810, Olathe, USA). The data were performed with the use of the TrainingPeaks software (WKO4, Peaksware, Boulder, USA). A beeper was used as external reference of the bicycle V to manage the pace and to allow the rider to keep the same position during the whole exercise.

Measurement of AC_d during the different TT durations

The participants performed the TT under the three experimental durations. They were instructed to complete the TT tests with a self-selected pacing strategy and had no feedback on the instantaneous PO. The bicycles were fitted with the same power meter and power control which were described previously (i.e. Powertap G3 hub and Garmin 810, respectively) to measure and record PO and V. Additionally, the air density was measured with a weather station (Kestrel 4250 Racing Weather Tracker, KestrelMeters, Minneapolis,

USA). Then, AC_d was calculated according to Martin et al. [13]:

$$AC_d = ((PO - (P_{RR} + P_{WB} + P_{PE} + P_{KE}) / E_C) \times E_C) / (0.5 \times \rho \times V^3) - F_W$$

where P_{RR} is the power to overcome rolling resistance (W), P_{WB} is the power lost to bearing friction torque (W), P_{PE} is the power associated with changes in potential energy (W), P_{KE} is the power related to changes in kinetic energy (W), E_C is the chain efficiency factor (%), ρ is the air density ($kg \cdot m^{-3}$) and F_W is the factor associated with wheel rotation that represents the incremental drag area of the spokes (m^2).

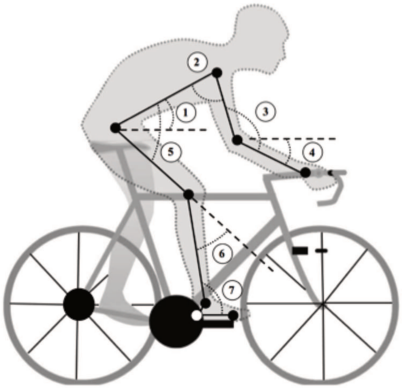


Figure 1. Schematic illustration of markers' location and definition of angles during the kinematic analysis. 1: sagittal torso angle; 2: shoulder angle; 3: elbow angle; 4: forearm angle; 5: hip angle; 6: knee angle; 7: ankle angle.

Measurement of head and lower back movements during the different TT durations

The cyclists were equipped with two wireless systems, based on I-Nemo Inertial Motion Units (IMU, ST Microelectronics, Geneva, Switzerland), behind the head (Figure 2) and lower back. The bicycles were also fitted with one IMU positioned under the saddle. The head and lower back movements were quantified by measuring the angle variations (in degree) of both the head and lower back IMU, which were compensated with that of the bicycle. The X, Y and Z axes represented the medio-lateral, longitudinal and sagittal anatomical-axes, respectively. Data were measured at a frequency of 50 Hz. To standardise the position of the sensors on the participants, all the subjects were equipped with a multisport shirt and a headband (Compressport, Geneva, Switzerland) on which was sewn pockets specially dedicated to the location of the sensors.

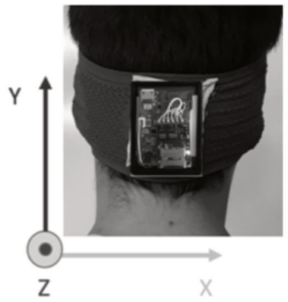


Figure 2. Inertial motion unit orientation.

Statistical analysis

Descriptive statistics were used and all data were expressed as mean ± standard deviation. Statistical analysis was performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc. San Jose, USA). A Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors test was applied to verify Gaussian distribution of all results and showed that the data were not normally distributed. Thus, the effects of both duration and time were assessed with a non-parametric Kruskal-Wallis test for all variables. When a significant effect was detected, a post-hoc comparison was made using the Tukey test. All the variables were averaged over each 10% of the short (TT1), medium (TT2) and long (TT3) TT to assess the effect of time using a script written in Matlab software (Matlab Release 2014a, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA). We used effect size (ES, Cohen's *d*), which represents the ratio of the mean difference over the pooled variance, to estimate the magnitude of the difference. As Cohen [20] proposed, the difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8. The coefficient of variation (CV) was computed under the different conditions considered herein. A linear regression analysis was performed to determine whether the ratio between PO and AC_d (PO/AC_d ratio) could predict V. Other linear regressions were performed to determine whether the kinematic variables could predict the PO/AC_d ratio. Finally, a multiple linear regression analysis was performed to model the relationship between the PO/AC_d ratio and the three following variables: height, torso angle and shoulder angle. All linear regressions were performed by gathering the three TT durations. The statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

When analysing the three TTs (Figure 3), significant differences were found (TT1 vs. TT3) in V ($p < 0.001$, 3.6 $km.h^{-1}$ or 7.5% lower in TT3), PO ($p < 0.05$, 70 W or 18.9% lower in TT3) and PO/AC_d ratio ($p < 0.05$, 326 $W.m^{-2}$ or 19.2% lower in TT3), but not in AC_d. Besides, there was no significant effect of TT duration on cadence and HR.

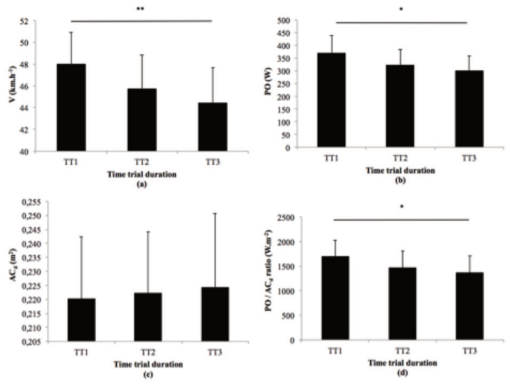


Figure 3. Mean measures of the selected variables during the three time trial durations (TT1, TT2 and TT3). The time trial durations were related to the participants' category. (a) V, velocity, (b) PO, power output, (c) AC_d, drag area, (d) PO/AC_d ratio. * Significant difference at $p < 0.05$, ** Significant difference at $p < 0.001$.

There was no significant effect of time during all the TTs for V, PO, AC_d, cadence and PO/AC_d ratio, whereas HR was increased ($p < 0.05$) by 10.4% (17.6 bpm) from 20% to 100% of the total time (Table 3). Although time doesn't significantly influence PO, moderate effect size was reported. PO was increased by 19% (58 W) from 20% to 100% during the TT2 and by 16.8% (49 W) between the same intervals during the TT3 (Figure 4).

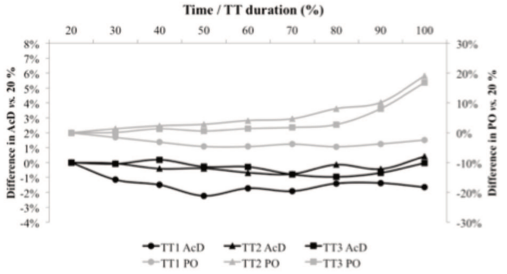


Figure 4. Mean changes (%) in drag area (AC_d) and power output (PO) during the three time trial durations (TT1, TT2 and TT3). ****The standard deviations don't appear to simplify the figure.***

Table 3. Comparative statistics of V, PO, cadence, HR, AC_d and PO/AC_d ratio between the different times of all time trial durations. The Kruskal-Wallis analysis shows a significant main effect for HR only.

Variable	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
V ($km.h^{-1}$)	45.4 ± 3.0	45.7 ± 2.9	45.8 ± 3.0	45.8 ± 3.0	45.9 ± 3.0	45.9 ± 3.1	46.1 ± 3.1	46.5 ± 3.3	47.2 ± 3.3
CV (%)	6.5%	6.3%	6.5%	6.6%	6.6%	6.7%	6.8%	7.1%	7.0%
ES		*-0.133*	*-0.159*	*-0.149*	*-0.17*	*-0.194*	*-0.248*	*-0.364*	*-0.617*
Interpretation		*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Small*	*Small*	*Moderate*
PO (W)	326 ± 57	325 ± 59	325 ± 59	323 ± 61	325 ± 62	327 ± 62	331 ± 63	339 ± 71	358 ± 73
CV (%)	17.6%	18.0%	18.2%	18.8%	18.9%	19.0%	19.1%	21.0%	20.3%
ES		*0.009*	*0.006*	*0.042*	*0.006*	*-0.028*	*-0.085*	*-0.211*	*-0.509*
Interpretation		*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Small*	*Moderate*
Cadence (rpm)	101 ± 5	102 ± 5	102 ± 5	101 ± 5	101 ± 5	101 ± 5	101 ± 5	101 ± 5	102 ± 6
CV (%)	5.1%	5.0%	4.7%	4.6%	5.1%	5.0%	4.9%	5.2%	5.9%
ES		*-0.094*	*-0.149*	*0.005*	*-0.007*	*0.008*	*-0.005*	*0.048*	*-0.068*
Interpretation		*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*
HR (bpm)	169 ± 10 [a]	173 ± 10 [b]	176 ± 9 [c]	178 ± 9	180 ± 9	182 ± 9	183 ± 9	185 ± 9	187 ± 9
CV (%)	5.9%	5.5%	5.1%	5.0%	5.0%	5.1%	4.9%	4.9%	4.9%
ES		*-0.418*	*-0.729*	*-0.951*	*-1.14*	*-1.307*	*-1.471*	*-1.649*	*-1.872*
Interpretation		*Small*	*Moderate*	*Large*	*Large*	*Large*	*Large*	*Large*	*Large*
AC_d (m^2)	0.221 ± 0.025	0.219 ± 0.023	0.219 ± 0.023	0.218 ± 0.023	0.218 ± 0.022	0.217 ± 0.023	0.218 ± 0.023	0.218 ± 0.023	0.218 ± 0.023
CV (%)	11.4%	10.6%	10.5%	10.4%	10.3%	10.4%	10.5%	10.5%	10.4%
ES		*0.061*	*0.079*	*0.116*	*0.114*	*0.14*	*0.113*	*0.131*	*0.127*
Interpretation		*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*
PO/AC_d ratio ($W.m^{-2}$)	1489 ± 293	1496 ± 296	1500 ± 300	1495 ± 305	1503 ± 306	1518 ± 317	1528 ± 316	1569 ± 349	1656 ± 351
CV (%)	19.7%	19.8%	20.0%	20.4%	20.4%	20.9%	20.6%	22.2%	21.2%
ES		*-0.024*	*-0.038*	*-0.022*	*-0.049*	*-0.098*	*-0.133*	*-0.255*	*-0.532*
Interpretation		*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Trivial*	*Small*	*Moderate*

V, speed; PO, power output; HR, heart rate; AC_d, drag area; PO/AC_d ratio, ratio between power output and drag area.
[a] Significant difference between 20 % and 70-80-90-100 %
[b] Significant difference between 30 % and 90-100 %
[c] Significant difference between 40 % and 100 %

A positive correlation was observed between PO and AC_d (R^2 = 0.69, p < 0.001) during the TT1. Additionally, significant correlations (p < 0.001) were observed between V and PO/AC_d ratio (R^2 = 0.89), PO (R^2 = 0.86) and PO normalised by weight (R^2 = 0.64). Correlations were established between PO/AC_d ratio and body weight (R^2 = 0.49, p < 0.001), height (R^2 = 0.58, p < 0.001), torso angle (R^2 = 0.38, p < 0.05) and shoulder angle (R^2 = 0.27, p < 0.05). Additionally, a significant multiple linear regression (R^2 = 0.69, p < 0.001) was reported between PO/AC_d ratio and three parameters (height, torso angle and shoulder angle):

$$PO/AC_d \text{ ratio} = -2932.2 + (19.7 \times \text{Height}) - (19.6 \times \text{Torso angle}) + (15.04 \times \text{Shoulder angle})$$

The head movements were increased (p < 0.05) by 47% (2.6 deg·s^{-1}) and 184% (3.8 deg·s^{-1}) for X and Z axes, respectively, in the TT3 compared with TT1. For all three TTs, the head movements were increased (p < 0.05) by 86% (4.6 deg·s^{-1}) and 230% (4.5 deg·s^{-1}) from 20% to 100% of the total time for X and Z axes, respectively (Figure 5). However, the lower back movements were not affected by TT duration and time.

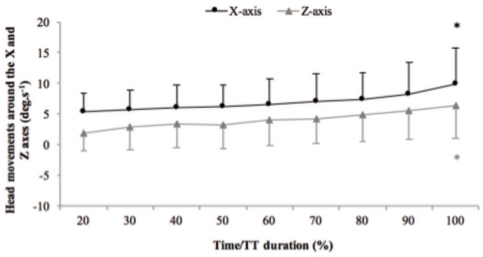


Figure 5. Influence of time on head movements around the X and Z axes for the three time trial (TT) durations.
* *Significant difference between the 20th tenth (p < 0.05)*

Discussion

The main findings of this study show that the mean AC_d during a TT was not significantly affected by time for all the TT durations, suggesting that the overall position of the cyclists was not significantly altered during the events. The small head movements induced by a gradual accumulation of fatigue over duration and time do not alter AC_d.

The AC_d was slightly lower in TT1 than TT2 and TT3 because the V was significantly higher and the PO is lower in the curves than in the straights on a velodrome [21,8]. Moreover, the decrease in PO over duration was in accordance with the literature and shows a hyperbolic relation that can be explained by the combined actions of the various bioenergetics processes according to the different sources of energy supply [22]. The relationship between PO and duration reflects the physiological laws, which state that the higher the exercise intensity, the shorter the time of exercise. This decrease of PO with duration of exercise can be modelled by a typical equation [23]: $PO = a.t^{-0.17}$. The more the duration was low, the more the PO was high and the performance was improved. This result demonstrates the importance of the PO/AC_d ratio, which considers both the energy supply (PO) and the position of the rider on the bicycle (AC_d).

The strong correlation (R^2 = 0.89) between V and PO/AC_d in the three TTs demonstrates that the more the PO/AC_d was high, the more the V was high and the performance was improved [24]. Thus, the balance between PO and AC_d is a parameter that must be optimised by considering both the physical potential and aerodynamic resistance of the cyclist. To be efficient in a TT, cyclists must find the best aero-position on the bicycle to develop the highest level of PO. These statements show that training in aerodynamic position can have a positive effect on the PO and oxygen consumption [25]. The results of our study are in accordance with those of Peterman et al. [24], who showed that PO normalized to field-determined aerodynamic resistance is the best correlate of TT performance. The correlation is improved by normalising PO by AC_d given that flat TT performance is essentially a balance between resistive forces (primarily aerodynamic resistance) and propulsive forces (power output). Only Peterman et al. [24] highlighted the importance of aerodynamic measures to predict cycling TT performance in the field.

In this study, PO/AC_d was correlated with body weight, height, torso angle and shoulder angle. The relationship between PO/AC_d and both body weight and height is in accordance with several studies showing that AC_d is sensitive to these two variables [2]. Additionally, the higher PO/AC_d was identified at low torso and high shoulder angles. Several studies have investigated the effect of torso and shoulder angles on aerodynamic drag with wind tunnel experiments by measuring AC_d [6,4]. Reducing torso angle is a good strategy when setting a TT position, whereas a middle shoulder angle is recommended. This combination seems to be the more effective in reducing aerodynamic drag and developing PO [6]. However, the preferred TT position differs between athletes and highlights the importance of individual testing to identify the best set-up that results in the lowest AC_d combined with the highest PO for each athlete. It is a function of the frontal area, human physiology, cycling speed, course profile and cycling duration [26]. Additionally, training could also influence the TT position and improve cycling performance [25].

The head movements are influenced by both duration and time. Indeed, they increased significantly around the medio-lateral and sagittal axes over time and by increasing the duration of the TT. These results suggest that the gradual accumulation of fatigue during TT induces an increase in head movements due to the impossibility of maintaining an optimal position on the bike. However, no correlation was observed between the head movements and AC_d. This is not in accordance with Defraeye et al. [9], which demonstrated that the head makes up a large part of AC_d in a TT position (19% of the total AC_d), and with our preliminary study [27]

during which the head movements were significantly correlated with AC_d. Nine cyclists participated in this preliminary study *vs.* twenty in the present study. This suggests that the relationship between the head movements and AC_d could be subject-dependent and that the head movements were not large enough to detect a change in AC_d. The low sensitivity of the velodrome tests to evaluate small changes in AC_d could be a limitation of the present study [8]. The inter-subjects' variations in AC_d were probably too high (CV = 10.6% for all three TTs) to detect a significant effect of the head movements. Additionally, the shape of the helmet could also influence the degradation of the AC_d when the head movements are increased. Indeed, a short helmet tip is likely to have less effect on the AC_d than one with a long tip.

Finally, the relationship observed between PO and AC_d during the short TT showed that the increase in PO degrades the cyclists' position and consequently increases AC_d. This result highlights the importance of the pacing strategy for this specific duration. An even pacing strategy, characterised by an initial acceleration to reach target V and PO maintained for the remainder of the TT, was used during TT1 whereas a negative pacing strategy, characterised by an end spurt, was used during TT2 and TT3. According to the literature, the choice of pacing strategy depends on the duration of the race [28]. An all-out strategy is best for short races while an even strategy is best for medium races and an even or negative pacing strategy is best for longer races [29].

Conclusions

The strong correlation between V and PO/AC_d ratio demonstrates that the balance between PO and AC_d must be optimised to consider both the physical potential and aerodynamic resistance of the cyclist. Indeed, cyclists must find the best aerodynamic position on the bicycle to develop the highest level of PO. Moreover, the head movements around the medio-lateral and sagittal axes are significantly increased over time but did not alter AC_d. However, AC_d was altered by the level of PO during TT1, which shows that the pacing strategy influences not only the rate of energy expenditure but also the aerodynamic resistance opposing the motion during short TT. This reinforces the fact that the capacity to maintain an optimal AC_d is an important determinant of performance during a TT fully integrated into the pacing strategy. That is a key parameter for coaches and athletes during specific training sessions.

Acknowledgments

The study was supported by the French Cycling Federation. The authors wish to thank all participating cyclists for their cooperation.
This research was not supported by external funding. The authors declare that they have no conflict of interest. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal.

References

1. Debraux P, Grappe F, Manolova AV, Bertucci W (2011) Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. Sports Biomech 10 (3):197-218. doi:10.1080/14763141.2011.592209
2. Oggiano L, Leirdal S, Saetran L, Ettema G Aerodynamic optimization and energy saving of cycling postures for international elite level cyclists. In: ISEA Conference, Biarritz, 2008.
3. Balmer J (2000) Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1 km cycling time trial. Med Sci Sports Exerc 32 (8):1485-1490
4. Garcia-Lopez J, Rodriguez-Marroyo JA, Juneau CE, Peleteiro J, Martinez AC, Villa JG (2008) Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. J Sports Sci 26 (3):277-286. doi:10.1080/02640410701501697
5. Underwood L, Jermy M (2013) Optimal handlebar position for track cyclists. Sports Eng 16 (2):81-90. doi:10.1007/s12283-013-0111-5
6. Underwood L, Schumacher J, Burette-Pommay J, Jermy M (2011) Aerodynamic drag and biomechanical power of a track cyclist as a function of shoulder and torso angles. Sports Eng 14 (2-4):147-154
7. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon J-D (1997) Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. Ergonomics 40 (12):1299-1311
8. Garcia-Lopez J, Ogueta-Alday A, Larrazabal J, Rodriguez-Marroyo JA (2014) The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. Int J Sports Med 35 (5):451-455. doi:10.1055/s-0033-1355352
9. Defraeye T, Blocken B, Koninckx E, Hespel P, Carmeliet J (2011) Computational fluid dynamics analysis of drag and convective heat transfer of individual body segments for different cyclist positions. J Biomech 44 (9):1695-1701. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.03.035
10. Oggiano L, Spurkland L, Bardal LM, Sætran L Aerodynamical resistance in cycling - CFD simulations and comparison with experiments. In: Proceedings of the 3rd International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support, Lisbon, Portugal, 2015. pp 183-189
11. Bouillod A, Oggiano L, Soto-Romero G, Brunet E, Grappe F Preliminary study: A new method to assess the effective frontal area of cyclists. In: 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support, Porto, Portugal, 2016. pp 67-71. doi:10.5220/0006104400670071
12. Candau RB, Grappe F, Menard M, Barbier B, Millet GY, Hoffman MD, Belli AR, Rouillon JD (1999) Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. Med Sci Sports Exerc 31 (10):1441-1447
13. Martin JC, Milliken DL, Cobb JE, McFadden KL, Coggan AR (1998) Validation of a mathematical model for road cycling power. J Appl Biomech 14 (3):276-291. doi:10.1123/jab.14.3.276
14. Burnley M, Jones AM (2016) Power-duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. Eur J Sport Sci:1-12. doi:10.1080/17461391.2016.1249524

15. Capelli C, Rosa G, Butti F, Ferretti G, Veicsteinas A, di Prampero PE (1993) Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 67 (2):144-149
16. Garcia-Lopez J, Diez-Leal S, Ogueta-Alday A, Larrazabal J, Rodriguez-Marroyo JA (2016) Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. J Sports Sci 34 (17):1619-1626. doi:10.1080/02640414.2015.1127987
17. Bouillod A, Costes A, Soto-Romero G, Brunet E, Grappe F (2016) Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedalling analysis. Proceedings of the 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support:63-66. doi:10.5220/0006088200630066
18. Bini RR, Diefenthaeler F, Mota CB (2010) Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. J Electromyogr Kinesiol 20 (1):102-107. doi:10.1016/j.jelekin.2008.10.003
19. Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F (2016) Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. Int J Sports Physiol Perform:1-26. doi:10.1123/ijspp.2016-0436
20. Cohen J (1988) Statistical power analysis for the behavioral sciences . Hilsdale. NJ: Lawrence Earlbaum Associates 2
21. Olds T (2001) Modelling human locomotion: applications to cycling. Sports Med 31 (7):497-509
22. Morton RH, Hodgson DJ (1996) The relationship between power output and endurance: a brief review. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 73 (6):491-502
23. Pinot J, Grappe F (2011) The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med 32 (11):839-844. doi:10.1055/s-0031-1279773
24. Peterman JE, Lim AC, Ignatz RI, Edwards AG, Byrnes WC (2015) Field-measured drag area is a key correlate of level cycling time trial performance. PeerJ 3:e1144. doi:10.7717/peerj.1144
25. Peveler W, Bishop P, Smith J, Richardson M (2005) Effects of training in an aero position on metabolic economy. J Exerc Physiol Online 8 (1):44-50
26. Fintelman DM, Sterling M, Hemida H, Li FX (2015) The effect of time trial cycling position on physiological and aerodynamic variables. J Sports Sci 33 (16):1730-1737. doi:10.1080/02640414.2015.1009936
27. Bouillod A, Garbellotto L, Acco P, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F (2016) The head movements degrade the aerodynamic drag according to the time-trial duration. J Sci Cycling 5 (2):69-70
28. Underwood L, Jermy M (2014) Determining optimal pacing strategy for the track cycling individual pursuit event with a fixed energy mathematical model. Sports Eng 17 (4):183-196. doi:10.1007/s12283-014-0153-3
29. Abbiss CR, Laursen PB (2008) Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. Sports Med 38 (3):239-252

2. Effet d'une correction orthopédique sur la surface frontale effective et le confort chez des cyclistes de haut niveau

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article soumis dans la revue *International Journal of Sports Physiology and Performance* : « Acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area and perceived comfort in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position ».

Résumé détaillé

Acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area and perceived comfort in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J et Grappe F

État de l'art : La position du cycliste sur son vélo ainsi que les variables anthropométriques individuelles sont très importantes pour optimiser la biomécanique du pédalage (Bini *et al.*, 2013 ; Burke et Pruitt, 2003 ; Silberman *et al.*, 2005). Une inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) peut induire une augmentation des contraintes articulaires au niveau des membres inférieurs. Ainsi, différentes méthodes sont utilisées pour réduire ces contraintes articulaires comme l'usage de semelles orthopédiques. Bien que certaines études se soient intéressées à l'influence des semelles orthopédiques sur les variables physiologiques (Anderson et Sockler, 1990 ; Hice *et al.*, 1985) ou sur l'activité musculaire (Yang, 2013) en position assise lors d'exercices sous-maximaux en laboratoire, aucune d'entre elles n'a investigué l'effet d'une correction orthopédique en position aérodynamique. Selon Burt (2014), la R_a, la $P_{méca}$ et le confort sont les trois principaux déterminants de la performance en position aérodynamique. Dans le cadre de cette étude, nous nous sommes focalisés sur la R_a et le confort. Il est important de noter que la R_a varie (~20 %) durant le cycle de pédalage (Crouch *et al.*, 2014a ; Crouch *et al.*, 2016 ; Griffith *et al.*, 2014). Plus de 60 % de cette variation pourrait être expliquée par la grande variation de la distribution de pression sur le dos et les hanches lors de chaque rotation de la manivelle (Crouch *et al.*, 2014b ; Crouch *et al.*, 2017 ; Crouch *et al.*, 2016). En considérant qu'une ILMI induise une bascule pelvienne (Kwon *et al.*, 2015), nous pouvons faire l'hypothèse que le flux d'air pourrait être perturbé

par cette ILMI, ce qui augmenterait le C_x. De plus, les contraintes articulaires induites par une ILMI pourraient diminuer le confort, diminuant ainsi la capacité du cycliste à maintenir sa position au cours du temps.

Objectif : L'objectif de cette étude était d'analyser l'effet de semelles orthopédiques sur le SC_x et le confort chez des cyclistes de haut niveau affectés par une ILMI en position aérodynamique. Nous faisons l'hypothèse que, pour une $P_{méca}$ donnée, les semelles orthopédiques diminueraient légèrement le SC_x et amélioreraient le confort perçu.

Méthodes : Vingt-neuf cyclistes de haut niveau ont été examinés par un podologue expérimenté pour diagnostiquer une ILMI selon plusieurs évaluations cliniques (Brady *et al.*, 2003). Premièrement, un examen clinique sur une table pour valider une ILMI supérieure à 5 mm. Deuxièmement, un examen clinique debout pour valider la bascule pelvienne induite par une ILMI sur le même côté. Troisièmement, un examen clinique sur le vélo pour valider la bascule pelvienne sur la selle lors du mouvement de pédalage. Les cyclistes sans bascule pelvienne étaient inclus dans le groupe contrôle (GC, n = 13) alors que les cyclistes avec les trois signes de bascule pelvienne étaient inclus dans le groupe test (GT, n= 16) et étaient corrigés avec des semelles orthopédiques individualisées. Tous les cyclistes ont réalisé deux tests incrémentaux (avant et après la correction orthopédique) sur un vélodrome couvert de 250 m (Saint-Quentin-en-Yvelines, France) pour déterminer le SC_x avec la méthode de régression linéaire (*cf. partie 3.4.5.3.1 du CHAPITRE 1 : Méthode d'analyse de régression linéaire*). Une échelle visuelle analogique de 0 (très inconfortable) à 10 (très confortable) était utilisée pour évaluer le confort de 14 éléments anatomiques à la fin de chaque session : pieds gauche et droit, membres inférieurs gauche et droit, selle, dos, tête, membres supérieurs gauche et droit, coudes gauche et droit, mains gauche et droite et confort général. Toutes ces données ont été moyennées pour obtenir une note de confort unique. Enfin, les cyclistes étaient équipés d'une IMU (ST Microelectronics, Genève, Suisse) en bas du dos. Le détail de cette IMU est présenté dans la *partie 6 du CHAPITRE 2 : Conception de centrales inertielles pour l'analyse du mouvement*.

Résultats : La Figure 84A montre que le SC_x n'était pas significativement modifié dans le GT (-0,5 % ; p = 0,707 ; ES = 0,054 et CV = 2,6 %) et dans le GC (-1,4 % ; p = 0,276 ; ES = 0,17 et CV = 2,6 %) en portant des semelles orthopédiques.

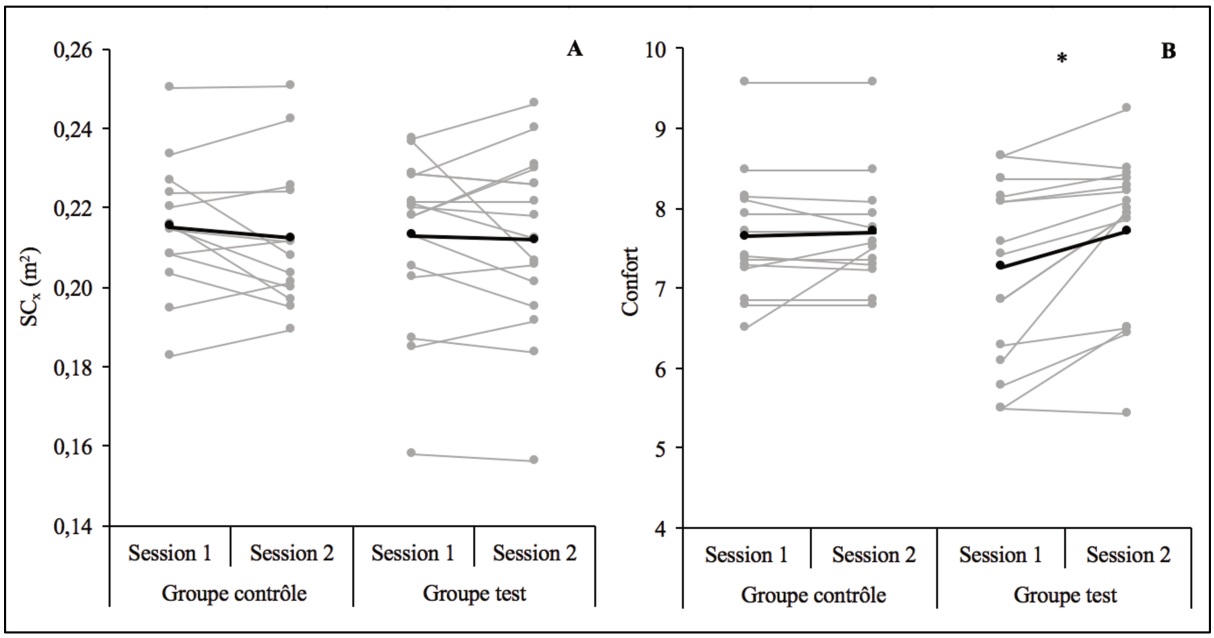


Figure 84. *Graphiques représentant l'effet d'une correction orthopédique sur la surface frontale effective (SC_x) (A) et le confort (B). Lignes grises : valeurs individuelles ; lignes noires : valeurs moyennes.*

La cadence de pédalage était similaire entre les deux sessions dans le GT (-0,3 % ; p = 0,847 ; ES = 0,051 et CV = 3,7 %) et dans le GC (+1,4 % ; p = 0,467, ES = 0,179 et CV = 2,4 %). De plus, les mouvements du bassin étaient diminués (ES faible) dans le GT (-6,2 % ; p = 0,093 ; ES = 0,251 et CV = 7,8 %) alors qu'ils étaient augmentés (ES faible) dans le GC (+5,2 % ; p = 0,159 ; ES = 0,215 et CV = 6,6 %). La Figure 84B montre que le confort était amélioré dans le GT (+6,2 % ; p = 0,002 ; ES = 0,432 et CV = 5,5 %) et similaire dans le GC (+0,7 % ; p = 0,546 ; ES = 0,074 et CV = 1,4 %) avec des semelles orthopédiques. Enfin, le confort était significativement corrélé avec les mouvements du bassin (R^2 = -0,21 ; p < 0,05).

Discussion : Les principaux résultats de cette étude montrent que le SC_x n'était pas affecté par une correction orthopédique individualisée compensant une ILMI alors que le confort était amélioré avec des semelles orthopédiques. Ces résultats suggèrent que la position aérodynamique des cyclistes était optimisée puisque le SC_x était stabilisé et le confort augmenté au cours des sessions effectuées sur le vélodrome. Le SC_x similaire mesuré avant et après une correction orthopédique démontre que la composante aérodynamique de la position du cycliste n'était pas améliorée en modifiant légèrement l'appui sur la pédale. Le temps

d'adaptation très court aux semelles orthopédiques pourrait expliquer le fait que le SC_x ne soit pas modifié entre les deux tests. Certaines études ont montré une adaptation immédiate et à court terme aux semelles orthopédiques (Nawoczenski et Ludewig, 1999 ; Tomaro et Burdett, 1993) alors qu'une autre étude a révélé qu'une adaptation à moyen terme (de 1 à 6 mois) était nécessaire pour induire des adaptations neuromusculaires (Hsieh et Lee, 2014).

Bien que le SC_x ne soit pas affecté par le port de semelles orthopédiques, nos résultats montrent que les mouvements du bassin autour de l'axe longitudinal étaient diminués (ES faible) dans le GT (-6,2 %) alors qu'ils étaient augmentés dans le GC (+5,2 %) pour une V_d donnée. Cela suggère que la réduction d'une ILMI tend à diminuer les mouvements du bassin. De plus, nos résultats mettent en évidence une relation significative entre les mouvements du bassin et le confort. Plus les mouvements du bassin étaient faibles, plus le confort était augmenté. L'amélioration du confort avec des semelles orthopédiques est en accord avec l'étude préliminaire de Millour *et al.* (2016). De plus, il est important de mentionner que le confort représente un des trois piliers de la performance en CLM, qui est déterminée par le ratio $P_{méca}/SC_x$ (Bouillod *et al.*, 2016a ; Peterman *et al.*, 2015). Puisque nos résultats montrent qu'une augmentation du confort avec des semelles orthopédiques n'a pas d'effet sur le SC_x, il est légitime de penser que cette amélioration du confort pourrait augmenter la $P_{méca}$ et/ou le temps de maintien de la position aérodynamique lors d'un CLM.

Conclusion : Cette étude montre que le SC_x n'est pas significativement affecté par une correction orthopédique compensant une ILMI alors que le confort est légèrement amélioré avec des semelles orthopédiques. L'augmentation du confort avec des semelles orthopédiques est induite par une diminution des mouvements du bassin si l'on considère la relation négative entre ces deux paramètres. Cela suggère que la position aérodynamique des cyclistes était légèrement optimisée puisque le SC_x était stabilisé et le confort amélioré. Cette augmentation du confort n'est pas négligeable puisque cet élément constitue un des trois piliers de la performance en cyclisme. La contribution du confort lors d'un CLM réside dans la capacité du cycliste à maintenir le ratio $P_{méca}/SC_x$ le plus élevé au cours du temps. Ainsi, les cyclistes affectés par une ILMI sont recommandés de compenser cette inégalité avec des semelles orthopédiques individualisées de façon à améliorer leur confort et par conséquent leur performance en position aérodynamique.

Acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area and perceived comfort in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position

Anthony Bouillod, Marc Retali, Georges Soto-Romero, Emmanuel Brunet, Maxim Frémeaux, Johan Cassirame, Jacky Maillot & Frederic Grappe

Optimal time-trial (TT) position requires the consideration of three key factors: aerodynamics, mechanical power (PO) and comfort. **Purpose:** The aim of this study was to analyse the acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area (AC_d) and perceived comfort in elite cyclists affected by a lower limb length inequality (LLLI) in TT position. **Methods:** Twenty-nine cyclists performed two discontinuous incremental exercises (before and after orthopaedic correction) using their personal TT bicycle and equipment on a 250-m indoor velodrome. **Results:** The AC_d was unchanged in both the test group (TG) (-0.5%, p = 0.707) and the control group (CG) (-1.4%, p = 0.276), whereas the perceived comfort was improved in the TG (+6.2%, p = 0.002) and stabilised in the CG (+0.7%, p = 0.546), after the fitting of the foot orthotics. Pelvis movements were decreased (small effect size) in the TG (-6.2%, p = 0.093, ES = 0.251), whereas they were increased (small effect size) in the CG (+5.2%, p = 0.159, ES = 0.215). **Conclusions:** TT position was slightly improved by compensating for a LLLI, as the AC_d was stabilised and the level of comfort was improved. The contribution of comfort to TT performance resides in the ability of the cyclist to sustain the highest possible PO/AC_d ratio over time. Thus, cyclists affected by a LLLI are recommended to compensate with foot orthotics in order to improve their level of comfort and consequently their performance in TT position.

Keywords: pelvis tilt, foot orthotics, aerodynamic drag, time trial, cycling.

Introduction

The position of a cyclist on his bicycle and individual anthropometric parameters are very important factors to consider in order to optimise pedalling biomechanics.[1-3] Postural imbalances can lead to increased joint stress in the lower limbs. Therefore, different methods, such as chiropractic adjustment, kinesio taping or foot orthotics, can be used to reduce these joint stresses. Orthotics seem to be of interest to reduce unwanted movements such as pelvis tilt during the pedalling cycle and to restore the symmetry of the movements during both the pushing and pulling phases of the pedalling cycle. In the scientific literature, the studies that have analysed physiological parameters such as oxygen consumption (VO_2) with and without foot orthotics have had conflicting results.[4,5] Hice et al.[5] observed a significant decrease in VO_2 with foot orthotics when cyclists performed submaximal constant exercises in the laboratory. Conversely, the study by Anderson and Sockler[4] reported that foot orthotics provided no significant difference in VO_2. Yang[6] showed that when riders cycled in the laboratory using a personal bicycle and working at two different intensities (125 W and 150 W), foot orthotics had beneficial effects on the muscular activity of the *vastus medialis*, *vastus lateralis* and *gastrocnemius medialis*, which are particularly stressed during the pushing phase. Activation time of those muscles decreased, which led to a decrease in muscular fatigue, while the peak output power increased. While previous studies[5,6] have shown the positive effects of foot orthotics on physiological and biomechanical parameters in the laboratory, a recent study by Bini et al.[7] showed that asymmetry of the lower limbs did not influence performance during a 20-km time trial (TT) on a cycle trainer in the laboratory. However, those authors did not focus in detail on the three following key factors of TT body position: aerodynamics, mechanical power (PO) and comfort.[8] To the best of our knowledge, no study has yet reported the effect of foot orthotics on drag area (AC_d) and comfort in TT body position in elite cyclists.

Computational fluid dynamics (CFD) has shown that the bicycle contributes ~20% of the AC_d, while the cyclist contributes ~80%.[9] If we look more closely at the contribution of the cyclist in TT position, the legs, head and arms are the most important elements for the AC_d, contributing 53%, 19% and 14%, respectively.[10] As for the legs, it is important to note that the aerodynamic resistance varies (~20%) depending on the position of the cranks, and therefore of the legs, during the pedalling cycle.[9,11,12] This fluctuation of the AC_d is mainly due to the drag coefficient (C_d), since the frontal area (A) varies by only 2% during a pedalling cycle. Over 60% of the variation in AC_d with leg position can be explained by the large change in the pressure distribution on the back and hips throughout the crank cycle. These findings have also been supported by recent studies that include the dynamic motion of the legs using a realistic pedalling cadence.[12-14] Considering that a lower limb length inequality (LLLI) induces a pelvis tilt,[15] we can legitimately hypothesise that the air flow could be disturbed by this leg-length discrepancy, which would then increase the C_d.

Although the pursuit position is very aerodynamic, most cyclists cannot sustain this position much beyond the duration of the event and need the comfort factor to be taken into consideration.[8] This is partly due to the fact that it is not possible to be as powerful and aerodynamic for a 40-minute TT as for a 4-minute TT. If the body position is not relatively sustainable, all the benefits will be lost because the rider will shift position before settling back down again. Of course, holding such an extreme position for a long time can also cause physical damage. Thus, for longer TTs, a modicum of

comfort is important for optimal performance. Millour et al.[16] measured an increase in perceived comfort with foot orthotics in a seated position, but no study has yet reported the effect of foot orthotics on perceived comfort in TT position.

The aim of this study was to analyse the acute effect of biomechanical foot orthotics on AC_d and perceived comfort in TT position in elite cyclists affected by a LLLI. We hypothesised that for a given PO, foot orthotics would induce a slight decrease in AC_d and improvement in perceived comfort, since LLLI may affect the biomechanics of the cyclist.

Methods

Subjects

Twenty-nine cyclists volunteered to participate in the study after being informed of the aims and procedures. All subjects were licensed to the French Cycling Federation. Subjects were assigned to two groups, a test group (TG; n = 16) and a control group (CG; n = 13) based on their degree of anatomical asymmetry. All subjects were regularly selected for French cycling teams and were TT specialists. Their mean ± standard deviation values for age, height and body mass were 19.5 ± 2.0 years, 174.0 ± 8.3 cm, and 67.0 ± 9.1 kg, respectively, for TG and 19.8 ± 3.3 years, 175.1 ± 9.7 cm, and 66.9 ± 7.4 kg for CG. The riders followed a regular training regimen and participated in races throughout the season. Prior to testing and after having received a full explanation of the nature and purpose of the study, each cyclist provided written informed consent, which was conducted in accordance with the ethical principles of the Declaration of Helsinki and approved by the ethics committee of the institute.

Experimental design

The cyclists performed two discontinuous incremental exercises (before and after orthopaedic correction) using their personal TT bicycles and equipment (e.g., helmet and skinsuit) on a 250-m indoor velodrome (Saint Quentin en Yvelines, France). The two testing sessions were performed on the same day for each cyclist with the same equipment. The bicycle tire pressure was inflated to 800 kPa. The pedalling cadence was free during the first session, and cyclists were asked to reproduce the same pedalling cadence during the second session.

All subjects were examined by an experienced podiatrist between the two testing sessions to diagnose a LLLI using current clinical assessments.[17] First, a clinical exam on the table was performed to identify LLLI greater than 5 millimetres. Second, a standing clinical exam was performed to evaluate the pelvis tilt induced by the LLLI on the same side. Third, a cycling clinical exam was done to evaluate the pelvis tilt on the saddle when pedalling using a home trainer (Hammer Direct Drive Trainer, CycleOps, Madison, USA). The cyclists without pelvis tilt were included in the CG and received no change for the second testing session. The cyclists with the three signs of pelvis tilt were included in the TG and received custom foot orthotics moulded under the feet with medial arch support and a 3-millimetre spacer under the shoes on the side of the shorter limb. The cyclists were aware of these changes and performed the second discontinuous incremental exercises after a very short adaptation period. Indeed, the cyclists were required to pedal a few minutes on the velodrome in order to acclimate to the new supports and to confirm that the podiatrist did not make an error.

Measurement of AC_d

The cyclists performed two discontinuous incremental exercises on the velodrome at speeds (V) from 30 $km \cdot h^{-1}$ to 50 $km \cdot h^{-1}$, increasing their V by 2 $km \cdot h^{-1}$ every 90 seconds. Resistive force (R_T) was determined from the measurement of PO at constant V on each incremental step as follows: $R_T = PO \cdot V^{-1}$. R_T was then plotted against V^2 to obtain the R_T-V^2 linear regression.[18] The equation of the linear regression to determine AC_d was $R_T = \alpha V^2 + \beta$, where $\alpha = AC_d \cdot 0.5 \cdot \rho$ and ρ ($kg \cdot m^{-3}$) is the air density, which was measured with a weather station (Kestrel 4250 Racing Weather Tracker, KestrelMeters, Minneapolis, USA). PO and V were measured with a Powertap G3 hub (Powertap, Madison, USA) located at the rear wheel[19] using a frequency of 1 Hz and were recorded in a Garmin power control (Garmin 810, Olathe, USA). To ensure that accurate measurements were acquired by the Powertap power meter, the zero-offset frequency was adjusted before each session according to the manufacturer's instructions. The data were recorded with the TrainingPeaks software (WKO4, Peaksware, Boulder, USA). A beeper was used as external reference of the bicycle V to manage the pace and to allow the rider to keep the same position during the entire exercise. PO, V and cadence were recorded throughout the two testing sessions.

Measurement of perceived comfort

A visual analogue scale from 0 (very uncomfortable) to 10 (very comfortable) was used to assess the comfort of fourteen different anatomical locations at the end of each session: left and right feet, left and right lower limbs, saddle, back, head, left and right upper limbs, left and right elbows, left and right hands and general comfort. All these data were averaged to obtain a unique comfort rating.

Measurement of pelvis movements

The cyclists were equipped with a wireless system based on an iNEMO Inertial Measurement Unit (IMU, ST Microelectronics, Geneva, Switzerland) located at the pelvis level. The pelvis movements were quantified by measuring the angle variation (in degrees) around the Y-axis, which represented the longitudinal anatomical axis. Data were measured at a frequency of 50 Hz. To standardise the position of the sensor on the cyclists, all the subjects were equipped with a multisport shirt (Compressport, Geneva, Switzerland) on which was sewn a pocket dedicated to the location of the sensor.

Statistical analysis

Descriptive statistics were calculated, and all data were expressed as mean ± standard deviation. Statistical analyses were performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc. San Jose, USA). The Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors test was used to verify Gaussian distributions; all data were normally distributed. The data were analysed with a paired t-test. We used effect size (ES, Cohen's *d*), which represents the ratio of the mean difference over the pooled variance, to estimate the magnitude of the difference. The difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8. The coefficient of variation (CV) was computed under the different testing sessions considered herein. A linear regression was performed to determine whether the pelvis movements could predict perceived comfort. The statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

Figure 1 shows that the AC_d did not change significantly in either the TG (-0.5%, p = 0.707, ES = 0.054 and CV = 2.6%) or the CG (-1.4%, p = 0.276, ES = 0.17 and CV = 2.6%) after the fitting of the foot orthotics. Among the sixteen cyclists included in the TG, ten exhibited reduced AC_d after receiving an orthopaedic correction, whereas the other six showed increased AC_d.

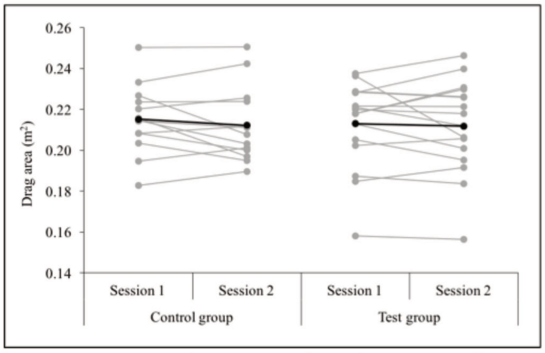


Figure 1. Scatterplot representing the acute effect of biomechanical foot orthotics on drag area. Grey lines: individual values; black lines: mean values.

The pedalling cadence was also unchanged between the two sessions in both the TG (-0.3%, p = 0.847, ES = 0.051 and CV = 3.7%) and the CG (+1.4%, p = 0.467, ES = 0.179 and CV = 2.4%). Pelvis movements were decreased (small ES) in the TG (-6.2%, p = 0.093, ES = 0.251 and CV = 7.8%), whereas they were increased (small ES) in the CG (+5.2%, p = 0.159, ES = 0.215 and CV = 6.6%).

Figure 2 shows that perceived comfort was improved in the TG (+6.2%, p = 0.002, ES = 0.432 and CV = 5.5%) and stabilised in the CG (+0.7%, p = 0.546, ES = 0.074 and CV = 1.4%) after the fitting of the foot orthotics. Fourteen cyclists increased their comfort level after receiving an orthopaedic correction, whereas the other two slightly decreased their comfort level.

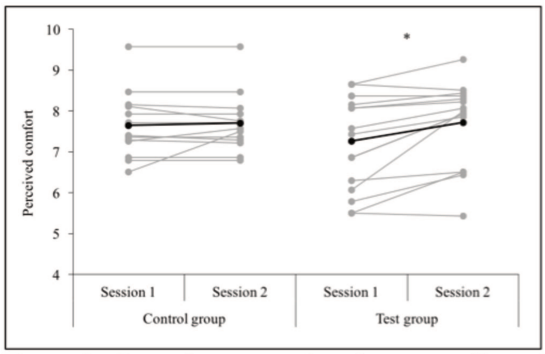


Figure 2. Scatterplot representing the acute effect of biomechanical foot orthotics on perceived comfort. Grey lines: individual values; black lines: mean values. * Significant difference between the two testing sessions ($p < 0.05$).

Finally, perceived comfort was correlated with pelvis movements ($R^2 = -0.21$, $p < 0.05$).

Discussion

The main findings of this study were that AC_d was not significantly affected by orthopaedic correction compensating a LLLI, whereas perceived comfort was improved with foot orthotics via a decrease in the pelvis movements. Only the result concerning the comfort improvement was in accordance with our main hypothesis. The results suggest that the overall position of the cyclists was slightly improved, since the AC_d was stable and the comfort increased over the course of the velodrome testing sessions. The improvement in comfort was not negligible, since this element constitutes one of the three key factors of cycling performance.[8]

The similar AC_d measured before and after orthopaedic correction demonstrate that the aerodynamic component of the TT position was not improved by slightly modifying the support on the pedals. Several elements could explain the fact that the AC_d was not significantly different between the two testing sessions in both groups. First, we tested the effect of immediately fitting foot orthotics without a certain duration of training. Studies in the literature are controversial concerning the time needed to adapt to foot orthotics. Earlier work has indeed shown that foot orthotics elicit immediate/short-term effects on lower limb muscle activity during walking[20] and running.[21] In contrast, one study reported that a medium-term adaptation (from 1 to 6 months)[22] was needed to induce a modification of the pedalling pattern by neuromuscular adaptation. It would be interesting to assess our cyclists after a medium-term adaptation period to investigate the effect of foot orthotics on AC_d and comfort after a longer period. However, it is unclear if the effects provided by the foot orthotics would be different following a longer adaptation period.[23-25]

In addition, changes in muscle activity and lower limb kinematics showed high inter-subject variability in a previous study of the individual responses to foot orthotics.[26] Our results also highlight these individual responses to foot orthotics in AC_d. Therefore, an individualised approach is recommended in cycling orthotic prescriptions. Although foot orthotics did not influence the immediate/short-term kinematics of the lower limbs in previous studies, it would seem that the ankle is a key element in the pedalling cycle. Differences in range of motion between right and left pattern[25,27] could compensate the leg-length discrepancy and decrease pelvis tilt during each pedal stroke. Considering that we did not measure the kinematics of the lower limbs in our study, we cannot speculate further. Concerning pelvis tilt, it is important to note that the testing sessions were performed in a velodrome, which could influence our results due to the slope in the straightaways (10-15°) and in the curves (40-45°). By tilting the pelvis to the right, the cyclists would compensate for the gravitational force in both the straightaways and the curves and for the centrifugal force in the curves.

Although AC_d was not affected by biomechanical foot orthotics, our results showed that pelvis movements around the longitudinal anatomical-axis were decreased (small ES) in the TG (-6.2%), whereas they were increased (small ES) in the CG (+5.2%) for a given V. This suggests that a reduction in LLLI tends to decrease the pelvis movements. It would be interesting to measure gas exchange in a future study in order to analyse whether this reduction in pelvis movements could decrease the energy cost (oxygen uptake for a given V). Additionally, our results highlight a significant relationship between pelvis movements and perceived comfort. Lower pelvis movements were associated with higher comfort.

The increase in comfort with foot orthotics was in accordance with the preliminary study of Millour et al.[16], who observed a larger increase in comfort (+39%). The comfort represents one of the three key factors of cycling performance even if it does not directly influence TT performance, which is determined by the ratio of PO to AC_d.[28,29] Indeed, the contribution of comfort in TT performance resides in the ability of the cyclist to sustain his TT position, and consequently the highest PO/AC_d ratio, over time. Since our results show that an increase in comfort with foot orthotics has no effect on AC_d, it is reasonable to suggest that this improvement in comfort could increase the PO and/or the holding time of PO for a given position on the bicycle. Thus, it would be interesting to investigate the effect of biomechanical foot orthotics on PO in a future study.

It is important to note some limitations of the present study. The reproducibility of the cyclist position could explain the similar AC_d measured before and after orthopaedic correction. We reported a mean CV of 2.6% (range from 0.1% to 6.5%) in the CG. Although the reproducibility was considered as good as that in the study of Grappe et al.[18] (CV = 3.2%), a CV of 2.6% could be still too high to detect a significant effect of foot orthotics on AC_d. Additionally, the method of linear regression reaches the limit of sensitivity of the measurement to evaluate small changes in AC_d[30], and this could also explain the similar AC_d measured before and after orthopaedic correction.

Practical Applications

The findings of this study are useful for cyclists affected by a LLLI in TT position since they show an improvement in comfort, which is one of the three key factors of cycling performance, after the fitting of foot orthotics. This increase in comfort could improve the ability of the cyclist to sustain the highest PO/AC_d ratio over time. Although the AC_d was not significantly affected by foot orthotics, the improvement in comfort could increase the PO production, which could be the aim of a future study. Higher comfort was also associated with lower pelvis movements. It would be interesting to measure gas exchange in a future study in order to analyse whether this reduction in pelvis movements could decrease the energy cost in TT position. Finally, cyclists affected by a LLLI are recommended to compensate with individualised foot orthotics in order to improve their comfort and consequently their TT performance.

Conclusions

This study shows that the AC_d was not significantly affected by an orthopaedic correction compensating for a LLLI, whereas the perceived comfort was slightly improved with foot orthotics. This increase in comfort with foot orthotics was induced by a decrease in pelvis movements, considering the negative relationship between these two parameters. The results suggest that the TT position of the cyclists was slightly improved, since the AC_d was stabilised and the comfort improved. This increase in comfort is not negligible, since this element constitutes one of the three key factors of cycling performance.

Acknowledgments

The study was supported by the French Cycling Federation. The authors wish to thank all participating cyclists for their cooperation.

References

1. Burke ER, Pruitt AL. *Body Positioning for Cycling.* 2 ed2003.
2. Silberman MR, Webner D, Collina S, Shiple BJ. Road bicycle fit. *Clin J Sport Med.* 2005;15(4):271-276.
3. Bini RR, Hume P, Croft JL, Kilding A. Pedal force effectiveness in cycling: a review of constraints and training effects. *J Sci Cycling.* 2013;2(1):11-24.
4. Anderson JC, Sockler JM. Effects of orthoses on selected physiologic parameters in cycling. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1990;80(3):161-166.
5. Hice G, Kendrick Z, Weeber K, Bray J. The effect of foot orthoses on oxygen consumption while cycling. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1985;75(10):513.

6. Yang S. The efficacy of arch support sports insoles in increasing the cycling performance and injury prevention. *Footwear Sci.* 2013;5(sup1):S107-S109.
7. Bini RR, Jacques TC, Sperb CH, Lanferdini FJ, Vaz MA. Pedal force asymmetries and performance during a 20-km cycling time trial. *Kinesiol.* 2016;48(2):103-109.
8. Burt P. *Bike Fit: Optimise your bike position for high performance and injury avoidance.* A&C Black; 2014.
9. Griffith MD, Crouch T, Thompson MC, Burton D, Sheridan J, Brown NA. Computational fluid dynamics study of the effect of leg position on cyclist aerodynamic drag. *J Fluids Eng.* 2014;136(10):101105.
10. Defraeye T, Blocken B, Koninckx E, Hespel P, Carmeliet J. Computational fluid dynamics analysis of drag and convective heat transfer of individual body segments for different cyclist positions. *J Biomech.* 2011;44(9):1695-1701.
11. Crouch T, Burton D, Brown N, Thompson M, Sheridan J. Flow topology in the wake of a cyclist and its effect on aerodynamic drag. *J Fluid Mech.* 2014;748:5-35.
12. Crouch TN, Burton D, Thompson MC, Brown NA, Sheridan J. Dynamic leg-motion and its effect on the aerodynamic performance of cyclists. *J Fluids Struct.* 2016;65:121-137.
13. Crouch T, Burton D, Thompson M, Martin D, Brown N, Sheridan J. A phase-averaged analysis of the pedalling cyclist wake. Paper presented at: Proceedings of the 19th Australasian Fluid Mechanics Conference, Melbourne, Victoria, Australia2014.
14. Crouch TN, Burton D, LaBry ZA, Blair KB. Riding against the wind: a review of competition cycling aerodynamics. *Sports Eng.* 2017;20(2):81-110.
15. Kwon YJ, Song M, Baek IH, Lee T. The effect of simulating a leg-length discrepancy on pelvic position and spinal posture. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(3):689-691.
16. Millour G, Retali M, Brunet E, et al. Preliminary study: the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomic asymmetry. *J Sci Cycling.* 2016;5(2):43-44.
17. Brady RJ, Dean JB, Skinner TM, Gross MT. Limb length inequality: clinical implications for assessment and intervention. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(5):221-234.
18. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon J-D. Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. *Ergonomics.* 1997;40(12):1299-1311.
19. Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, Bertucci W, Grappe F. Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016:1-26.
20. Tomaro J, Burdett RC. The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18(4):532-536.
21. Nawoczenski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(5):540-544.
22. Hsieh R-L, Lee W-C. Immediate and medium-term effects of custom-moulded insoles on pain, physical function, physical activity, and balance control in patients with knee osteoarthritis. *J Rehabil Med.* 2014;46(2):159-165.
23. Yeo BK, Bonanno DR. The effect of foot orthoses and in-shoe wedges during cycling: a systematic review. *J Foot Ankle Res.* 2014;7:31.
24. Bonacci J, Chapman A, Blanch P, Vicenzino B. Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. *Sports Med.* 2009;39(11):903-921.
25. Macdermid PW, Mann ME. An integrated analysis of leg length differences and the effect of correctional techniques on stroke mechanics and performance indicators in competitive cyclists. *Sports and Exercise Medicine - Open Journal.* 2015;1(1):14-21.
26. O'Neill BC, Graham K, Moresi M, Perry P, Kuah D. Custom formed orthoses in cycling. *J Sci Med Sport.* 2011;14(6):529-534.
27. Rodano R, Squadrone R, Castagna F. Simplified 3-D model for the calculation of body segment kinematic asymmetries in cycling. Paper presented at: ISBS-Conference Proceedings Archive2009.
28. Peterman JE, Lim AC, Ignatz RI, Edwards AG, Byrnes WC. Field-measured drag area is a key correlate of level cycling time trial performance. *PeerJ.* 2015;3:e1144.
29. Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Garbellotto L, Millour G, Grappe F. The effect of time-trial duration on aerodynamic drag. *J Sci Cycling.* 2016;5(2):67-68.
30. Garcia-Lopez J, Ogueta-Alday A, Larrazabal J, Rodriguez-Marroyo JA. The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. *Int J Sports Med.* 2014;35(5):451-455.

3. Effet d'une correction orthopédique sur le rendement énergétique chez des cyclistes de haut niveau

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un résumé de communication orale publié dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* : « Effect of biomechanical foot orthotics on gross efficiency in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position ».

Résumé détaillé

Effect of biomechanical foot orthotics on gross efficiency in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position

Bouillod A, Retali M, Soto-Romero G, Brunet E, Frémeaux M, Cassirame J, Maillot J et Grappe F

État de l'art : Afin d'optimiser la biomécanique du pédalage, il est important de tenir compte de la position du cycliste sur sa bicyclette mais également des paramètres anthropométriques de chaque individu (Bini *et al.*, 2013 ; Bini *et al.*, 2011 ; Burke et Pruitt, 2003 ; Silberman *et al.*, 2005). Un déséquilibre postural peut engendrer une augmentation des contraintes articulaires au niveau des membres inférieurs. De ce fait, différentes méthodes sont utilisées pour réduire ces contraintes articulaires comme la chiropraxie (Konczak, 2010), le kinesio taping (Szymura *et al.*, 2016) ou encore l'usage de semelles orthopédiques. Ces dernières semblent intéressantes pour diminuer les mouvements parasites lors du cycle de pédalage et rétablir la symétrie des mouvements, que ce soit pendant la phase de propulsion mais également lors de la phase de traction de la pédale. Dans la littérature scientifique, Hice *et al.* (1985) ont mesuré une diminution significative de la VO_2 et de la FC avec des corrections orthopédiques en laboratoire. De plus, Yang (2013) a montré que l'apport de corrections orthopédiques avait des effets bénéfiques sur l'activité musculaire des muscles suivants : VM, VL et GAS. Ces muscles sont particulièrement sollicités lors de la phase de propulsion de la pédale. Le temps d'activation de ces muscles diminue, ce qui induit une baisse de la fatigue musculaire, alors que le pic de puissance musculaire augmente. La littérature scientifique semble controversée sur l'influence des corrections orthopédiques. Malgré tout, ces

corrections permettraient d'optimiser les paramètres biomécaniques liés à la technique de pédalage.

Objectif : L'objectif de notre étude était d'analyser l'impact d'une correction orthopédique sur le $\eta_{énerg}$ et le confort de cyclistes affectés par une asymétrie anatomique en position aérodynamique. Nous formulons l'hypothèse que la correction orthopédique pourrait augmenter le $\eta_{énerg}$ et le confort des cyclistes en considérant une meilleure stabilité du bassin sur la selle.

Méthodes : Douze cyclistes ont participé à cette étude et ont été répartis dans deux groupes, un GC (n = 6) et un GT (n = 6) en fonction de leur asymétrie anatomique. Les cyclistes ont réalisé deux tests séparés d'une heure (avant et après la correction orthopédique) avec leur vélo de CLM personnel fixé sur un home-trainer Hammer Direct Drive (Saris Cycling Group, Madison, États-Unis) à trois intensités différentes (3 ; 3,5 et 4 $W \cdot kg^{-1}$). La cadence de pédalage était libre durant le premier test mais les cyclistes avaient pour consigne de reproduire la même cadence et la même position au cours du second test. Tous les cyclistes ont été examinés par un podologue entre les deux tests 1) pour détecter une ILMI supérieures à 5 mm (Brady *et al.*, 2003), 2) valider la bascule pelvienne sur le même côté et 3) valider la bascule pelvienne sur la selle lors du pédalage. Les cyclistes sans bascule pelvienne étaient inclus dans le GC tandis que les cyclistes affectés par les trois signes de bascule pelvienne étaient inclus dans le GT. Les mesures métaboliques étaient réalisées avec un système de mesure des échanges gazeux (Metalyzer 3B-R3, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Allemagne). Le $\eta_{énerg}$ était calculé avec les mesures de puissance métabolique ($P_{méta}$) et de $P_{méca}$ (Moseley et Jeukendrup, 2001) :

$$\eta_{énerg} = P_{méca} \cdot 100\ \%/P_{méta} \quad (28)$$

$$\text{Avec } P_{méta} = [(3{,}869 \cdot VO_2) + (1{,}195 \cdot VCO_2)] \cdot [(4{,}186/60) \cdot 1000] \quad (29)$$

Enfin, une échelle visuelle analogique de 0 (très inconfortable) à 10 (très confortable) était utilisée pour évaluer le confort de 14 éléments anatomiques à la fin de chaque test : pieds gauche et droit, membres inférieurs gauche et droit, selle, dos, tête, membres supérieurs gauche et droit, coudes gauche et droit, mains gauche et droite et confort général. Toutes ces données ont été moyennées pour obtenir une note de confort unique.

Résultats et discussion : La Figure 85 montre que le $\eta_{énerg}$ ne changeait pas significativement dans le GT (+1,1 %, p = 0,608 et ES = 0,205) alors qu'il avait tendance à diminuer dans le GC (-4,6 %, p = 0,058 et ES = 0,452).

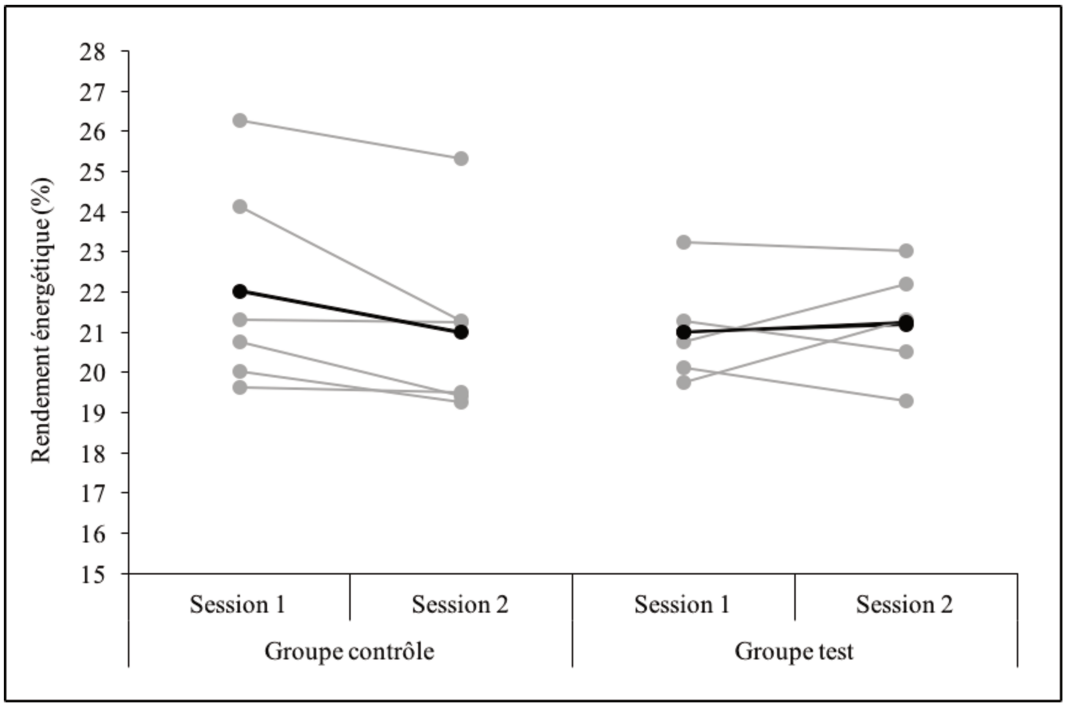


Figure 85. *Effet d'une correction orthopédique sur le rendement énergétique.*

Des réponses individuelles ont été mesurées dans le GT puisque trois cyclistes ont augmenté leur $\eta_{énerg}$ lors du second test alors que les trois autres l'ont diminué. De plus, le confort perçu ne changeait pas significativement dans le GC (+4,6 %, p = 0,363 et ES = 0,406) et dans le GT (+9,1 %, p = 0,102 et ES = 0,478) lors du second test. En considérant la différence entre le GC et le GT, cette étude confirme notre hypothèse initiale et montre une tendance selon laquelle une correction orthopédique, chez des cyclistes affectés par une ILMI, augmente le $\eta_{énerg}$ (+5,7 %) et le confort (+4,5 %) en position aérodynamique. Une telle augmentation du $\eta_{énerg}$ représente une augmentation équivalente de la $P_{méca}$ (+5,7 %).

Conclusion : Cette étude montre l'importance de compenser une ILMI avec des semelles orthopédiques pour améliorer le $\eta_{énerg}$ et le confort en position aérodynamique. La compensation induit une augmentation de 5,7 % de la $P_{méca}$.

COMPUTER METHODS IN BIOMECHANICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2017
VOL. 20, NO. S1, S23–S24
https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382842

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

OPEN ACCESS Check for updates

Acute effect of biomechanical foot orthotics on gross efficiency in cyclists affected by an anatomic asymmetry in time trial position

A. Bouillod[a,b,c], M. Retali[b,d], G. Soto-Romero[c,e], E. Brunet[b], M. Frémeaux[a], J. Cassirame[a], J. Maillot[b] and F. Grappe[a,f]

[a]EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France; [b]French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France; [c]LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France; [d]Podiatry, Altkirch, France; [e]ISIFC – Génie Biomédical, Besançon, France; [f]Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

KEYWORDS Pelvis tilt; foot orthotics; gas exchanges; mechanical power; time trial

1. Introduction

Cyclist position on his bicycle and individual anthropometric parameters are very important to optimise pedalling biomechanics (Bini et al. 2011). Postural imbalance can lead to increase joint stress in the lower limbs. Therefore, different methods are used to reduce these joint stresses such as chiropractic, kinesio taping or the use of foot orthotics. The latter seem to be of interest to reduce parasitic movements during the pedalling cycle (e.g. pelvis tilt) and to restore the symmetry of the movements, both during the pushing and pulling phases of the pedal.

Hice et al. (1985) measured a significant decrease in oxygen consumption (VO_2) and heart rate with foot orthotics in laboratory. Moreover, Yang (2013) showed that, when cycling with personal bicycle, the contribution of foot orthotics had beneficial effects on muscular activity of vastus medialis, vastus lateralis and gastrocnemius medialis which are recruited during the pushing phase. The activation time of those muscles decreases, which leads to a decrease in muscular fatigue, while the peak muscle power increases.

The scientific literature is controversial on the influence of foot orthotics in cycling. Therefore, the aim of our study was to analyse the acute effect of foot orthotics on gross efficiency (GE) and comfort in cyclists affected by an anatomic asymmetry in TT position. We hypothesize that foot orthotics could increase comfort and GE with a decrease in VO_2 considering better stability on the saddle.

2. Methods

Twelve cyclists volunteered to participate in the study. All participants were licensed to the French Cycling Federation and were assigned into two groups, a test group (TG; $n = 6$) and a control group (CG; $n = 6$) based on their anatomic asymmetry. All participants gave their written informed consents after received full explanation of the protocol.

The participants performed two 11-min testing sessions separated by one hour (before and after orthopaedic correction) in TT position using their personal TT bicycle fixed on a Hammer Direct Drive Trainer (CycleOps, Madison, USA) at three different intensities (3, 3.5 and 4 $W\,kg^{-1}$). Each intensity lasted 2 min. These intensities were separated by 1 min at 2 $W\,kg^{-1}$ whereas the first intensity was preceded by 3 min at 2 $W\,kg^{-1}$. The pedalling cadence was free during the first testing session and the cyclists had to reproduce the same pedalling cadence and TT position during the second session.

All participants have been examined between the two testing sessions 1) to detect a lower limb length inequality (LLLI) with current clinical assessments (Brady et al. 2003). Firstly, clinical exam on the table validates a LLLI higher than 5 mm. Secondly, standing clinical exam validates the pelvis tilt induced by the LLLI on the same side. Thirdly, cycling clinical exam validates the pelvis tilt on the saddle. The cyclists without pelvis tilt were included in the CG and received no change for the second testing session. The cyclists with the three signs of pelvis tilt are included in the TG and received custom foot orthotics molded under the feet with medial arch support and a 3 millimeters' spacer under the shoes for the side of the lower limb. The cyclists were aware of these changes.

The workload was automatically adjusted by the Hammer Direct Drive Trainer via Vitual Training software and recorded on the same platform. Metabolic measurements were done with a breath-by-breath device (Metalyzer 3B-R3, Cortex, Leipzig, Germany). Metalyzer

CONTACT A. Bouillod anthonybouillod@gmail.com

© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

3B-R3 measures breathing flow through bi directional digital turbine and 2.2 m sample line tube collect inspired and expired air to measure O_2 and CO_2 concentrations. O_2 consumption (VO_2, L min^{-1}) and CO_2 production (VCO_2, L min^{-1}) were calculated using standard metabolic algorithms. GE was calculated from measures of energy expended (EE, J s^{-1}) and mechanical power (PO) averaged over the last minute of each intensity. As presented previously (Moseley and Jeukendrup 2001):

$$GE = PO \times 100\%/EE$$

With $EE = [(3.869 \times VO_2) + (1.195 \times VCO_2)] \times [(4.186/60) \times 1000]$.

Finally, a visual analogue scale from 0 (very uncomfortable) to 10 (very comfortable) was used to assess the comfort of fourteen different anatomical locations at the end of each session: left and right feet, left and right lower limbs, saddle, back, head, left and right upper limbs, left and right elbows, left and right hands and general comfort. All these data were averaged to obtain a unique comfort rating.

The data of the three intensities were averaged and analyzed with a paired *t*-test. We used effect size (ES, Cohen's *d*) to estimate the magnitude of the difference between the two testing sessions in GE and comfort. The difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8.

3. Results and discussion

The Figure 1 shows that the mean GE did not change significantly in the TG (+1.1%, p = 0.608 and ES = 0.205) after the laying of the foot orthotics whereas it was a tendency to decrease in the CG (-4.6%, p = 0.058 and ES = 0.452). The decrease in GE in the CG could be explained by fatigue.

Individual responses are measured in TG because three participants increased their GE in the second session while the other three decreased their GE. Moreover, the perceived comfort did not change significantly in both CG (7.6 vs. 7.3, p = 0.363 and ES = 0.406) and TG (8.0 vs. 7.3, p = 0.102 and ES = 0.478) in the second test. By considering the difference between TG and CG, this study shows a trend for which biomechanical foot orthotics, in cyclists affected by a LLLI, slightly improve the GE (+5.7%) and comfort (+4.5%) in TT position.

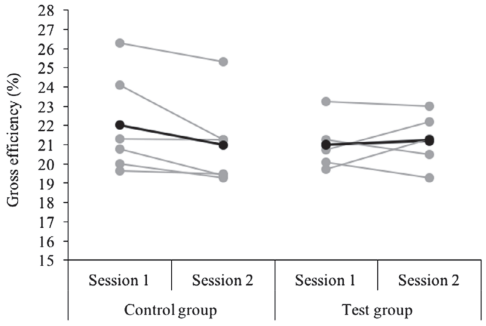


Figure 1. Scatterplot representing the acute effect of biomechanical foot orthotics on gross efficiency (CG: control group; TG: test group). Grey lines: individual values; black lines: mean values.

4. Conclusions

This study demonstrates a trend for biomechanical foot orthotics to improve both the GE and comfort, which are determinant in cycling performance. However, future studies with a larger sample should investigate this topic considering the individual responses measured.

Acknowledgements

The authors wish to thank the participating cyclists for their cooperation and the Matsport Company for its material support.

References

Bini RR, Hume PA, Croft JL. 2011. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. Sports Med. 41:463–476.

Brady RJ, Dean JB, Skinner TM, Gross MT. 2003. Limb length inequality: clinical implications for assessment and intervention. J Orthop Sports Phys Ther. 33:221–234.

Hice G, Kendrick Z, Weeber K, Bray J. 1985. The effect of foot orthoses on oxygen consumption while cycling. J Am Podiatr Med Assoc. 75:513.

Moseley L, Jeukendrup AE. 2001. The reliability of cycling efficiency. Med Sci Sports Exercise. 33:621–627.

Yang S. 2013. The efficacy of arch support sports insoles in increasing the cycling performance and injury prevention. Footwear Sci. 5:S107–S109.

CHAPITRE 4

Étude de la position assise

Publications entrant dans le cadre de ce chapitre 4 :

Bouillod A, Pinot J, Soenen F, Ouvrard T, Grappe F. Dependence of the nature of the pedalling activity on maximal aerobic power in cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1): 44-49, 2017.

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G, Grappe F. Influence of mechanical power and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position. *Journal of Sports Sciences*, en cours de révision.

1. Influence de l'intensité et du sexe sur la biomécanique du pédalage en position assise chez des cyclistes de différents niveaux

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article soumis dans la revue *Journal of Sports Sciences* : « Influence of mechanical power and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position ».

Résumé détaillé

Influence of mechanical power and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position

Bouillod A, Brunet E, Soto-Romero G et Grappe F

État de l'art : En cyclisme, l'influence de la R_a sur la performance a déjà été étudiée dans la littérature (Debraux *et al.*, 2011 ; Fintelman *et al.*, 2014b ; Oggiano *et al.*, 2008) alors que l'influence de la technique de pédalage en position assise est encore une question de débat (Leirdal et Ettema, 2011a). L'application de la force sur la pédale est un déterminant majeur de la performance. Ainsi, l'IEM est très souvent utilisé pour évaluer la technique de pédalage (Bini et Diefenthaeler, 2010 ; Coyle *et al.*, 1991 ; Dorel *et al.*, 2009b ; Korff *et al.*, 2007 ; Leirdal et Ettema, 2011a ; Mornieux *et al.*, 2008 ; Rossato *et al.*, 2008 ; Sanderson, 1991 ; Zameziati *et al.*, 2006) bien qu'il soit généralement admis qu'une technique appropriée est liée à l'économie d'énergie. Plusieurs paramètres pourraient affecter l'IEM comme l'intensité, la cadence de pédalage, la position adoptée sur le vélo, la fatigue, l'expérience (Bini *et al.*, 2013), le terrain sur lequel évolue le cycliste, la morphologie (Hintzy *et al.*, 2008) et le sexe. Les études s'intéressant à l'effet de la $P_{méca}$ sur l'IEM ont montré qu'une augmentation importante de la $P_{méca}$ (i.e. de 60 à 98 % PMA) induit une augmentation de l'IEM (Black *et al.*, 1994 ; Zameziati *et al.*, 2006) alors qu'une plage de $P_{méca}$ plus réduite (i.e. de 75 à 100 % PMA) n'induit aucun changement significatif (Bini et Diefenthaeler, 2010). Les travaux sur l'effet du niveau de pratique sont plus controversés car Sanderson (1991) n'a pas observé de différence entre des cyclistes compétiteurs et récréatifs alors que Garcia-Lopez *et al.* (2016) ont montré que les cyclistes professionnels avaient une meilleure technique de pédalage que les cyclistes amateurs.

Objectif : Bien que l'effet de la $P_{méca}$ sur l'IEM selon différents niveaux de pratique ait déjà été étudié dans la littérature, l'effet du sexe n'a fait l'objet d'aucune étude. Ainsi, l'objectif de cette étude était d'évaluer l'influence de la $P_{méca}$ et du sexe sur la biomécanique du pédalage en position assise chez des cyclistes de différents niveaux. Nous faisons l'hypothèse que l'IEM serait plus élevé chez les cyclistes professionnels comparés aux cyclistes élites et que cet IEM augmenterait avec la $P_{méca}$ quel que soit le niveau de pratique des cyclistes. Nous faisons également l'hypothèse que l'IEM serait plus élevé chez les hommes que chez les femmes si l'on considère que leurs différences morphologiques pourraient influencer la cinématique des membres inférieurs, et par conséquent les variables cinétiques comme l'IEM.

Méthodes : Cinquante-quatre cyclistes de haut niveau masculins (n = 37) et féminins (n = 17) ont réalisé un test sur un cycloergomètre Bikefitting (Shimano Dynamics Lab, Sittard, Pays-Bas) qui a été utilisé pour évaluer la biomécanique du pédalage en position assise. Initialement, les cotes de chaque cycliste étaient reportées sur le cycloergomètre. Ensuite, les cyclistes réalisaient quatre séries de 1 minute à 55, 70, 85 et 100 % PMA avec 2 minutes de récupération entre chaque série. Avant chaque enregistrement, les cyclistes ajustaient la cadence préférée à la $P_{méca}$ requise pendant trente secondes. Le paramètre principal mesuré était l'IEM mais d'autres variables secondaires étaient également mesurées : la F_{max}, l'angle de la manivelle pour lequel la F_{max} était appliquée (°), la F_U et la F_{res}. Ces deux dernières variables étaient exprimées en pourcentage de la force tangentielle durant le cycle de pédalage.

L'équation suivante était utilisée pour calculer l'IEM comme un ratio entre la F_U et la F_{tot} durant un cycle de pédalage complet (Coyle *et al.*, 1991) :

$$IEM = \frac{\int_0^{360} F_u \, dt}{\int_0^{360} F_{tot} \, dt} \qquad (30)$$

Résultats : L'analyse statistique montre un effet significatif de la $P_{méca}$ et du sexe sur l'IEM de 55 à 100 % PMA. En effet, l'IEM était augmenté avec la $P_{méca}$ chez les hommes (+26,4 % ; $p < 0,001$; ES = 1,78) et chez les femmes (+23,2 % ; $p < 0,05$; ES = 1,35). De plus, l'IEM était plus faible chez les femmes (-15,7 % ; $p < 0,001$) que chez les hommes en regroupant toutes les $P_{méca}$ et tous les niveaux de pratique. Bien que le niveau de pratique n'ait pas

influencé significativement l'IEM, l'augmentation de l'IEM avec la $P_{méca}$ (% PMA) était ~2 fois plus élevé chez les cyclistes professionnels que chez les élites. L'IEM était corrélé avec la $P_{méca}$ (R^2 = 0,36 ; $p < 0,001$) et encore plus avec la F_{res} (R^2 = -0,72 ; $p < 0,001$). Durant la montée de la pédale entre 55 et 100 % PMA, la F_{res} était diminuée ($p < 0,001$) de 15,8 à 5 % chez les hommes et de 19,9 à 11 % chez les femmes. De plus, la $P_{méca}$ était corrélée avec la cadence (R^2 = 0,44 ; $p < 0,001$). La cadence était augmentée ($p < 0,001$) de 94 à 110 rpm chez les hommes et de 90 à 105 rpm chez les femmes entre 55 et 100 % PMA. Cependant, l'IEM n'était pas corrélé avec la cadence.

Discussion : Le principal résultat de cette étude montre qu'en position assise, les cyclistes sont capables d'augmenter l'IEM avec la $P_{méca}$ en réduisant la F_{res}, quel que soit le niveau de pratique. De plus, nous avons mesuré un IEM plus élevé chez les hommes que chez les femmes. Cependant, aucune différence significative n'a été mesurée entre les cyclistes professionnels et élites. L'augmentation de l'IEM était en accord avec des études antérieures (Black *et al.*, 1994 ; Zameziati *et al.*, 2006) et était due à une diminution de la F_{res} durant la montée de la pédale. Cela suggère que les cyclistes pourraient augmenter la contribution des fléchisseurs de hanche et de genou pour améliorer l'application de la force en tirant sur la pédale (Bini et Diefenthaeler, 2010 ; Zameziati *et al.*, 2006). En considérant que les fléchisseurs de hanche et de genou sont moins efficients que leurs extenseurs (Korff *et al.*, 2007 ; Mornieux *et al.*, 2008), ces muscles pourraient être recrutés à haute intensité seulement (Bini *et al.*, 2008 ; Blake *et al.*, 2012 ; Blake et Wakeling, 2012). De plus, St Clair Gibson et Foster (2007) ont observé que le dialogue interne associatif (centré sur l'effort) augmentait avec la $P_{méca}$, permettant aux cyclistes d'améliorer leur technique de pédalage.

L'IEM était significativement plus élevé chez les hommes (+18 %) que chez les femmes. Cela confirme notre hypothèse selon laquelle la différence morphologique entre les hommes et les femmes influence l'IEM du pédalage. En moyenne, au même âge, les hommes ont moins de masse grasse (-5 kg) et plus de masse maigre (+18 kg) que les femmes (Billaut et Bishop, 2009). Durant la montée de la pédale, opposée à la force de gravité, il est légitime de penser qu'une augmentation de la masse grasse des membres inférieurs entraîne une augmentation de la F_{res} (Hintzy *et al.*, 2008). De plus, la différence d'IEM observée entre les hommes et les femmes pourrait être due à une masse maigre plus importante chez les hommes. En effet, l'inertie des jambes représente ~40 % du couple moteur total à 90 rpm (Neptune et Herzog,

1999) et pourrait réduire la F_{res} durant la montée de la pédale chez les hommes comparés aux femmes. En ce qui concerne à présent le niveau de pratique, l'IEM n'est pas significativement différent entre les cyclistes professionnels et élites. Ce résultat est conforme à certaines études (Coyle *et al.*, 1991 ; Sanderson, 1991 ; Sanderson *et al.*, 2000) mais il est en contradiction avec les travaux de Garcia-Lopez *et al.* (2016) qui ont mesuré récemment que les cyclistes professionnels avaient une meilleure technique de pédalage que les cyclistes amateurs.

Conclusion : Les cyclistes sont capables d'augmenter leur IEM avec la $P_{méca}$ en position assise, quel que soit le niveau de pratique. Cependant, nous avons remarqué que l'augmentation de l'IEM avec la $P_{méca}$ était plus élevée chez les cyclistes professionnels que chez les élites entre 55 et 100 % PMA. De plus, les hommes ont un IEM plus élevé que les femmes en considérant qu'ils sont capables de réduire plus la F_{res} durant la montée de la pédale. La relation observée entre l'IEM et la F_{res} suggère que les cyclistes doivent réduire au maximum la F_{res} durant la montée de la pédale pour améliorer l'efficacité de leur pédalage en position assise lors d'efforts réalisés sur un cycloergomètre. Malgré tout, il n'est pas nécessaire de trop tirer sur la pédale pour produire de la F_U durant cette phase du pédalage car cette stratégie est contre-productive d'un point de vue énergétique selon la littérature scientifique. Ainsi, la flexion du membre inférieur doit accompagner la rotation de la manivelle de façon à ce que la F_U et la F_{res} soient nulles durant la montée de la pédale. Il serait intéressant d'étendre cette étude, établie en laboratoire, sur le terrain pour analyser les adaptations biomécaniques du pédalage des cyclistes en fonction des conditions et de la nature du terrain.

Influence of mechanical power and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position

Anthony Bouillod, Emmanuel Brunet, Georges Soto-Romero & Frederic Grappe

Applying optimally oriented forces on the pedal is a major biomechanical component of performance in cycling. Thus, the purpose of this study was to assess the influence of mechanical power (PO, W) and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position. Thirty-seven male and seventeen female road cyclists of different competitive levels performed four sets of 1-minute pedalling at different PO levels on a Bikefitting ergometer. Biomechanical variables such as force effectiveness (FE, %), effective force and resistive force (F_{res}) were measured. The FE was significantly increased with PO in male and female cyclists. Moreover, when combining all PO and competitive levels, FE was significantly lower in females (-15.7%) compared to males. FE was correlated with PO ($R^2 = 0.36$, $p < 0.001$) and more so with F_{res} ($R^2 = -0.72$, $p < 0.001$). Our findings showed that cyclists increased FE with a combination of an increasing PO and a decreasing F_{res}. Moreover, male cyclists had better FE than female cyclists. The relationship observed between FE and F_{res} suggests that cyclists have to reduce at maximum the F_{res} at each level of PO during the upstroke phase to improve their pedalling effectiveness in seated position.

Keywords: cycling, biomechanics, mechanical power, pedalling effectiveness, performance.

Introduction

Cycling performance depends on the ability of the athlete to produce a certain level of mechanical power (PO, W) while minimising the energy cost. The production of PO results from a complex process involving different functional systems that all work in synergy to meet the demand of the effort. This integrated system regulates and adapts the functioning of both the physiological and biomechanical mechanisms of the athlete in order to develop the required PO (Faria, Parker, & Faria, 2005a, 2005b).

The influence of biomechanical factors such as aerodynamics on cycling performance has been shown in previous studies (Debraux, Grappe, Manolova, & Bertucci, 2011; Fintelman, Sterling, Hemida, & Li, 2014; Oggiano, Leirdal, Saetran, & Ettema, 2008), whereas the influence of other biomechanical factors such as pedalling technique in seated position is still an issue of debate (Leirdal & Ettema, 2011). Indeed, improving the interaction between cyclist and bicycle is a key factor to enhanced performance. The reason this interaction is a key factor is linked to the optimal use of force applied from the cyclist at the pedals, handlebar and saddle in order to improve bicycle speed with the minimum possible energy cost. Looking at force applied at the saddle and at the handlebar, Stone and Hull (1995) showed a relationship between pedal forces and other forces reacting to cyclists' body. Therefore, cyclists use upper body muscles to help in PO production at the pedals. Force applied at the pedals is a combination of normal, anterior-posterior and medio-lateral components. Applying optimally oriented forces on the pedal is a major component of skilled performance, thus the concept of force effectiveness (FE, %), which represents the ratio between the effective force (F_{eff}, N) tangential to the crank rotation and the total force (F_{tot}, N) applied to the pedal during a full crank cycle. FE is often used to quantify the quality of the pedalling technique (Bini & Diefenthaeler, 2010; Coyle et al., 1991; Dorel, Drouet, Couturier, Champoux, & Hug, 2009; Korff, Romer, Mayhew, & Martin, 2007; Mornieux, Stapelfeldt, Gollhofer, & Belli, 2008; Rossato, Bini, Carpes, Diefenthaeler, & Moro, 2008; Sanderson, 1991; Zameziati, Mornieux, Rouffet, & Belli, 2006) although it is generally believed that proper technique is related to energy saving.

Cyclists presented higher FE than non-cyclists when pedalling on a cycle ergometer at 60% of the maximal aerobic power (MAP) and 90 rpm (Mornieux et al., 2008), but differences are disputable between several levels of cyclists. No differences were observed when comparing competitive to recreational cyclists in a study by Sanderson (1991) performed on a cycle ergometer (from 100 W to 235 W and from 60 to 100 rpm), whereas a study by Garcia-Lopez, Diez-Leal, Ogueta-Alday, Larrazabal, and Rodriguez-Marroyo (2016) showed that professional cyclists obtained better effectiveness compared with elite and club cyclists on a cycle ergometer from 200 W to 300 W and at 90 rpm. These conflicting results could be due to differences observed between the pushing and pulling sections of the pedalling cycle. Although the production of F_{eff} varies during the pedalling cycle, the magnitude of this force related to the drive of cranks is larger during the pushing phase, which induces bicycle propulsion. However, it is still under debate if cyclists should reduce the resistive force (F_{res}, N) opposing motion observed during the pulling phase in order to improve the average effectiveness during the whole crank cycle.

Constraints affecting FE could be summarised for workload (measured by PO), pedalling cadence, body position on the bicycle, fatigue state, cycling skill/experience (Bini, Hume, Croft, & Kilding, 2013), nature of the pedalling activity, body morphology (Hintzy, Grappe, & Perrey, 2008) and gender. The studies about the effect of PO on FE showed that a large increase in PO (i.e. from 60% to 98% of MAP) led to higher FE (Black, Sanderson, & Hennig, 1994; Zameziati et al., 2006), which was not observed when a smaller PO range

(i.e. from 75% to 100% of MAP) was assessed (Bini & Diefenthaeler, 2010).

Although the effect of PO on FE with different competitive levels has already been studied several times in the literature, the effect of gender has never been investigated. Thus, the purpose of this study was to assess the influence of PO and gender on pedalling biomechanics in cyclists of different competitive levels in seated position. We hypothesised that FE would be higher in professional than in elite cyclists and would increase with PO regardless of the competitive level. Moreover, we hypothesised that the FE would be higher in male compared with female cyclists considering that their morphological differences could influence the lower limb kinematics and thus the kinetic variables such as FE.

Methods

Participants

37 male and 17 female road cyclists of different competitive levels (elite [n = 24] and professional [n = 30]) volunteered to participate in the study after being informed of the aims and procedures of the study. All cyclists were licensed by the French Cycling Federation. Their mean ± standard deviation values for age, height, body mass and MAP were 27 ± 5 years, 178.7 ± 5.6 cm, 66.7 ± 5.9 kg and 429 ± 48 W, respectively, for males and 24 ± 4 years, 167.2 ± 5.2 cm, 58.0 ± 4.4 kg and 274 ± 27 W for females. The riders followed a regular training regimen and participated in races throughout the season. Prior to participating in the testing session, each subject provided written informed consent, which was conducted in accordance with the ethical principles of the Declaration of Helsinki and approved by the institutional ethics committee.

Experimental design

The cyclists performed one testing session on a Bikefitting ergometer (Shimano, Pedal Analyzer, Dynamics Lab, Sittard, Netherland) that has been used to assess pedalling biomechanics in seated position. Firstly, the personal bike position of each cyclist was reported on the ergometer. Then, the cyclists were required to perform four sets of 1-minute pedalling at 55%, 70%, 85% and 100% of MAP with 2-minutes recovery in between. Before each 1-minute pedalling session, the cyclists had 30 seconds to adjust the pedalling cadence (rpm) at the required PO. In order to keep an individual relationship between muscular force and pedalling cadence, the cyclists were asked to keep their preferred pedalling cadence during each level of PO. The main parameter measured was FE, but other variables were measured as secondary parameters: the maximum force (F_{max}, N), the angle of the crank for which the maximum force is applied (angle of F_{max}, °) and the balance between F_{eff} and F_{res} (%).

Pedalling analysis

The Bikefitting ergometer allows the cyclists to reproduce the exact position used on the bike by copying the geometry with a laser placed on the right side of the ergometer and guided by XY coordinates. It is also possible to easily replace the saddle, handlebar and pedals to use the same equipment as the cyclist regularly uses. The integrated three-dimensional pedalling analyser allows the measurement of three-dimensional forces at the crank level. Automatic measurement, data processing and data analysis were performed by a specific software (Bikefitting.com, Version 3.2.0, Shimano Dynamics Lab, Sittard, Netherland). The PO was calculated from the measurement of F_{eff} (N), crank length (m) and pedalling cadence (rpm) as follows:

$$PO = F_{eff} \times \text{Crank length} \times \text{Cadence} \times \frac{2\pi}{60}$$

The following equation was used to calculate FE as a ratio between the F_{eff} and the F_{tot} applied to the pedals during a full crank cycle:

$$FE = \frac{\int_0^{360} F_{eff}\, dt}{\int_0^{360} F_{tot}\, dt}$$

In seated position, most of the F_{eff} is produced during the pushing phase in the tangential direction to the crank rotation according to the angle of the crank. Thus, F_{eff} is rarely observed during the pulling phase in this position, and most studies reported F_{res} during the pulling phase (Dorel et al., 2009; Rossato et al., 2008). This indicates that the tangential component of pedal force is in the opposite direction to the crank rotation, thereby resulting in F_{res} (Coyle et al., 1991). Both F_{eff} and F_{res} were expressed as a percentage of tangential force during a full pedalling cycle.

Statistical analysis

All descriptive statistics were expressed as the mean ± standard deviation. Statistical analyses were performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc. San Jose, USA). The Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors test was used to verify Gaussian distribution of all results and showed that the data were normally distributed. The effects of PO, gender and competitive level on all variables were tested using three-way (PO × gender × competitive level) analysis of variance (ANOVA). When a significant effect was detected, a post-hoc comparison was made using the Holm-Sidak test. We used Cohen's *d* as a measure of effect size (ES), which represents the ratio of the mean difference over the pooled variance, to estimate the magnitude of the difference. The difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8. Linear regressions were performed to determine whether the PO and the F_{res} could predict FE. A multivariate stepwise regression analysis was performed to identify the strongest predictive model for FE from biomechanical parameters. The statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

The three-way ANOVA indicated that there was a significant main effect of PO and gender on FE from 55 to 100% of MAP. Indeed, the FE was increased with PO in male (+26.4%; $p < 0.001$; ES = 1.78) and female (+23.2%; $p < 0.05$; ES = 1.35) cyclists (Figure 1). Moreover, FE was lower in female cyclists (-15.7%, $p < 0.001$) compared to male cyclists when combining all PO and competitive levels. Even if the competitive level did not significantly influence FE, the increase in FE with PO (% of MAP) was ~2 times greater in professional than in elite cyclists.

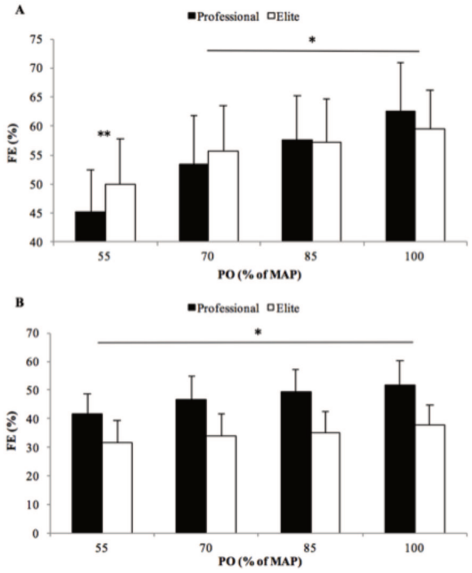


Figure 1. Influence of mechanical power (PO) on force effectiveness (FE) in male (A) and female (B) cyclists according to the level of practice (professional vs. elite). * Significant difference at $p < 0.05$, ** Significant difference at $p < 0.001$.

Table 1 represents the influence of PO, gender and competitive levels on all the other variables assessed during this study.

For all PO, gender and competitive levels, FE was correlated with PO ($R^2 = 0.36$, $p < 0.001$) and even more with F_{res} ($R^2 = -0.72$, $p < 0.001$). During the upstroke between 55 and 100% of MAP, F_{res} was decreased ($p < 0.001$) from 15.8 to 5% in males and from 19.9 to 11% in females. Additionally, PO was correlated with cadence ($R^2 = 0.44$, $p < 0.001$). The pedalling cadence was increased ($p < 0.001$) from 94 to 110 rpm in males and from 90 to 105 rpm in females between 55 and 100% of MAP. However, FE was not correlated with cadence.

Multivariate stepwise regression analysis revealed that F_{res} explained 66% of the FE variability (adjusted $R^2 = 0.66$; $p < 0.001$). Moreover, the angle of the crank for which the maximum force is applied explained 13.7% of additional variability (adjusted $R^2 = 0.797$; $\Delta R^2 = 0.137$; $p < 0.001$), for an overall 79.7% of FE variability explained by the model (adjusted $R^2 = 0.797$; $p < 0.001$).

Discussion

The main finding of this study shows that in seated position on a cycle ergometer, the cyclists are able to increase FE with PO by reducing the F_{res}, regardless of the level of practice, which was in accordance with our hypothesis. Moreover, we reported higher FE in male compared with female cyclists. However, no significant difference was measured between professional and elite cyclists.

The increase in FE with PO was in accordance with previous studies (Black et al., 1994; Zameziati et al., 2006) considering that our PO range was quite large. However, the increase in FE with PO was not measured in the study of Bini and Diefenthaeler (2010) because the PO range was not large enough (from 75 to 100% of MAP). The increase in FE with PO observed in our study was mainly due to a decrease in F_{res} during the upstroke phase of the pedal. Indeed, all cyclists adopted a more effective pedalling strategy during this section. According to Zameziati et al. (2006), this decrease in F_{res} during the upstroke was produced by pulling up on the pedal. Evidence suggests that as the workload increases, cyclists may increase the force contribution from hip and knee flexors in order to enhance pedal force application in the pulling phase and to share higher PO requirements among a larger number of muscles (Bini & Diefenthaeler, 2010). Considering that hip and knee flexors are less efficient than hip and knee extensors (Korff et al., 2007; Mornieux et al., 2008), these muscles may be only engaged at a high workload, although the contribution of hip and knee extensors remains significantly higher (Bini et al., 2008; Blake & Wakeling, 2012). Thus, to maintain a lower energy cost, cyclists may delay the recruitment of these less efficient muscles and rely on the knee and hip joint extensors to produce PO (Fernandez-Pena, Lucertini, & Ditroilo, 2009).

Additionally, St Clair Gibson and Foster (2007) observed that associative self-talk increases naturally with increasing PO, which would allow cyclists to improve the pedalling effectiveness during both pushing and pulling phases. There is probably a teleological reason for this, as well as for the presence of dissociative thoughts at lower exercise intensities, such as reducing the quantity of mental energy that would be required for concentration on the task throughout a low-intensity event (St Clair Gibson & Foster, 2007).

Although pedalling cadence was not significantly correlated with FE, it was significantly correlated with PO. This result shows that the cyclists naturally increased their cadence with the PO level, while many studies have evaluated the pedalling technique by standardising the cadence (Garcia-Lopez et al., 2016; Korff et al., 2007; Mornieux et al., 2008; Zameziati et al., 2006). Increasing the cadence with intensity

allows the cyclists to reduce joint stress and to limit the increase in F_{eff}. Indeed, when increasing the F_{eff} in the seated position, cyclists have to use different strategies to deal with the decrease in saddle vertical force (Costes, Turpin, Villeger, Moretto, & Watier, 2015). The first strategy observed was to pull on the pedal to create downward reaction forces at the hip level. A second strategy observed was to accelerate the trunk's centre of mass downward, and a third strategy was to create a downward reaction force at the shoulders by pulling on the handlebar. However, these strategies have been previously reported as energetically costly (Edwards, Jobson, George, Day, & Nevill, 2009; Korff et al., 2007; McDaniel, Subudhi, & Martin, 2005) and could explain why cyclists increased the pedalling cadence with intensity.

Table 1. Pedalling analysis in male and female cyclists of different competitive levels (professionals and elite) at different intensities (55%, 70%, 85% and 100% of MAP).

Intensities (% of MAP)	Variables	Males		Females		Males (n = 37)	Females (n = 17)	ES	Interpretation
		Professionals (n = 18)	Elite (n = 19)	Professionals (n = 12)	Elite (n = 5)				
55%	Force effectiveness (%)	45.3 ± 7.1	49.9 ± 7.8	41.0 ± 5.1	39.5 ± 8.9	**47.6 ± 7.7**	**40.6 ± 6.2***	**0.99**	**Large**
	Effective force (%)	82.4 ± 4.9	86.2 ± 4.3	80.2 ± 2.3	80.0 ± 4.6	**84.3 ± 4.9**	**80.1 ± 3.0***	**0.95**	**Large**
	Resistive force (%)	17.6 ± 4.9	14.0 ± 4.0	19.8 ± 2.3	20.0 ± 4.6	**15.8 ± 4.8**	**19.9 ± 3.0***	**0.96**	**Large**
	F_{max} (N)	301 ± 54	311 ± 32	257 ± 25	297 ± 46	**306 ± 44**	**269 ± 36***	**0.90**	**Large**
	Angle of F_{max} (°)	110 ± 7	117 ± 13#	113 ± 8	126 ± 16#	**114 ± 11**	**117 ± 12**	**0.31**	**Small**
	Cadence (rpm)	90 ± 9	98 ± 7#	92 ± 6	87 ± 6	**94 ± 9**	**90 ± 6**	**0.55**	**Moderate**
70%	Force effectiveness (%)	53.4 ± 8.3	55.8 ± 7.8	46.3 ± 6.5	43.2 ± 8.8	**54.4 ± 8.1^{a}**	**45.4 ± 7.1***	**1.17**	**Large**
	Effective force (%)	88.3 ± 4.3	90.7 ± 3.9	84.2 ± 2.8	83.4 ± 4.0	**89.2 ± 4.3^{a}**	**84.0 ± 3.1*^{a}**	**1.35**	**Large**
	Resistive force (%)	11.7 ± 4.3	9.3 ± 3.9	15.8 ± 2.8	16.6 ± 4.0	**10.8 ± 4.3^{a}**	**16.0 ± 3.1*^{a}**	**1.35**	**Large**
	F_{max} (N)	372 ± 76	351 ± 34	288 ± 26	338 ± 46	**357 ± 63^{a}**	**303 ± 39*^{a}**	**0.98**	**Large**
	Angle of F_{max} (°)	113 ± 10	118 ± 12#	115 ± 9	128 ± 17#	**116 ± 11**	**119 ± 13**	**0.29**	**Small**
	Cadence (rpm)	96 ± 8	100 ± 11	98 ± 6	94 ± 7	**98 ± 9**	**96 ± 6**	**0.20**	**Trivial**
85%	Force effectiveness (%)	57.6 ± 7.6	57.3 ± 7.3	49.1 ± 6.4	44.5 ± 12.0	**57.5 ± 7.3^{a}**	**48.0 ± 8.0***	**1.28**	**Large**
	Effective force (%)	92.4 ± 3.4	92.6 ± 3.8	87.0 ± 2.7	85.9 ± 4.0	**92.5 ± 3.5^{ab}**	**86.7 ± 3.0*^{a}**	**1.75**	**Large**
	Resistive force (%)	7.6 ± 3.4	7.4 ± 3.8	13.0 ± 2.7	14.1 ± 4.0	**7.5 ± 3.5^{ab}**	**13.3 ± 3.0*^{a}**	**1.75**	**Large**
	F_{max} (N)	431 ± 88	391 ± 38#	309 ± 23	351 ± 52	**407 ± 71^{ab}**	**320 ± 36*^{a}**	**1.43**	**Large**
	Angle of F_{max} (°)	119 ± 13	121 ± 12	117 ± 7	130 ± 21	**120 ± 12**	**120 ± 13**	**0.04**	**Trivial**
	Cadence (rpm)	102 ± 7	105 ± 9	100 ± 4	105 ± 11	**104 ± 8^{ab}**	**102 ± 7^{a}**	**0.27**	**Small**
100%	Force effectiveness (%)	62.5 ± 8.5	59.5 ± 6.7	51.5 ± 6.9	45.4 ± 10.6	**60.2 ± 6.6^{ab}**	**50.0 ± 8.1*^{a}**	**1.46**	**Large**
	Effective force (%)	95.1 ± 1.6	95 ± 3.8	89.5 ± 2.6	87.8 ± 4.1	**95.0 ± 3.2^{ab}**	**89.0 ± 3.0*^{ab}**	**1.93**	**Large**
	Resistive force (%)	4.9 ± 1.6	5.0 ± 3.8	10.5 ± 2.6	12.3 ± 4.1	**5.0 ± 3.2^{ab}**	**11.0 ± 3.0*^{ab}**	**1.93**	**Large**
	F_{max} (N)	457 ± 42	430 ± 47	327 ± 30	366 ± 39	**429 ± 47^{ab}**	**336 ± 36*^{ab}**	**2.16**	**Large**
	Angle of F_{max} (°)	126 ± 26	120 ± 13	119 ± 8	130 ± 20	**121 ± 15**	**122 ± 12**	**0.09**	**Trivial**
	Cadence (rpm)	114 ± 10	109 ± 10	103 ± 5	108 ± 10	**110 ± 10^{abc}**	**105 ± 7^{ab}**	**0.50**	**Small**

Values are mean ± standard deviation; ES: effect size.
* Significant difference with male cyclists ($p < 0.05$).
# Significant difference with professional cyclists ($p < 0.05$).
Letters (a, b, c) indicate a significant difference between mechanical power levels compared to 55%, 70% and 85%, respectively.

Then, it is important to note that both male and female professional cyclists increased FE more quickly with PO compared to elite cyclists. A 10% increase in PO resulted from an increase in FE of 3.7% and 2.1% in professional and elite males, respectively, while in females, that resulted from an increase in FE of 2.3% and 1.3% in professional and elite cyclists, respectively. This suggests that professional cyclists manage their FE better than elite cyclists over a large range of PO. However, our results showed no significant difference between the mean FE measured in professional and elite cyclists.

The similar mean FE measured in professional and elite cyclists was in accordance with previous studies that have not shown a difference in pedalling technique between cyclists of different competitive levels (Coyle et al., 1991; Sanderson, 1991; Sanderson, Hennig, & Black, 2000). However, there is controversy in the literature because Garcia-Lopez et al. (2016) measured more recently that professional cyclists had a better pedalling technique than elite and club cyclists when pedalling from 200 to 300 W. One potential explanation for these controversial results is our method in which we measured an averaged value of FE during the whole crank cycle. To provide a different view in technique assessment, FE may be computed in separate sections of the crank cycle (pushing and pulling) (Dorel et al., 2009). Therefore, Garcia-Lopez et al. (2016) provided a more detailed analysis of the pedalling cycle to show that the difference in pedalling technique was due to the lower minimum torque during the upstroke (less negative torque values) in professional cyclists. Two other studies observed that when cyclists were asked to improve FE by pulling up

during the upstroke when pedalling between 200 W and 300 W at 90 rpm, they increased their oxygen uptake for a given workload (Korff et al., 2007; Mornieux et al., 2008). The potential reason for this reduction is a limitation for cyclists to recruit hip and knee flexors during aerobic exercise. The possible low percentage of type I fibres in these muscles could lead to a greater energy cost required to increase activation from hip and knee flexors (Korff et al., 2007). On the contrary, a recent study demonstrated that the pulling technique did not affect gross efficiency after 15 min of submaximal pedalling at 75% of MAP (~200 W) and 75 rpm, while negative force was decreased during upstroke (Theurel, Crepin, Foissac, & Temprado, 2012).

Finally, our results showed that the mean FE was significantly higher in male (+18%) compared with female cyclists. The first explanation for this difference was the PO level because it was 41% higher in male cyclists (although it was similar when expressed as % of MAP) since males develop higher absolute muscle force than females (Billaut & Bishop, 2009). Then, the differences in body morphology could also explain the FE differences measured between male and female cyclists. On average, at the same age, males have a lower fat mass (-5 kg) and a greater lean mass (+18 kg) than females (Billaut & Bishop, 2009). During the upstroke of the pedalling cycle, opposed to the force of gravity, it is legitimate to think that an increase in lower limb fat mass will increase the F_{res} (Hintzy et al., 2008). Therefore, females would be limited to increasing their energy cost by reducing the additional F_{res} induced by lower limb fat mass. Moreover, the difference in FE observed between males and females could be due to a higher lower limb lean mass in males compared to females. Indeed, the inertial effect of the legs represents approximatively 40% of the total crank torque when pedalling at 90 rpm (Neptune & Herzog, 1999) and could decrease the F_{res} during upstroke in males compared to females.

It is important to note some limitations of the present study. The use of a cycle ergometer in a laboratory is a common practice for testing, but it limited the measurements to level ground. Therefore, future studies should attempt to reproduce this protocol with different profiles in the field in order to investigate the influence of road gradient on pedalling biomechanics.

Conclusions

Cyclists are able to increase FE with PO whatever the level of ability while in seated position. However, we noted that the increase in FE with PO was higher in professional than in elite cyclists in a PO range from 55 to 100% of MAP, suggesting that their pedalling technique was further improved in high levels of PO compared with elite cyclists. Moreover, male cyclists had better FE than female cyclists considering that they are able to reduce the F_{res} more during the upstroke. The relationship observed between FE and F_{res} suggests that cyclists have to reduce the F_{res} at maximum during the upstroke phase to improve their pedalling effectiveness in seated position. Nevertheless, it is not necessary to pull too much on the pedal to produce F_{eff} during the upstroke because it is counterproductive from an energy point of view. Thus, the lower limb flexion has to accompany the crank rotation in order for F_{eff} and F_{res} to be zero during this section.

Acknowledgments

The study was supported by the French Cycling Federation. The authors wish to thank all participating cyclists for their cooperation. This research was not supported by external funding. The authors declare no conflict of interest. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal.

References

Billaut, F., & Bishop, D. (2009). Muscle fatigue in males and females during multiple-sprint exercise. *Sports Medicine, 39*(4), 257-278. doi: 10.2165/00007256-200939040-00001

Bini, R. R., Carpes, F. P., Diefenthaeler, F., Mota, C. B., Guimaraes, A. C., & Grupo de Estudo e Pesquisa em, C. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport, 11*(4), 363-370. doi: 10.1016/j.jsams.2007.03.006

Bini, R. R., & Diefenthaeler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics, 9*(4), 223-235. doi: 10.1080/14763141.2010.540672

Bini, R. R., Hume, P., Croft, J. L., & Kilding, A. (2013). Pedal force effectiveness in cycling: a review of constraints and training effects. *Journal of Science and Cycling, 2*(1), 11-24

Black, A., Sanderson, D., & Hennig, E. (1994). Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. *Journal of Biomechanics, 27*(6), 656

Blake, O. M., & Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination during an outdoor cycling time trial. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 44*(5), 939-948. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182404eb4

Costes, A., Turpin, N. A., Villeger, D., Moretto, P., & Watier, B. (2015). A reduction of the saddle vertical force triggers the sit-stand transition in cycling. *Journal of Biomechanics, 48*(12), 2998-3003. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.035

Coyle, E. F., Feltner, M. E., Kautz, S. A., Hamilton, M. T., Montain, S. J., Baylor, A. M., . . . Petrek, G. W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 23*(1), 93-107

Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V., & Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. *Sports Biomechanics, 10*(3), 197-218. doi: 10.1080/14763141.2011.592209

Dorel, S., Drouet, J. M., Couturier, A., Champoux, Y., & Hug, F. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 41*(6), 1277-1286. doi: 10.1249/MSS.0b013e31819825f8

Edwards, L. M., Jobson, S. A., George, S. R., Day, S. H., & Nevill, A. M. (2009). Whole-body efficiency is negatively correlated with minimum torque per duty cycle in trained cyclists. *Journal of Sports Sciences, 27*(4), 319-325

Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005a). The science of cycling: factors affecting performance - part 2. *Sports Medicine, 35*(4), 313-337

Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005b). The science of cycling: physiology and training - part 1. *Sports Medicine, 35*(4), 285-312

Fernandez-Pena, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M. (2009). Training with independent cranks alters muscle coordination pattern in cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research, 23*(6), 1764-1772. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b3e094

Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. X. (2014). Optimal cycling time trial position models: aerodynamics versus power output and metabolic energy. *Journal of Biomechanics, 47*(8), 1894-1898. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.02.029

Garcia-Lopez, J., Diez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodriguez-Marroyo, J. A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences, 34*(17), 1619-1626. doi: 10.1080/02640414.2015.1127987

Hintzy, F., Grappe, F., & Perrey, S. (2008). Relationship between limbs anthropometrical characteristics and energy expenditure during arm cranking and leg cycling unloaded exercises. *Science & Sports, 23*(3), 145-148

Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 39*(6), 991-995. doi: 10.1249/mss.0b013e318043a235

Leirdal, S., & Ettema, G. (2011). Pedaling technique and energy cost in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 43*(4), 701-705. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181f6b7ea

McDaniel, J., Subudhi, A., & Martin, J. C. (2005). Torso stabilization reduces the metabolic cost of producing cycling power. *Canadian Journal of Applied Physiology, 30*(4), 433-441

Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., & Belli, A. (2008). Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International Journal of Sports Medicine, 29*(10), 817-822. doi: 10.1055/s-2008-1038374

Neptune, R., & Herzog, W. (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. *Journal of Biomechanics, 32*(10), 1021-1026

Oggiano, L., Leirdal, S., Saetran, L., & Ettema, G. (2008). Aerodynamic optimization and energy saving of cycling postures for international elite level cyclists *ISEA Conference*. Biarritz.

Rossato, M., Bini, R. R., Carpes, F. P., Diefenthaeler, F., & Moro, A. R. (2008). Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *International Journal of Sports Medicine, 29*(9), 746-752. doi: 10.1055/s-2008-1038375

Sanderson, D. J. (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences, 9*(2), 191-203. doi: 10.1080/02640419108729880

Sanderson, D. J., Hennig, E. M., & Black, A. H. (2000). The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences, 18*(3), 173-181. doi: 10.1080/026404100365072

St Clair Gibson, A., & Foster, C. (2007). The role of self-talk in the awareness of physiological state and physical performance. *Sports Medicine, 37*(12), 1029-1044

Stone, C., & Hull, M. L. (1995). The effect of rider weight on rider-induced loads during common cycling situations. *Journal of Biomechanics, 28*(4), 365-375

Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., & Temprado, J. J. (2012). Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 22*(6), 714-721. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01313.x

Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., & Belli, A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology, 96*(3), 274-281. doi: 10.1007/s00421-005-0077-5

2. Influence des conditions et de la nature du terrain sur la puissance mécanique produite lors d'un test maximal sur 4 minutes

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article publié dans la revue *International Journal of Sports Physiology and Performance* : « Dependence of the nature of the pedalling activity on maximal aerobic power in cycling ».

Résumé détaillé

Dependence of the nature of the pedalling activity on maximal aerobic power in cycling

Bouillod A, Pinot J, Soenen F, Ouvrard Y et Grappe F

État de l'art : Nimmerichter *et al.* (2010) ont montré que la $P_{méca}$ mesurée lors d'un test maximal de 4 min sur le terrain était un protocole valide pour l'évaluation de la PMA. L'étude récente de Pinot et Grappe (2014) va dans le même sens puisqu'elle a montré que le temps de maintien de la PMA d'un groupe de 28 cyclistes de haut niveau était de 4,13 min. Cependant, plusieurs études tendent à rapporter que la position du cycliste ainsi que la nature du terrain pourraient influencer le niveau de $P_{méca}$ lors d'un test maximal (Bertucci *et al.*, 2007 ; Padilla *et al.*, 2000b ; Vogt *et al.*, 2007a ; Vogt *et al.*, 2007b).

Objectif : L'objectif de cette étude était d'analyser l'influence des conditions de pratique (laboratoire *vs.* terrain plat *vs.* terrain en montée) sur la $P_{méca}$ déterminée lors d'un test maximal de 4 min ($P_{méca}$-4min). Dans un second temps, la concordance avec un test incrémental classique réalisé en laboratoire a été étudiée. Nous avons émis l'hypothèse que les tests réalisés sur le terrain permettraient de développer de plus hauts niveaux de $P_{méca}$ comparés aux tests réalisés en laboratoire.

Méthodes : 16 cyclistes de niveau hétérogène ont réalisé 6 sessions de tests, séparés d'au moins 48 h : un test incrémental en laboratoire sur un cycloergomètre SRM (30 W / 2 min), deux tests maximaux d'habituation de 4 min sur le terrain et trois tests maximaux de 4 min dans un ordre randomisé en laboratoire sur cycloergomètre, sur terrain plat et sur terrain en montée (8 %). Afin d'être au plus proche des conditions réelles de pratique, les cyclistes pouvaient alterner les positions assise et danseuse lors du test en montée alors qu'ils devaient

rester en position assise lors des autres tests. Les indices perceptifs (RPE et plaisir) étaient relevés toutes les minutes de chaque test afin d'évaluer la charge affective (Baron *et al.*, 2011).

Résultats : La $P_{méca}$-4min était significativement supérieure en montée (6,0 ± 0,5 $W \cdot kg^{-1}$) par rapport aux conditions sur cycloergomètre (+8 % ; 5,5 ± 0,6 $W \cdot kg^{-1}$) et sur terrain plat (+11 % ; 5,4 ± 0,5 $W \cdot kg^{-1}$). La PMA évaluée lors du test incrémental était inférieure de 4 % par rapport à la $P_{méca}$-4min sur cycloergomètre, de 2 % par rapport à celle sur terrain plat et de 13 % par rapport à celle en montée. Les stratégies de gestion de l'effort des cyclistes étaient différentes en fonction des conditions. La gestion de l'effort était similaire dans les deux conditions de terrain avec un départ rapide puis une décroissance de la $P_{méca}$ au cours des 3 premières minutes. En revanche, sur cycloergomètre, la $P_{méca}$ était beaucoup plus stable dans la durée. Enfin, la charge affective était significativement plus élevée sur cycloergomètre comparé au terrain plat (+171 %) et au terrain en montée (+169 %).

Discussion : Les principaux résultats ont montré que lors d'un test maximal sur 4 min, le niveau de $P_{méca}$ était dépendant des conditions (laboratoire *vs.* terrain) et du profil du terrain (plat *vs.* montée). En effet, la $P_{méca}$-4min en montée était significativement supérieure de 8 et 11 % à celle des tests réalisés sur cycloergomètre et sur terrain plat, respectivement. Ces différences peuvent être expliquées par la nature différente des résistances à l'avancement rencontrées. En effet, la résistance principale sur terrain plat est représentée par la R_a (Kyle et Burke, 1984) alors qu'en montée c'est la P qui devient la principale résistance à l'avancement. En laboratoire, le système de freinage et les caractéristiques du volant d'inertie de l'ergomètre jouent également un rôle non négligeable. Toutes ces conditions induisent des variations significatives de l'inertie ramenée au pédalier, qui a pour conséquence de modifier les paramètres biomécaniques du pédalage (couple moteur, cadence de pédalage, $\eta_{énerg}$) (Arkesteijn *et al.*, 2013 ; Bertucci *et al.*, 2007 ; Fregly *et al.*, 1996). La dernière raison qui pourrait expliquer les résultats observés entre les différentes conditions d'évaluation est le recours à la position danseuse en montée. Au niveau de la cadence de pédalage, les résultats obtenus sont en accord avec les précédentes études puisque la cadence sur cycloergomètre était supérieure à celle sur terrain plat (+11 %), toutes les deux supérieures à celle sur terrain en montée (+30 %) (Bertucci *et al.*, 2012 ; Emanuele et Denoth, 2012). Les conditions de pratique influençaient également la stratégie de gestion de l'effort et la charge affective. En

effet, une différence significative a été mesurée pour ces deux paramètres entre les conditions de terrain et de laboratoire. La charge affective était plus élevée lors du test sur cycloergomètre en laboratoire comparé aux tests réalisés sur terrains plat et en montée, avec beaucoup moins de plaisir dans l'effort sur cycloergomètre. En revanche, dans cette dernière condition, la stratégie de gestion de l'effort était meilleure avec de plus faibles variations de $P_{méca}$ pendant le test maximal de 4 min. La stratégie de gestion de l'effort en relation avec la charge affective témoigne de la part du contrôle cérébral dans la régulation d'un effort maximal (Baron *et al.*, 2011 ; Hettinga *et al.*, 2007). Le test maximal sur terrain plat déterminait le niveau de $P_{méca}$ le plus proche (1,9 %) de la PMA mesurée en laboratoire (Nimmerichter *et al.*, 2010). La $P_{méca}$-4min sur terrain en montée était significativement supérieure de 13 % démontrant bien les limites de la mesure en laboratoire. D'un point de vue pratique, cette étude a montré qu'il était important de prendre en considération le profil du terrain dans le processus de planification des séances d'entraînement et plus particulièrement dans la définition des zones d'intensité déterminées à partir de la $P_{méca}$.

Conclusion : Cette étude a montré que le profil du terrain avait une grande influence sur la mesure de $P_{méca}$ lors d'efforts maximaux de 4 min. Par conséquent, il est particulièrement important de bien prendre en considération les conditions de pratique lors de la réalisation de tests d'évaluation du potentiel physique mais également de bien calibrer les zones d'intensité en fonction du terrain sur lequel vont évoluer les athlètes. Enfin, il est important de noter que le recours à la position danseuse en montée pourrait expliquer en partie l'augmentation de la $P_{méca}$ dans cette condition d'évaluation.

International Journal of Sports Physiology and Performance, 2017, 12, 44-49
http://dx.doi.org/10.1123/ijspp.2015-0489
© 2017 Human Kinetics, Inc.

Human Kinetics
ORIGINAL INVESTIGATION

Dependence of the Nature of the Pedaling Activity on Maximal Aerobic Power in Cycling

Anthony Bouillod, Julien Pinot, Flavien Soenen, Theo Ouvrard, and Frederic Grappe

Purpose: To analyze the effect of the pedaling activity in different 4-min time trials (TT4s) (laboratory and field conditions) and compare TT4 and maximal aerobic power (MAP) determined from the classical incremental exercise test in laboratory. It was hypothesized that the exercises performed on the field would determine higher physical (power output [PO]) and mental involvements due to different environmental conditions. ***Methods:*** Sixteen male cyclists underwent an incremental test to exhaustion and 3 TT4s under different conditions: cycle ergometer (CE), level ground (LG), and uphill (UP). ***Results:*** Correlation was observed for PO with a trivial effect size and narrow limits of agreement between MAP and CE TT4 (r = .96, P < .001). The comparison between the CE, LG, and UP tests indicates that PO was significantly higher in UP than in CE (+8.0%, P < .001) and LG (+11.0%, P < .001). ***Conclusions:*** The results suggest that PO depends on the nature of the pedaling activity. Moreover, PO under CE TT4 is a relevant predictor of MAP. It seems important to measure MAP by taking into account the cycling conditions, considering that coaches and scientists use this parameter to assess the aerobic potential of athletes and determine the exercise intensities useful for monitoring adaptation to training.

Keywords: power output, field test, performance, training

In cycling, coaches and scientists often use the measure of maximal aerobic power (MAP) as a fundamental parameter in the training process to assess the aerobic potential of the athletes to determine their exercise intensities and monitor their adaptation to training.[1] In evaluating cycling performance, Nimmerichter et al[2] recently showed that the power output (PO) developed during a 4-minute time trial (TT4) in the field was a valid test and a good predictor of MAP. Indeed, previous studies have shown that the time for which maximal oxygen uptake (VO_2max) can be sustained in cycling is between 4 and 5 minutes.[1,3–5] Thus, MAP determination in the field from a valid test appears to be relevant. However, past studies have shown that the nature of the terrain could play an important role in PO during individual time-trial (TT) performances.[6–9] It would mean that the value of MAP is protocol-dependent as demonstrated previously with different laboratory protocols.[10]

Some authors have measured different PO values between level-ground and uphill road-cycling conditions, but these comparisons were made for different durations. Indeed, Padilla et al[6] investigated different types of TTs among professional cyclists. Between a long TT (3975 s) and an uphill TT (4495 s), the authors reported a 4.5% (nonsignificant) change in PO from 359 W to 376 W, respectively. More recently, Vogt et al[7,8] investigated PO values during the 2005 Giro d'Italia and the Tour de France. The maximal mean power over a period of 4 minutes indicated PO increases of 3.6% and 13.4% under mountain conditions in comparison with flat conditions during the Tour de France and the 2005 Giro d'Italia, respectively. The fact that PO was higher despite a longer duration of effort in the uphill TT suggests that higher PO can be produced[11] during uphill cycling. Moreover, the PO changes can be related to variations of the crank inertial load, which varies with gear ratio and cyclist mass,[12,13] altering the crank torque profile[14] and force-effectiveness ratio traditionally used to measure pedaling technique.[8,15,16] In addition, it is necessary to account for the cyclist's ability to mobilize the largest amount of metabolic energy (aerobic and anaerobic) during a maximal effort. The distribution of this energy is an important factor in performance.[17,18] This ability, known as pacing strategy, is an important determinant of success in sporting competitions.[19] An optimal pacing strategy can be described as one that is employed during exercise to regulate the rate of energy expenditure[17] to minimize external power losses and to prevent premature fatigue and catastrophic failure in any peripheral physiological system before the expected end point. It is widely understood that to optimize cycling performance athletes must select an appropriate distribution of PO, or "pacing strategy."[20] Therefore, it is essential to analyze this parameter during TT tests performed under different conditions. Finally, during a TT test, cyclists must monitor not only physiological reserves but also affective loading (AL) to ensure that catastrophic failure of any physiological and emotional system does not occur before the finish time.[21] Alternatively, AL may represent the part of brain control that contributes to pacing-strategy regulation.

This study aimed to analyze the effect of pedaling activity in different TT4s (laboratory and field conditions) and compare TT4 and MAP determined from the classical incremental exercise test performed in the laboratory. We hypothesized that the exercises performed in the field would determine higher physical (PO) and mental (AL) involvements due to different environmental conditions.

The authors are with the Dept of Health and Sports, Sports University of Besancon, Besançon, France. Address author correspondence to Anthony Bouillod at anthonybouillod@gmail.com.

Methods

Participants

Sixteen male cyclists, ranging in competitiveness from the regional to the international level, volunteered to participate in the study. Their mean ± SD age, height, body mass, and MAP were 20 ± 2 years, 179.1 ± 5.9 cm, 68.5 ± 6.1 kg, and 361 ± 42 W, respectively. The riders followed a regular training regimen and participated in races throughout the season. Before participating in any testing session, each subject provided written informed consent. The study was conducted in accordance with the ethical principles of the Declaration of Helsinki and approved by the institutional ethics committee.

Experimental Design

The study comprised 5 testing sessions separated by at least 48 hours. During the first session, the subjects performed an incremental test to exhaustion on a cycle ergometer to determine their MAP. In the second session, they performed habituation tests in the 2 field conditions (level ground and uphill). Then, in the third, fourth, and fifth sessions, the subjects performed 3 maximal TT4 tests under different experimental conditions in a randomized order on the cycle ergometer (CE), level ground (LG), and uphill (UP).

Incremental Specific Cycling Test

MAP was determined from the results of an incremental specific cycling test on an SRM Indoor Trainer (Julich, Germany) equipped with clip-on pedals. To ensure accurate measures, a static calibration was applied before the study[22] and the zero offset frequency was adjusted according to the manufacturer's instructions. The SRM system is considered valid for measuring PO.[23] The initial workload was set at 100 W, and it was incremented by 30 W at intervals of 2 minutes. The choice of cadence was free. The test was performed until exhaustion, with both rating of perceived exertion (RPE) between 9 and 10 and a significant decrease in pedaling cadence. MAP was determined as follows: When the final PO level was maintained over the duration (2 min), the MAP corresponded to the mean of this PO level. However, if the athlete could not sustain the required effort over the duration of the level, the MAP was calculated considering the mean PO of the lower and the final levels: $MAP = PO_{lower\ level} + [(PO_{final\ level} - PO_{lower\ level}) \times time_{final\ level}]$. PO, heart rate (HR), and cadence were recorded throughout the test, while RPE was measured subjectively using the Borg scale.[24]

TT4 Tests

The subjects performed the maximal TT4 tests under 3 different experimental conditions: CE with an SRM indoor trainer and LG and UP with a mobile SRM Power Meter mounted on their bikes. The same calibration procedure was performed for the mobile SRM Power Meter. LG and UP courses were characterized by gradients of –0.2% and 8.0%, respectively. The road surface of both conditions was tarmac. The LG course was a straight road, while there was a slight bend in the UP course. The body position and pedaling cadence were free. The participants were instructed to complete the TT4 tests with a self-selected pacing strategy and had no feedback on instantaneous PO. Bicycle tire pressure was inflated to 700 kPa during field evaluations.

Measurements

During the 4 testing sessions, PO (W), HR (beats/min), and cadence (rpm) were measured continuously at a frequency of 1 Hz and averaged every 1 minute to analyze pacing strategies.

Accounting for motivation in the pacing-strategy process during TT4 tests, we determined AL as the difference between RPE and pleasure (AL = RPE – pleasure).[21] Hence, using Borg's category-ratio scale (CR-10)[24] to quantify these 2 valences of affective responses, AL could be rated between –10 and +10.[21] Standardized instructions for RPE and pleasure were read before each TT4 test. The subject recalled his RPE and pleasure for each minute of the TT4 just after the test. Baron et al[21] suggested that for a fixed level of motivation, AL influences the pacing strategies to reach the preset goal. When exercise is maintained until fatigue, the induced physiological responses would increase AL, reducing the conscious desire to maintain exercise intensity, thereby reducing the neural drive to the exercising muscles and thus reducing exercise intensity.

Statistical Analysis

Descriptive statistics were used, and all data were expressed as mean ± SD. Statistical analysis was performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc, San Jose, CA, USA). The agreements between the incremental test and the TT4 tests were first determined using linear regression, where the Pearson correlation coefficient (r) was expressed with 95% confidence interval (95% CI) and, second, using intraclass correlation coefficient (ICC). Next, the Bland-Altman[25] method was used to compare the different conditions of assessing MAP and evaluate whether there was an agreement of bias among the conditions. The limits of agreement (LoA) were defined as mean ± 1.96 SD. We used effect size (ES, Cohen d), which represents the ratio of the mean difference over the pooled variance, to estimate the magnitude of the difference. As Cohen proposed,[26] the difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8. Finally, the coefficient of variation (CV) was computed under the different conditions to assess interparticipant variability.

A Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors test was applied to ensure Gaussian distribution of all results. The effects of condition and time on PO, HR, cadence, and AL were tested using 2-way analysis of variance (ANOVA). When a significant effect was detected, a post hoc comparison was made using the Fisher least-significant-difference test. The CV was also computed to analyze the varying in PO (CV_{PO}) according to the duration (1 Hz) of the exercise in different TT4 tests. Statistical significance was accepted at $P < .05$.

Results

PO, HR_{max}, and cadence during CE, LG, and UP TT4 tests were strongly correlated with PO, HR_{max}, and cadence measures from the MAP test (Table 1). Small and moderate effects were detected between UP TT4 and the MAP test in PO (W) and PO (W/kg), respectively. In addition, a small effect was measured between field (LG and UP) TT4 tests and the MAP test in HR_{max}.

Figure 1 represents the trend and variability of each TT4 test compared with the MAP test. Bland-Altman plots of the CE TT4 test and MAP test showed a bias ± random error of 17.4 ± 29.4 W (Figure 1[a]). The bias ± random error of the LG TT4

Table 1 Comparative Statistics Between the Maximal-Aerobic-Power Test and the 4-Minute Time-Trial Tests Under the Following Experimental Conditions: Cycle Ergometer, Level Ground, and Uphill

Condition	Power output (W)	Power output (W/kg)	Maximal heart rate (beats/min)	Cadence (rpm)
Maximal-aerobic-power test	361 ± 42	5.3 ± 0.6	191 ± 8	
CV (%)	11.7	10.8	4.3	
Cycle-ergometer 4-minute time-trial	378 ± 51	5.5 ± 0.6	191 ± 6	104 ± 7
CV (%)	13.4	10.8	3.1	
Pearson *r*	0.96**	0.94**	0.75*	
95% CI	[0.89–0.99]	[0.83–0.98]	[0.40–0.91]	
ICC	0.95	0.93	0.71	
Bias	17.4	0.2	–0.3	
Limits of agreement	–12.1 to 46.8	–0.2 to 0.7	–10.9 to 10.2	
Effect size	0.18	0.20	0.02	
Interpretation	Trivial	Trivial	Trivial	
Level-ground 4-minute time-trial	367 ± 37	5.4 ± 0.5	183 ± 8	93 ± 6
CV (%)	10.2	8.8	4.2	
Pearson *r*	0.76**	0.71*	0.79*	
95% CI	[0.42–0.91]	[0.33–0.89]	[0.48–0.92]	
ICC	0.75	0.69	0.79	
Bias	6.5	0.1	–8.0	
Limits of agreement	–49.0 to 62.0	–0.7 to 0.9	–18.0 to 2.0	
Effect size	0.08	0.09	0.45	
Interpretation	Trivial	Trivial	Small	
Uphill 4-minute time-trial	408 ± 45	6.0 ± 0.5	187 ± 6	80 ± 6
CV (%)	11.1	8.5	3.3	
Pearson *r*	0.89**	0.87**	0.75*	
95% CI	[0.71–0.96]	[0.66–0.95]	[0.40–0.91]	
ICC	0.89	0.86	0.71	
Bias	47.5	0.7	–4.6	
Limits of agreement	7.3–87.7	0.1–1.2	–15.1 to 5.9	
Effect size	0.48	0.54	0.31	
Interpretation	Small	Moderate	Small	

Abbreviations: CV, coefficient of variation; CI, confidence interval; ICC, intraclass correlation coefficient.
*Significant at $P < .05$. **Significant at $P < .001$.

test and MAP test was 6.5 ± 55.5 W (Figure 1[b]). For the UP TT4 test and MAP test, the bias ± random error was 47.5 ± 40.2 W (Figure 1[c]).

There was no significant interaction between assessment condition and time on PO ($P = .255$), HR ($P = .097$), cadence ($P = .869$), and AL ($P = .998$). The 2-way ANOVA indicated that there was a significant main effect of the assessment condition on PO, cadence, and AL, where time significantly influenced PO, HR, and AL.

Mean PO was significantly higher (effect of conditions, $P < .001$) under UP (408 ± 45 W) than under CE (378 ± 51 W) and LG (367 ± 37 W). For PO plotted against time, the results indicated that the PO was significantly decreased (effect of time, $P < .001$) from 406 to 384 W (–5.4%) between the first and the second minutes (Figure 2).

Mean HR was not significantly different among the cycling conditions ($P = .079$). However, there was an effect of time on HR

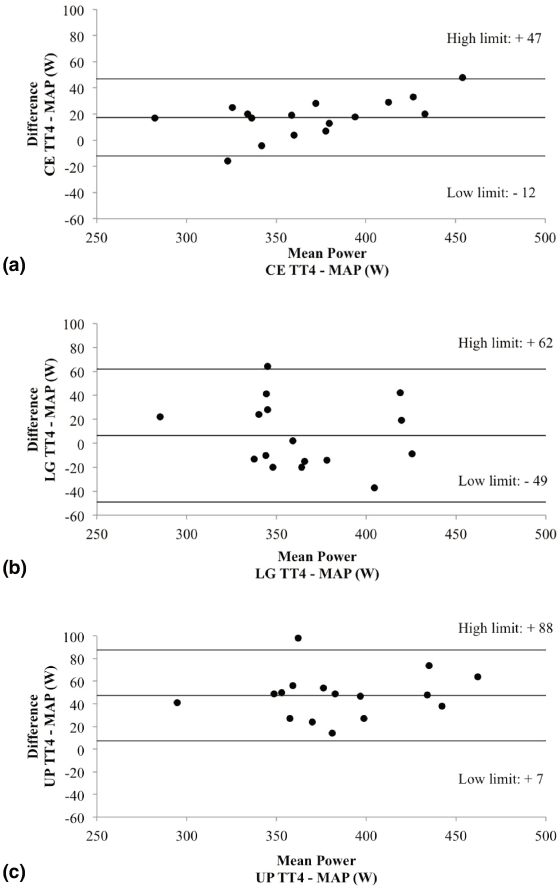


Figure 1 — (a) Bland-Altman plot of the difference between cycle-ergometer (CE) 4-minute time trials (TT4) and maximal aerobic power (MAP). (b) Bland-Altman plot of the difference between level-ground (LG) TT4 and MAP. (c) Bland-Altman plot of the difference between uphill (UP) TT4 and MAP.

($P < .001$) under all conditions (Figure 3). Indeed, HR was significantly increased from 164 to 178 beats/min (+8.4%) between the first and the second minutes and from 178 to 182 beats/min (+2.3%) between the second and the third minutes.

Mean cadence was significantly higher ($P < .001$) under CE (104 ± 7 rpm) than under LG (93 ± 6 rpm), and the latter was significantly higher ($P < .001$) than under UP (80 ± 6 rpm). Moreover, mean pedal torque was significantly higher ($P < .001$) under UP (49 ± 7 N/m) than under CE (35 ± 6 N/m) and LG (38 ± 4 N/m).

Mean RPE was significantly higher ($P < .001$) under CE (7 ± 2) than under LG (6 ± 2) and UP (6 ± 1), whereas mean pleasure was significantly lower under CE (3 ± 2) than under LG (5 ± 2) and UP (5 ± 2). Mean AL was significantly higher under CE (4 ± 3) than under LG (2 ± 3) and UP (2 ± 3). In addition, there was an effect of time on RPE ($P < .001$), pleasure ($P < .001$), and AL ($P < .001$) (Figure 4).

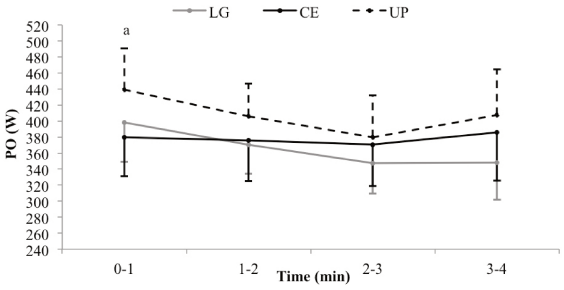


Figure 2 — Evolution of power output (PO) over time during the 4-minute time-trial test according to cycling conditions. Abbreviations: LG, level ground; CE, cycle ergometer; UP, uphill. [a] Significant difference between all minutes ($P < .05$).

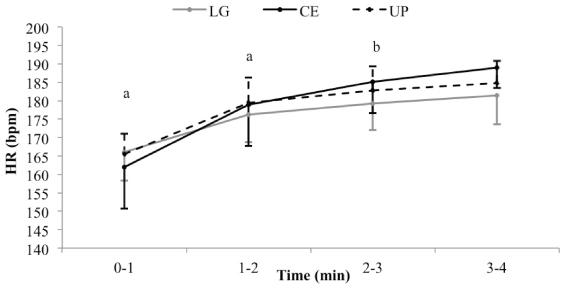


Figure 3 — Evolution of heart rate (HR) over time during the 4-minute time-trial test according to cycling conditions. Abbreviations: LG, level ground; CE, cycle ergometer; UP, uphill; bpm, beats/min. [a] Significant difference between all minutes ($P < .05$). [b] Significant difference between all minutes except for the fourth ($P < .05$).

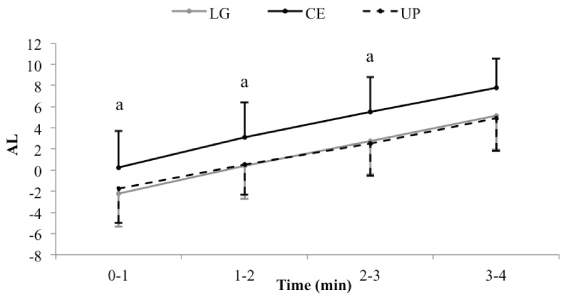


Figure 4 — Evolution of affective loading (AL) over time during the 4-minute time-trial test according to cycling conditions. [a] Significant difference between all minutes ($P < .001$).

Discussion

The main findings of this study show that the PO produced in a TT4 test depends on the nature of the pedaling activity. In addition, PO appears to be a relevant predictor of MAP when the measurement is performed as a TT4 test under CE.

The significant correlation, the trivial ES, and the narrow LoA observed between MAP and PO under CE suggest that this condition is relevant for determining MAP. The correlation between MAP and PO in the LG TT4 test agrees with the results of a previous study by Nimmerichter et al[2] on performance assessment by means of an incremental test and a maximal 4-minute flat test ($r = .84$, $P < .001$). Those authors reported a bias ± random error of –30 ± 58 W between the maximal 4-minute flat test and the incremental test. The high random error is in accordance with our results, suggesting that the LG TT4 test is not a relevant tool to assess MAP. Gonzáles-Haro et al[27] also reported a bias ± random error of –8.1 ± 52.6 W for maximal PO during an incremental field test. However, the field assessment was realized under velodrome conditions, which cannot be integrated easily into athletes' training routines. Using the formula of Millet et al,[28] for example, a change from 361 W of ±6.5 W would result in a difference of 0.5 s/km in an LG TT.

The changes in PO among the 3 conditions could likely be ascribed to the different resistances opposing locomotion. Indeed, under LG, the most important resistance is aerodynamic drag[29]; under UP, it is gravity; and under CE, it is the brake of the ergometer. All these conditions involve changes in crank inertial load, which alter the biomechanical (crank torque profile, preferred pedaling cadence, gross efficiency) and physiological measurement outcomes.[12,14,16] It has been shown previously that cycling ergometers used in the laboratory generate different ranges of crank inertial load owing to different gear ratios and flywheel inertia.[13] Several professional cycling coaches who use PO measurements to optimize training sessions reported differences in performance according to the nature of the terrain. These coaches observed that the measured performance under laboratory conditions was generally lower by 30 to 50 W over a 20-minute TT than in training tests under outdoor conditions (especially under UP).[30] In this study, PO in the UP TT4 test was 41 W (11.2%) higher than in LG. This result is higher than the results of Padilla et al,[6] Vogt et al,[7] and Nimmerichter et al,[9] who noted smaller differences of 4.5%, 3.6%, and 5.4%, respectively. However, this difference was in accordance with the results of another study by Vogt et al[8] that was conducted during the 2005 Giro d'Italia (13.4%). Recently, Bouillod et al[31] showed an increase in PO in standing position (4.5%) for a given speed. It seems that the standing position in UP contributes to the difference between both UP and LG conditions.

Because pedaling cadence was free, the results indicate significant differences in cadence under all cycling conditions. Our findings agree with those of Emanuele and Denoth,[32] who studied the influence of road incline and body position on the power–cadence relationship, as well as with those of Bertucci et al,[30] who showed that the preferred pedaling cadence was higher under CE than under LG (+11.1%) and UP (+30%). Moreover, it has been shown by Swain and Wilcox[33] that UP cycling is more economical at high versus low cadence even if the lower cadence studied (41 rpm) was never measured in competition conditions. Finally, the mean HR response measured during all TT4 tests followed a natural increase over time, but there was no significant difference among the conditions. TT4 tests are performed at such a high intensity that the physiological variables continued to increase and reach their maximum.

PO was significantly higher during the first quarter of the TT4 tests inducing fast-starting strategies. According to the study of Aisbett et al,[20] performance during a 5-minute cycling TT was improved with the adoption of a fast starting strategy. CV_{PO} was lower under CE (6.8%) than under LG (14.5%) and UP (14.1%). This suggests that the PO fluctuations were significantly higher under road-cycling conditions. Indeed, during field locomotion, cyclists must account for several environmental and topographic parameters, which may bring about changes in the resistances opposing motion. During LG and UP efforts, the rolling and aerodynamic resistances can change according to the nature of the road and direction changes. These changes require the cyclists to produce a specific pacing strategy. This is not the case in laboratory, in which the conditions are standardized.

The increase in AL with duration is in accordance with the literature. Indeed, when exercise is maintained until fatigue, the induced physiological responses increase AL, thereby reducing the conscious desire to maintain exercise intensity.[21] Athletes must monitor not only their physiological reserves but also AL to ensure that catastrophic failure of any physiological or emotional system does not occur before the end of the effort. Alternatively, AL may represent a part of brain control that contributes to pacing-strategy regulation.

Likewise, AL was significantly higher ($P < .001$) under the CE indoor condition than under the field conditions in the LG (+171.1%) and UP (+169.4%) tests. This is explained by both the higher RPE and the lower pleasure in this mode of locomotion. The higher AL under CE could be a result of changes in mechanoreceptor stimulation in the lower limbs due to the specific pedaling biomechanics on the ergometer.[14] Indeed, under CE, the cyclists did not exercise in their usual field condition with their own bike, and this could have affected their RPE and pleasure. Another possible reason for the different RPE and pleasure found under CE could be changes in the exercise environment. The preference of an individual for a particular mode of exercise has a major influence on RPE. Indeed, an individual who views a particular activity as distasteful might rate that activity as requiring greater effort than other activities of equal intensity.

Practical Applications and Conclusions

This study showed that PO in a TT4 test depends on the nature of the pedaling activity. It is a relevant predictor of MAP when measured under the CE condition. It is also possible to predict longer TT performance according to the study of Nimmerichter et al.[2] Indeed, PO during a maximal 20-minute LG test equals 84% of the PO measured during a TT4 test. Accordingly, it seems to be important to measure MAP by accounting for the cycling conditions, considering that this parameter is used by coaches and scientists to assess the aerobic potential of athletes and to determine exercise intensities useful for monitoring adaptation to training. The current study also shows that when MAP is measured in laboratory from a classical incremental protocol, the value is lower than in LG (–1.6%), CE (–4.5%), and UP (–11.5%). Thus, coaches should be careful when using predictions based on MAP to pace a cyclist, in particular when UP cycling is involved. For training, instead of using MAP, PO from a TT4 test would be preferred. Consequently, if the field condition is known, cyclists can adjust their actual PO to reflect the same relative intensity.

Acknowledgments

The authors wish to thank the participating cyclists for their cooperation. This research was not supported by external funding. The authors declare no conflict of interest. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal.

References

1. Pinot J, Grappe F. Determination of maximal aerobic power on the field in cycling. *J Sci Cycling*. 2014;3(1):26–31.
2. Nimmerichter A, Williams C, Bachl N, Eston R. Evaluation of a field test to assess performance in elite cyclists. *Int J Sports Med*. 2010;31(3):160–166. PubMed doi:10.1055/s-0029-1243222
3. Billat V, Faina M, Sardella F, et al. A comparison of time to exhaustion at VO_2max in elite cyclists, kayak paddlers, swimmers and runners. *Ergonomics*. 1996;39(2):267–277. PubMed doi:10.1080/00140139608964457
4. Faina M, Billat V, Squadrone R, De Angelis M, Koralsztein JP, Dal Monte A. Anaerobic contribution to the time to exhaustion at the minimal exercise intensity at which maximal oxygen uptake occurs in elite cyclists, kayakists and swimmers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1997;76(1):13–20. PubMed doi:10.1007/s004210050207
5. Sousa A, Figueiredo P, Zamparo P, Pyne DB, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. Exercise modality effect on bioenergetical performance at VO_2max intensity. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(8):1705–1713. PubMed doi:10.1249/MSS.0000000000000580
6. Padilla S, Mujika I, Orbananos J, Angulo F. Exercise intensity during competition time trials in professional road cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(4):850–856. PubMed doi:10.1097/00005768-200004000-00019
7. Vogt S, Schumacher YO, Roecker K, et al. Power output during the Tour de France. *Int J Sports Med*. 2007;28(9):756–761. PubMed doi:10.1055/s-2007-964982
8. Vogt S, Schumacher YO, Blum A, et al. Cycling power output produced during flat and mountain stages in the Giro d'Italia: a case study. *J Sports Sci*. 2007;25(12):1299–1305. PubMed doi:10.1080/02640410601001632
9. Nimmerichter A, Eston R, Bachl N, Williams C. Effects of low and high cadence interval training on power output in flat and uphill cycling time-trials. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(1):69–78. PubMed doi:10.1007/s00421-011-1957-5
10. Davis JA, Whipp BJ, Lamarra N, Huntsman DJ, Frank MH, Wasserman K. Effect of ramp slope on determination of aerobic parameters from the ramp exercise test. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14(5):339–343. PubMed doi:10.1249/00005768-198205000-00005
11. Pinot J, Grappe F. The record power profile to assess performance in elite cyclists. *Int J Sports Med*. 2011;32(11):839–844. PubMed doi:10.1055/s-0031-1279773
12. Fregly BJ, Zajac FE, Dairaghi CA. Crank inertial load has little effect on steady-state pedaling coordination. *J Biomech*. 1996;29(12):1559–1567. PubMed doi:10.1016/S0021-9290(96)80007-8
13. Fregly BJ, Zajac FE, Dairaghi CA. Bicycle drive system dynamics: theory and experimental validation. *J Biomech Eng*. 2000;122(4):446–452. PubMed doi:10.1115/1.1286678
14. Bertucci W, Grappe F, Groslambert A. Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. *J Appl Biomech*. 2007;23(2):87–92. PubMed doi:10.1123/jab.23.2.87
15. Leirdal S, Ettema G. Pedaling technique and energy cost in cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(4):701–705. PubMed doi:10.1249/MSS.0b013e3181f6b7ea
16. Arkesteijn M, Jobson SA, Hopker J, Passfield L. Effect of gradient on cycling gross efficiency and technique. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(5):920–926. PubMed doi:10.1249/MSS.0b013e31827d1bdb
17. de Koning JJ, Bobbert MF, Foster C. Determination of optimal pacing strategy in track cycling with an energy flow model. *J Sci Med Sport*. 1999;2(3):266-277.
18. de Koning JJ, Foster C, Lampen J, Hettinga F, Bobbert MF. Experimental evaluation of the power balance model of speed skating. *J Appl Physiol*. 2005;98(1):227–233. PubMed doi:10.1152/japplphysiol.01095.2003
19. Hettinga FJ, De Koning JJ, Meijer E, Teunissen L, Foster C. Biodynamics: effect of pacing strategy on energy expenditure during a 1500-m cycling time trial. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(12):2212–2218. PubMed doi:10.1249/mss.0b013e318156e8d4
20. Aisbett B, Le Rossignol P, McConell GK, Abbiss CR, Snow R. Effects of starting strategy on 5-min cycling time-trial performance. *J Sports Sci*. 2009;27(11):1201–1209. PubMed doi:10.1080/02640410903114372
21. Baron B, Moullan F, Deruelle F, Noakes TD. The role of emotions on pacing strategies and performance in middle and long duration sport events. *Br J Sports Med*. 2011;45(6):511–517. PubMed doi:10.1136/bjsm.2009.059964
22. Wooles AL, Robinson AJ, Keen PS. A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. *Sports Eng*. 2005;8:137–144. doi:10.1007/BF02844014
23. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D. Accuracy of SRM and Power Tap power monitoring systems for bicycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(7):1252–1258. PubMed doi:10.1249/01.MSS.0000132380.21785.03
24. Borg G, Ljunggren G, Ceci R. The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1985;54(4):343–349. PubMed doi:10.1007/BF02337176
25. Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet*. 1995;346(8982):1085–1087. PubMed doi:10.1016/S0140-6736(95)91748-9
26. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Lawrence Erlbaum; 1988.
27. González-Haro C, Galilea PA, Drobnic F, Escanero JF. Validation of a field test to determine the maximal aerobic power in triathletes and endurance cyclists. *Br J Sports Med*. 2007;41(3):174–179. PubMed doi:10.1136/bjsm.2006.031310
28. Millet GP, Tronche C, Grappe F. Accuracy of indirect estimation of power output from uphill performance in cycling. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014;9(5):777–782. PubMed doi:10.1123/ijspp.2013-0320
29. Kyle CR, Burke ER. Improving the racing bicycle. *J Mech Eng*. 1984:106(9):34–45.
30. Bertucci WM, Betik AC, Duc S, Grappe F. Gross efficiency and cycling economy are higher in the field as compared with on an Axiom stationary ergometer. *J Appl Biomech*. 2012;28(6):636–644. PubMed doi:10.1123/jab.28.6.636
31. Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. *J Sci Cycling*. 2014;3(2):6.
32. Emanuele U, Denoth J. Influence of road incline and body position on power–cadence relationship in endurance cycling. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(7):2433–2441. PubMed doi:10.1007/s00421-011-2213-8
33. Swain DP, Wilcox JP. Effect of cadence on the economy of uphill cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 1992;24(10):1123–1127. PubMed doi:10.1249/00005768-199210000-00009

CHAPITRE 5

Étude de la position danseuse

Publications entrant dans le cadre de ce chapitre 5 :

Bouillod A, Grappe F. Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 1-6, 2017.

Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G, Grappe F. Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling. *Journal of Biomechanics*, en cours de révision.

1. Influence de la position danseuse sur le coût mécanique et le coût énergétique en montée

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article soumis dans la revue *Journal of Biomechanics* : « Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling ».

Résumé détaillé

Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling

Bouillod A, Pinot J, Valade A, Cassirame J, Soto-Romero G et Grappe F

État de l'art : Il a été clairement établi que la position danseuse induisait une production de $P_{méca}$ supérieure lors d'efforts maximaux de 30 s en montée (Millet *et al.*, 2002) alors que les résultats sont contradictoires lors d'efforts plus longs à intensité constante. Bien que plusieurs études se soient intéressées à analyser les différences physiologiques entre les positions assise et danseuse (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Fonda, 2012 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996), leurs résultats divergent. Une augmentation de la VO_2, de la FC et du VE a été mesurée sur tapis roulant motorisé à faible intensité (entre 50 et 60 % VO_{2max}) en position danseuse comparée à la position assise (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996). Inversement, plusieurs études n'ont mesuré aucune différence de VO_2 entre les deux positions à intensité modérée (entre 75 et 83 % VO_{2max}), toujours sur tapis roulant motorisé (Miller *et al.*, 1988 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996). Enfin, une étude réalisée sur le terrain a montré que l'économie et le $\eta_{énerg}$ étaient inchangés entre les positions assise et danseuse (Millet *et al.*, 2002). La transition de la position assise à la position danseuse permet aux cyclistes de déplacer leur centre de masse vers l'avant (Caldwell *et al.*, 1998) et d'augmenter à la fois la F_U appliquée sur les pédales et le coût mécanique (CM) de la locomotion (Bouillod et Grappe, 2017). À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'influence de la position danseuse sur le CM et sur le coût énergétique (CE) selon différentes pentes et intensités.

Objectif : L'objectif de cette étude était d'identifier les effets d'un changement de position (danseuse *vs.* assise) sur le CM et sur le CE chez des cyclistes de haut niveau, selon différentes pentes et intensités d'exercice. L'hypothèse initiale était que les coûts mécanique et énergétique seraient plus élevés en position danseuse comparée à la position assise.

Méthodes : 13 cyclistes de haut niveau ont participé à cette étude. L'exercice se déroulait avec le vélo personnel de chaque cycliste équipé d'une roue arrière possédant un capteur de $P_{méca}$ PowerTap G3 sur un tapis roulant motorisé. Après une séance d'habituation sur le tapis, chaque cycliste effectuait dans un ordre randomisé 9 séries d'exercices alternant 2 × (30 s position assise + 30 s position danseuse), selon différentes pentes (5 ; 7,5 et 10 %) et intensités (3,8 ; 4,2 et 4,6 $W \cdot kg^{-1}$). Ces intensités correspondaient à la zone modérée (Zone 1) du PPR (Pinot et Grappe, 2011). La position des mains était standardisée au niveau des cocottes de frein pour les deux positions afin de ne pas perturber la biomécanique du pédalage (Savelberg *et al.*, 2003). Une cassette spéciale (12 × 28) était utilisée afin d'optimiser la cadence de pédalage sur les pentes élevées (Kohler et Boutellier, 2005). Le CM ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) était calculé selon Bouillod et Grappe (2017) :

$$CM = (P_{méca} / m) / V_d \quad (31)$$

Les mesures métaboliques (VO_2, VCO_2, QR, VE, F_{respi}) étaient réalisées avec un système de mesure des échanges gazeux portable (Metamax 3B-R2, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Allemagne) (Macfarlane et Wong, 2012 ; Vogler *et al.*, 2010) alors que la FC était mesurée avec une ceinture Polar H7 synchronisée au système Metamax 3B-R2. Le CE ($mLO_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) était calculé selon Abe *et al.* (2011) :

$$CE = VO_2 / V_d \quad (32)$$

Enfin, une IMU (fixée sous la selle) était utilisée pour analyser les mouvements du vélo en position danseuse. Les oscillations latérales du vélo étaient quantifiées en mesurant la vitesse angulaire ($deg \cdot s^{-1}$) autour de l'axe Y du gyroscope.

Résultats : Le CM était significativement augmenté (+4,3 %) en position danseuse pour toutes les pentes et toutes les intensités. De plus, le CM augmentait avec la pente ($p < 0,001$).

Le CE augmentait également avec la pente ($p < 0,001$) et l'intensité ($p < 0,001$). VCO_2, QR, FC, VE et F_{respi} augmentaient significativement en position danseuse (2,9 ; 3,7 ; 3,1 ; 6,7 et 4,8 %, respectivement) comparée à la position assise. Ces variables étaient également significativement augmentées avec l'intensité. Lorsque la pente augmentait, les oscillations latérales du vélo étaient diminuées ($p < 0,001$) en position danseuse. Ces oscillations du vélo étaient augmentées avec l'intensité en position danseuse et corrélées avec le CM ($R = 0,54$; $p < 0,001$). Le C_r était plus faible sur les pentes de 7,5 % (-22,4 %) et 10 % (-10,1 %) comparées à la pente de 5 %. Enfin, le C_r était 77,4 % plus élevé ($p < 0,001$) en position danseuse comparée à la position assise.

Discussion : Les principaux résultats de cette étude montrent une augmentation du CM (+4,3 %) en position danseuse comparée à la position assise alors que le CE est inchangé entre les deux positions. Malgré tout, la position danseuse induit une augmentation significative de plusieurs variables : VCO_2 (+2,9 %), QR (+3,7 %), FC (+3,1 %), VE (+6,7 %), F_{respi} (+4,8 %), oscillations latérales (+345 %) et C_r (+77,4 %). Dans cette position, les oscillations latérales sont augmentées et le centre de masse est déplacé vers l'avant du vélo (Duc *et al.*, 2008). Ces modifications induisent une augmentation de la charge verticale appliquée sur le pneu avant et par conséquent une augmentation du C_r (+77,4 %) avec la torsion des deux pneus.

En ce qui concerne le CE, aucune différence significative n'a été mesurée car la VO_2 n'est pas affectée par le changement de position. Ces résultats sont en accord avec ceux de Miller *et al.* (1988), Swain et Wilcox (1992) et Millet *et al.* (2002) qui ont mesuré aucun changement de VO_2 entre les deux postures à 75 % VO_{2max}. De plus, Tanaka *et al.* (1996) ont obtenu le même résultat à VO_{2max}. La position danseuse semble donc réduire l'économie seulement lorsque l'intensité est inférieure à 75 % VO_{2max} (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Duc *et al.*, 2008). En effet, en augmentant la force appliquée sur la pédale en position assise, les cyclistes utilisent différentes stratégies pour limiter la diminution de la force verticale appliquée sur la selle (Costes *et al.*, 2015). La première stratégie est de tirer sur la pédale pour créer une force de réaction orientée vers le bas au niveau de la hanche. La seconde stratégie observée est d'accélérer le centre de masse du tronc vers le bas et enfin la troisième stratégie est de créer une force de réaction orientée vers le bas au niveau de l'épaule en tirant sur le cintre. Cependant, ces stratégies sont coûteuses d'un point de vue énergétique (Edwards *et al.*, 2009 ;

Korff *et al.*, 2007 ; McDaniel *et al.*, 2005), ce qui expliquerait pourquoi la différence de VO_2 entre les deux positions disparaît à haute intensité.

Bien que la VO_2 soit stable entre les deux positions, le VCO_2 augmente (+2,9 %) en position danseuse, induisant une augmentation du QR (+3,7 %) du VE (+6,7 %) et de la F_{respi} (+4,8 %). Ces résultats sont en accord avec Harnish *et al.* (2007) et Millet *et al.* (2002). D'un point de vue physiologique, il semblerait que la position danseuse induise une augmentation de la consommation d'énergie à travers la filière anaérobie (Chamari et Padulo, 2015). En effet, le changement de position pourrait nécessiter un apport d'énergie supplémentaire via la glycolyse anaérobie pour compenser le délai de la filière aérobie. Cette hypothèse est supportée par l'augmentation du VE et de la F_{respi} (évacuation du CO_2 par voie respiratoire) puisque la production d'ions hydrogène est tamponnée en partie par le système bicarbonate.

Conclusion : Cette étude montre que le CM est significativement plus élevé en position danseuse comparée à la position assise en montée alors que le CE est identique entre les deux positions. Bien que la VO_2 soit similaire entre les deux positions, l'augmentation du VCO_2 en position danseuse expliquerait une consommation d'énergie plus élevée via la glycolyse anaérobie comparée à la position assise. La position danseuse provoque une augmentation de la $P_{méca}$, pour une V_d donnée, induite par les oscillations latérales du vélo et par un déplacement du centre de masse vers l'avant. Ce résultat devrait mener les fabricants de pneus à réduire cette augmentation de R_r entre les deux positions. En considérant la relation observée entre le CM et les oscillations latérales du vélo, les cyclistes sont recommandés de diminuer ces oscillations de manière à réduire le CM de la locomotion.

Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling

Anthony Bouillod, Julien Pinot, Aurélien Valade, Johan Cassirame, Georges Soto-Romero & Frederic Grappe

This study was designed to examine the influence of standing position (vs. seated) during uphill cycling on both mechanical cost (MC) and energy cost (EC) in elite cyclists. For the study, thirteen elite cyclists (VO_{2max}: 71.4 ± 8.0 $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$) performed, in a randomised order, three sets of exercises. Each set comprised 2 minutes of exercise, alternating every 30 seconds between seated and standing postures, using different slopes and intensity levels on a motorised treadmill. MC was calculated from the measurement of power output and speed, whereas EC was calculated from the measurement of oxygen consumption and speed. MC was significantly higher (+4.3%, $p<0.001$) in standing position compared to seated position when all slopes and intensities were considered. However, EC was not significantly affected by the change in position. The standing position also induced a significant increase in rolling resistance power ($p<0.001$), rolling resistance coefficient ($p<0.001$) and lateral sways ($p<0.001$). The significant increase in MC observed in standing position was due to a higher rolling resistance induced by bicycle sways and a shift forward of the centre of mass compared to seated position. This result should lead bicycle tire manufacturers to reduce the increase in rolling resistance between the two positions. Considering the relationship observed between the MC and bicycle sways, cyclists would be well advised to decrease the bicycle sways in order to reduce the MC of locomotion.

Keywords: power output, gas exchanges, elite cyclists, biomechanics, uphill performance.

1. Introduction

The cycling position has been the subject of many studies in the optimisation approach to cycling performance. Nevertheless, the literature about standing position in uphill cycling remains insufficient. It has been well-established that the standing position elicits higher power output (PO) in maximal 30-s sprints in uphill cycling in the field (Millet et al., 2002). However, the results regarding the effects of change in body position (seated vs. standing) in moderate steady-state uphill cycling are contradictory. Some studies (Arkesteijn et al., 2016; Miller et al., 1988; Ryschon and Stray-Gundersen, 1991; Swain and Wilcox, 1992; Tanaka et al., 1996) have experimented on the physiological differences between seated and standing cycling positions. An increase in oxygen consumption (VO_2), heart rate (HR) and pulmonary ventilation (VE) has been reported at low intensities (between 50% and 60% of VO_{2max}) in standing position (Arkesteijn et al., 2016; Ryschon and Stray-Gundersen, 1991; Tanaka et al., 1996) on treadmills. Conversely, Miller et al. (1988) and Swain and Wilcox (1992) reported no change in VO_2 between seated and standing positions at moderate intensities (~75% of VO_{2max}) with experienced cyclists on treadmills. Additionally, Tanaka et al. (1996) showed the same VO_2 response between these two positions at a higher intensity (~83% of VO_{2max}).

These conflicting results did not consider the differences among individuals attributable to cyclists' levels of practice, skills or race performance profiles (sprinters, climbers and flat specialists). More recently, Millet et al. (2002) showed that, when climbing in the field, economy and gross efficiency in standing position are not different from those in seated position. Finally, Duc et al. (2008) demonstrated that, when cycling on a treadmill, the upper body and trunk muscles are more activated during standing pedalling, notably to support the additional weight due to the loss of the saddle support, to stabilise both the pelvis and the trunk, to control body balance and to swing the body and the bicycle side to side. Furthermore, the contradictory and insufficient results in the literature concerning the biomechanical and physiological responses between the seated and standing positions report that there is no common rule to determine the most efficient position during exercise at moderate intensity in uphill conditions. The cyclist may choose to stand or remain seated according to many factors, including the aerodynamic resistance, gradient and length of the hill, intensity, available gearing, situation (training vs. competition), individual experience, body morphology, preference (Harnish et al., 2007) and pacing strategy.

The transition from the seated to standing position allows cyclists to shift their centre of mass forward (Caldwell et al., 1998) and increase both the tangential force applied on the pedals and the mechanical cost (MC) of locomotion (Bouillod and Grappe, 2017). This increase in MC in the standing position was due to several factors such as rolling resistance considering that the standing posture could involve a rise in deformation of certain mechanical parts of the bicycle, especially at the tire level (Bouillod and Grappe, 2017). No study has focused on this topic; the literature has investigated only the physiological response of the cyclist for a given speed/power and never the MC of locomotion during uphill cycling.

To the best of our knowledge, the influence of standing position on MC and energy cost (EC) during cycling locomotion has not been investigated. The purpose of the present study was to identify the effects of a change in body

position (standing vs. seated) on MC and EC in elite cyclists, according to different slopes (5, 7.5 and 10%) and exercise intensities (3.8, 4.2 and 4.6 $W \cdot kg^{-1}$). It was hypothesised that both the MC and the EC would be higher in standing position compared to seated position.

2. Methods

2.1. Participants

Thirteen elite cyclists participated after being informed of the aims and procedures of the study. Their mean ± standard deviation age, height, body mass and VO_{2max} were 22.7 ± 4.2 years, 179.5 ± 4.5 cm, 68.9 ± 6.4 kg and 71.4 ± 8.0 $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$, respectively. VO_{2max} was assessed during the precompetitive period as part of the medical supervision of high-level cyclists licensed to the French Cycling Federation. The riders followed a regular training regimen and participated in races throughout the season. The participants provided written informed consent to participate in this study, which was approved by a local ethics committee that complies with the international ethical standards described by the Declaration of Helsinki.

2.2. Experimental design

The study comprised one testing session in which participants cycled with their own racing bicycle (mean weight of 7.2 ± 0.2 kg) on a large motorised treadmill (S 1930, HEF Techmachine, Andrezieux-Boutheon, France) of 3.8 m length and 1.8 m width in different positions (seated and standing), slopes (5, 7.5 and 10%) and intensities (3.8, 4.2 and 4.6 $W \cdot kg^{-1}$). The different intensities corresponded to the zone of moderate exercise intensity (Zone 1) determined from the record power profile (Pinot and Grappe, 2011). An overview of the experimental protocol is provided in the Fig. 1. The participants performed in a randomised order three sets of exercises alternating 2 × (30 s seated/30 s standing), according to the different slopes and intensities. These exercise durations were determined after field observations since previous studies used durations that did not agree with field requirements. Each intensity trial of 3-min duration was started by a stabilization phase of 1 min. An active recovery period of 3-min duration was respected between each set (2 $W \cdot kg^{-1}$). A total of 9 sets of 2 × (30 s seated/30 s standing) were performed by each cyclist during the session. Cyclists were free to change the pedalling cadence between but not within the sets. Therefore, the pedalling cadence was similar between the two positions.

The bicycles were clean and well-lubricated, as recommended by the manufacturers. The same pair of wheels was used for all subjects. Additionally, the tire pressure was set at 700 kPa. During each set, the cyclists gripped the handlebar on the brake levers to standardise the position of the hands as employed during climbing. Indeed, pedalling biomechanics may be affected by a change of hand grip, as the trunk is more flexed in a bottom-hand position on the drops of the handlebar (Savelberg et al., 2003). Before testing, each participant performed several familiarisation trials on the motorised treadmill to get used to the equipment. The protocol started when the participants felt as comfortable in both positions as in real cycling locomotion. We verified this point by assessing the comfort with a visual analogue scale from 0 (very uncomfortable) to 10 (very comfortable), and started when the cyclist gave a rating of at least 8.

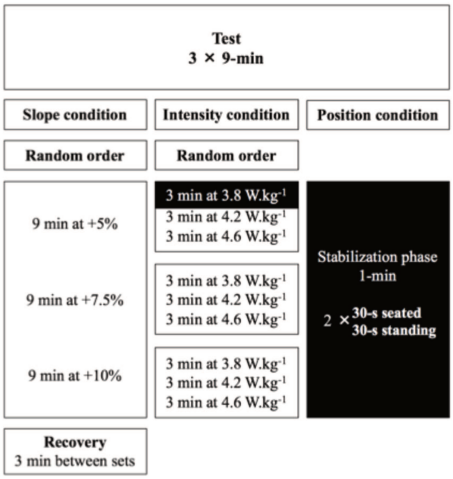


Fig. 1. Schematic representation of the experimental design.

2.3. Biomechanical measurement

All the bicycles were fitted with the same rear wheel composed of a PowerTap G3 hub (Powertap, Madison, USA). Then, the PowerTap power meter was paired with a Garmin power control (Garmin 810, Olathe, USA) to record the PO. The PowerTap system determines accuracy between 1% and 2% in standing position when compared with the SRM reference system (Bertucci et al., 2005; Bouillod et al., 2016; Gardner et al., 2004). A specific cassette was used (12 × 28) to optimise the pedalling cadence on steeper slopes (Kohler and Boutellier, 2005).

The MC ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) was calculated from the measurement of PO ($J \cdot s^{-1}$), body mass (kg) and speed (V_d, $m \cdot s^{-1}$) according to Bouillod and Grappe (2017):

$$MC = (PO / \text{body mass}) / V_d$$

Additionally, the rolling resistance power (Proll, W) and rolling resistance coefficient (Cr) were calculated according to Millet et al. (2014):

$$Cr = (PO - (M \times g \times h / d) \times V_d - F_b) / (M \times g \times \cos \alpha \times V_d)$$

Where Pgrav (W) is the PO against gravity, V_d is the cyclist's speed, M (kg) is the mass of cyclist + bicycle, h (m) is the height climbed up, d (m) is the distance climbed up, g is the gravity (9.81 $m \cdot s^{-2}$), F_b is the friction associated with drive-train transmission and cos α is the angle of the slope climbed up.

2.4. Physiological measurement

During all treadmill trials, metabolic measurement was done with a breath-by-breath portable gas analyser (Metamax 3B-R2, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Germany) (Macfarlane and Wong, 2012; Vogler et al., 2010). The Metamax 3B-R2 is a portable system composed of a measurement module and a battery module. These two parts are of the same size (120×110×45 mm) and are designed to fit the body on the collarbone with a harness, with a total weight of 1.1 kg. This device measures gas exchanges using a bidirectional digital turbine. A 60-cm length of Permapure sampling tube was attached to the turbine to permit analysis of O_2 and CO_2 concentrations using an electrochemical cell and an infrared analyser, respectively. All data were immediately transmitted through a Bluetooth telemetry to a PC using MetaSoft© studio software (Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Germany). VO_2 and VCO_2 were calculated using standard metabolic algorithms in this specific software. The system was turned on for at least 30 min, then calibrated prior to each test according to the manufacturer's recommendations. This involved first calibrating the gas by using a reference gas (15% O_2 and 5% CO_2), then verifying the calibration against the ambient air. Secondly, a volume calibration was performed using a standardised 3L syringe (5530 series, Hans Rudolph, Inc., Shawnee, USA).

The EC ($mlO_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) was calculated from the measurement of VO_2 ($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$) and the V_d ($m \cdot min^{-1}$), according to Abe et al. (2011), averaged over the last 15 s of each trial:

$$EC = VO_2 / V_d$$

2.5. Measurement of the lateral sways of the bicycle

A wearable multi-sensor system was used for the analysis of the bicycle motion. This architecture is based on fully-programmable components performing data acquisition and analysis from one 'tag' fixed under the saddle. This 'tag' was made up of 10 degree of freedom inertial measurement units (3-axis accelerometer, 3-axis gyroscope, 3-axis magnetometer sensor and pressure sensor). The sways of the bicycle were quantified measuring its angular velocity ($deg \cdot s^{-1}$) according to the rotation around the Y-axis gyroscope, which represents the sagittal anatomical-axis.

2.6. Statistical analysis

Descriptive statistics were used and all data were expressed as mean ± standard deviation. Statistical analysis was performed using Sigmaplot 12.0 software (Systat Inc., San Jose, USA). A Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors test was applied to ensure a Gaussian distribution of all results. The effects of position, slope and intensity on MC, EC, VCO_2, RER, HR, VE, breathing frequency (BF), bicycle sways, Proll and Cr were tested using three-way (position × slope × intensity) analysis of variance (ANOVA). When a significant effect was detected, a post-hoc comparison was made using the LSD Fisher test. Pearson's coefficient correlation (r) was used to express the relationship between the MC and bicycle sways. Statistical significance was accepted at $p<0.05$.

3. Results

The three-way ANOVA indicated that changing position had a significant effect on all variables except EC ($p>0.05$). The slope significantly influenced MC, EC, bicycle sways, Proll and Cr ($p<0.001$), whereas the intensity induced significant changes in all variables ($p<0.001$) except MC and Cr ($p>0.05$) (Table 1).

Table 1. Effects of position, slope and intensity on mechanical cost (MC), energy cost (EC), carbon dioxide production (VCO_2), respiratory exchange ratio (RER), heart rate (HR), pulmonary ventilation (VE), breathing frequency (BF), bicycle sways, rolling resistance power (Proll) and rolling resistance coefficient (Cr).

Parameters		Position	Slope	Intensity
MC	($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)	**	**	ns
EC	($mlO_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)	n.s.	**	**
VCO_2	($l \cdot min^{-1}$)	*	n.s.	**
RER		**	n.s.	**
HR	(bpm)	**	n.s.	**
VE	($l \cdot min^{-1}$)	*	n.s.	**
BF	($br \cdot min^{-1}$)	*	n.s.	**
Bicycle sways	($deg \cdot s^{-1}$)	**	**	**
Proll	(W)	**	**	**
Cr		**	**	n.s.

* = $p < 0.05$, ** = $p < 0.001$, n.s. = non-significant

MC was 4.3% higher ($p<0.001$) in standing position for all slopes and intensities. Additionally, MC increased significantly with each increment of slope ($p<0.001$) (Fig. 2).

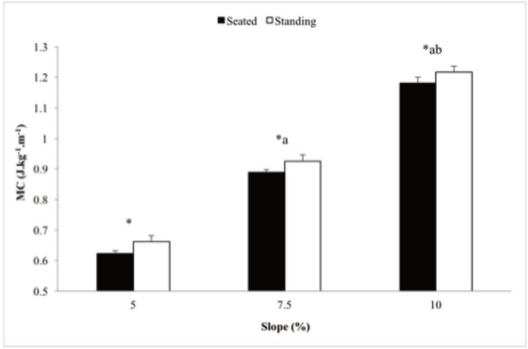


Fig. 2. Mechanical cost (MC) in seated and standing position on three different slopes. Values are mean (circles) ± SD (one-sided error bars). Asterisks (*) indicate a significant difference between both seated and standing positions. Letters ($^{a,\ b}$) indicate a significant difference between slope conditions compared to 5% and 7.5%, respectively.

Table 2. Mechanical cost, energy cost, carbon dioxide production, respiratory exchange ratio, heart rate, pulmonary ventilation, breathing frequency, bicycle sways, rolling resistance power and rolling resistance coefficient in seated and standing positions on different slopes.

Slopes (%)	Mechanical cost ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)			Energy cost ($mlO_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)			Carbon dioxide production ($l \cdot min^{-1}$)		
	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both
5	0.62 ± 0.01	0.66* ± 0.02		0.15 ± 0.01	0.15 ± 0.01		3.8 ± 0.4	3.9* ± 0.3	
7.5	0.89 ± 0.01	0.93* ± 0.02	a	0.21 ± 0.01	0.21 ± 0.01	a	3.8 ± 0.3	3.9* ± 0.4	
10	1.18 ± 0.02	1.22* ± 0.02	ab	0.27 ± 0.01	0.27 ± 0.01	ab	3.8 ± 0.4	3.9* ± 0.4	
	Respiratory exchange ratio			Heart rate (bpm)			Pulmonary ventilation ($l \cdot min^{-1}$)		
	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both
5	0.95 ± 0.03	0.99* ± 0.04		168.2 ± 9.4	173.7* ± 9.3		101.1 ± 14.9	108.6* ± 15.0	
7.5	0.94 ± 0.03	0.98* ± 0.04		169.2 ± 10.1	174.6* ± 9.6		101.7 ± 16.2	108.6* ± 17.7	
10	0.95 ± 0.04	0.98* ± 0.04		170.1 ± 9.5	175.1* ± 8.6		103.1 ± 19.1	109.3* ± 19.7	
	Breathing frequency ($br \cdot min^{-1}$)			Bicycle sways ($deg \cdot s^{-1}$)			Rolling resistance power (W)		
	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both
5	39.4 ± 2.8	41.8* ± 2.8		0.13 ± 0.02	0.56* ± 0.06		26 ± 7	44 ± 9*	
7.5	39.5 ± 4.1	41.1* ± 3.9		0.12 ± 0.02	0.53* ± 0.06	a	13 ± 6	25 ± 7*	X
10	39.9 ± 5.2	41.4* ± 4.7		0.11 ± 0.02	0.50* ± 0.07	ab	13 ± 4	22 ± 5*	
	Rolling resistance coefficient								
	Seated	Standing	Both						
5	0.0051 ± 0.0010	0.0086* ± 0.0016							
7.5	0.0036 ± 0.0013	0.0070* ± 0.0015	a						
10	0.0045 ± 0.0013	0.0077* ± 0.0016	ab						

Values are mean ± SD.
Asterisks (*) indicate a significant difference between seated and standing positions.
Letters (a, b) indicate a significant difference between slope conditions compared to 5 and 7.5%, respectively.
Cross (X) indicates a significant interaction between both slope and position factors.

Descriptive statistics are also presented in Table 2 and Table 3 to assess the effects of the change in body position (standing vs. seated) on MC, EC, VCO_2, RER, HR, VE, BF, bicycle sways, Proll and Cr according to different slopes and intensities. The increase in EC was significant with each increased increment in slope ($p<0.001$) and intensity ($p<0.001$).

Post-hoc comparisons showed that increases in VCO_2, RER, HR, VE and BF were significantly different with each increased increment in exercise intensity when all slopes and positions were considered. VCO_2, RER, HR, VE and BF were 2.9%, 3.7%, 3.1%, 6.7% and 4.8% higher in standing position than in seated position for all slopes and intensities, respectively.

The decrease in bicycle sways was significant ($p<0.001$) for each increased increment in slope, irrespective of position and intensity conditions. A significant interaction was measured between position and intensity. The bicycle sways were 3.5 times higher ($p<0.001$) in standing position than in seated position for each intensity. Additionally, the bicycle sways significantly ($p<0.001$) increased for each increased increment in intensity only in the standing position (Fig. 3). Moreover, the increase in bicycle sways was positively correlated with the increase in MC ($r=0.54$, $p<0.001$).

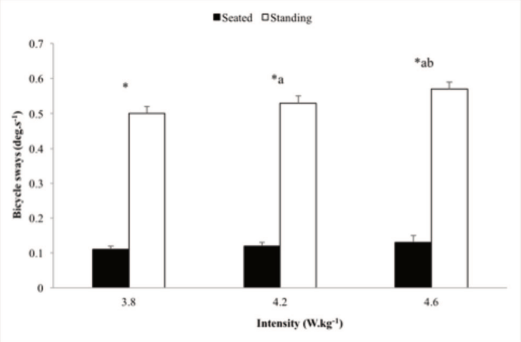


Fig. 3. Bicycle sways in seated and standing positions for three different intensities. Values are mean (circles) ± SD (one-sided error bars). Asterisks (*) indicate a significant difference between both seated and standing positions. Letters ([a, b]) indicate a significant difference between intensity conditions compared to 3.8 and 4.2 W.kg^{-1}, respectively, **only in standing position**.

Table 3. Mechanical cost, energy cost, carbon dioxide production, respiratory exchange ratio, heart rate, pulmonary ventilation, breathing frequency, bicycle sways, rolling resistance power and rolling resistance coefficient in seated and standing positions in different intensities.

Intensities	Mechanical cost (J·kg^{-1}·m^{-1})			Energy cost (mlO$_2$·kg^{-1}·m^{-1})			Carbon dioxide production (l·min^{-1})		
(W.kg^{-1})	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both
3.8	0.90 ± 0.01	0.93* ± 0.02		0.21 ± 0.01	0.21 ± 0.01		3.5 ± 0.3	3.5* ± 0.3	
4.2	0.90 ± 0.01	0.93* ± 0.02		0.21 ± 0.01	0.21 ± 0.01	a	3.7 ± 0.3	3.9* ± 0.4	a
4.6	0.90 ± 0.01	0.94* ± 0.02		0.20 ± 0.01	0.20 ± 0.01	ab	4.1 ± 0.4	4.2* ± 0.4	ab
	Respiratory exchange ratio			Heart rate (bpm)			Pulmonary ventilation (l·min^{-1})		
	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both
3.8	0.93 ± 0.04	0.96* ± 0.04		162.4 ± 10.6	168.3* ± 10.0		92.9 ± 14.8	98.0* ± 15.0	
4.2	0.94 ± 0.03	0.98* ± 0.04	a	169.1 ± 9.6	174.6* ± 9.1	a	100.1 ± 15.7	106.2* ± 16.8	a
4.6	0.97 ± 0.04	1.01* ± 0.04	ab	176.0 ± 8.5	180.5* ± 8.2	ab	112.9 ± 19.5	120.4* ± 20.3	ab
	Breathing frequency (br·min^{-1})			Bicycle sways (deg·s^{-1})			Rolling resistance power (W)		
	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both	Seated	Standing	Both
3.8	38.0 ± 3.5	39.3* ± 2.5		0.11 ± 0.02	0.50* ± 0.06		16 ± 5	27 ± 6*	
4.2	39.0 ± 3.4	41.1* ± 3.3	a	0.12 ± 0.02	0.53* ± 0.06	X	17 ± 5	30 ± 7*	a
4.6	41.7 ± 4.9	43.9* ± 4.6	ab	0.13 ± 0.02	0.57* ± 0.06		19 ± 6	34 ± 8*	ab
	Rolling resistance coefficient								
	Seated	Standing	Both						
3.8	0.0044 ± 0.0010	0.0076* ± 0.0013							
4.2	0.0043 ± 0.0010	0.0077* ± 0.0014							
4.6	0.0045 ± 0.0011	0.0080* ± 0.0016							

Values are mean ± SD.
Asterisks (*) indicate a significant difference between seated and standing positions.
Letters (a, b) indicate a significant difference between intensity conditions compared to 3.8 and 4.2 W.kg^{-1}, respectively.
Cross (X) indicates a significant interaction between both intensity and position factors.

There was a main effect ($p<0.001$) of position and slope on Cr. The Cr was 22.4% and 10.1% lower in the 7.5% and 10% slope conditions, respectively when compared to the lower slope. Additionally, the Cr was 77.4% higher in standing position than in seated position when all slopes and intensities were considered ($p<0.001$). This increase in Cr in the standing position resulted in a Proll increase of 13 ± 4 W.

4. Discussion

The purpose of this study was to investigate the effects of a change in body position (standing vs. seated) on MC and EC in elite cyclists according to different slopes and exercise intensities. The main findings of this study show a higher MC (+4.3%) in the standing position compared to seated position when all slopes and intensities are considered. Conversely, the two positions exhibit similar EC. However, the standing position determines an increase in many other variables: VCO_2 (+2.9%, $p<0.05$), RER (+3.7%, $p<0.001$), HR (+3.1%, $p<0.001$), VE (+6.7%, $p<0.05$), BF (+4.8%, $p<0.001$), bicycle sways (+345%, $p<0.001$) and Cr (+77.4%, $p<0.001$).

A more detailed analysis indicates that the increase of MC in standing position was positively correlated with the increase in bicycle sways ($r=0.54$, $p<0.001$). In this position, the bicycle sways were increased and the centre of mass was shifted forward (Duc et al., 2008), inducing an increase in the vertical load applied on the front tire and, consequently, an increase of the twist of the two tires. This resulted in a 77.4% increase of Cr. It has been shown that the main source of rolling resistance of a tire is hysteresis losses which occur when the tire is compressed on a solid surface (Kauzlarich and Thacker, 1985; Tabor, 1955). Additionally, we could assume that the rolling resistance depends on the pedalling technique (Leirdal and Ettema, 2011). It has been established that the peak pedal force is higher in standing (vs. seated) position (Duc et al., 2008). The increase in peak pedal force during the downstroke phase induces an uneven work rate generation, enhancing the acceleration and deceleration periods during the crank cycle. The force variations during the overall cycle could explain the measured mechanical losses in standing position. The standing position involved a significant increase in Proll (13 ± 4 W) compared to seated position for all slopes and intensities.

There was no significant difference in EC between seated and standing positions for all slopes and intensities, given that no difference in VO_2 was measured. These results are in conflict with those of Tanaka et al. (1996) and Ryschon and Stray-Gundersen (1991), who reported an increase in VO_2 of 6% and 12% respectively, between seated and standing postures at low intensities (between 50% and 60% of VO_{2max}) in competitive road cyclists. However, our results are in accordance with those of Miller et al. (1988), Swain and Wilcox (1992) and Millet et al. (2002) who measured no significant difference in VO_2 between the two postures at 75% of VO_{2max}. Moreover, Tanaka et al. (1996) measured the same VO_{2max} in both seated and standing positions. The standing posture seems to be less economic than seated posture only when the intensity is lower than 75% of VO_{2max} (Arkesteijn et al., 2016; Duc et al., 2008). Indeed, when increasing the pedal force in seated position, cyclists use different strategies to limit the decrease in saddle vertical force (Costes et al., 2015). The first strategy observed was to pull on the pedal to create downward reaction forces at the hip level. A second strategy observed was to accelerate the trunk's centre of mass downward and a third strategy was to create a downward reaction force at the shoulders by pulling on the handlebar. However, these strategies have been previously reported as energetically costly (Edwards et al., 2009; Korff et al., 2007; McDaniel et al., 2005), which could explain why the difference in VO_2 between the two pedalling postures disappears at high intensity.

An increase in VCO_2 (+2.9%) was reported in standing position, leading to a significant increase in RER (+3.7%) combined with VE (+6.7%) and BF (+4.8%). These results are in agreement with those of Harnish et al. (2007) and Millet et al. (2002), who reported an increase in VE of 6% and 9.8%, respectively, during standing position. From a physiological standpoint, it would appear that the standing posture induced an increase in energy consumption from the glycolytic pathway (Chamari and Padulo, 2015) for all intensities. This pathway could lead to extra production of lactates and an increase in bicarbonate buffer system. Greater reliance on glycolysis and lactate production could explain the greater VE and BF, which would be responsible for removing the excess CO_2 produced by bicarbonate buffering. Our results could explain the cyclists' choice to stand or remain seated on the saddle. Given this, it is reasonable to assume that the glycolytic pathway may temporarily provide more energy to compensate for the delay of the aerobic pathway.

The higher HR measured in the standing position compared to the seated position (+3.1%) was supported by previous studies (Millet et al., 2002; Ryschon and Stray-Gundersen, 1991; Tanaka et al., 1996). The higher muscular activity of the upper limbs in standing position (Duc et al., 2008) can increase HR. Indeed, during effort in standing position, the upper limb muscles seem more active in steering the bicycle than in seated position. Lind and McNicol (1967) have shown that the addition of static and dynamic contractions produced a significant increase in HR as compared to dynamic contractions only. These results suggest that the increase in HR in standing position was due to the presence of more static muscle contractions. Finally, the data available in the literature examining the difference in HR between seated and standing positions are contradictory (Miller et al., 1988; Millet et al., 2002; Swain and Wilcox, 1992; Tanaka et al., 1996), mainly affected by the exercise intensity of each protocol. Tanaka et al. (1996) and Ryschon and Stray-Gundersen (1991) measured an increase in HR of 4-6% and 8%, respectively, when cycling at low intensities from the seated to the standing position. Millet et al. (2002) also reported a 5.3% increase in HR at 75% of peak power output, whereas Swain and Wilcox (1992) found no

difference in HR between different levels of intensity, similar to the study of Millet et al. (2002).

It is important to note some limitations of the present study. The use of personal bicycles induces different settings, although the position of the hands was standardized, which could influence the cyclists' standing technique. Moreover, the pedalling cadence was similar between the two positions whereas cyclists decrease the pedalling cadence in standing position compared to seated position in the field (Bouillod and Grappe, 2017; Harnish et al., 2007).

5. Conclusions

This study shows that, in uphill cycling, the MC was significantly higher in standing position than in seated position, whereas the EC was similar between the two positions. Although the VO_2 was similar between the two positions, the higher VCO_2 measured in standing position could explain an increase in energy consumption from the glycolytic pathway compared to seated position. The standing position involved a significant increase in Proll for the same speed induced by both bicycle sways and a shift forward of the centre of mass compared to seated position. This result should lead bicycle tire manufacturers to reduce the increase in rolling resistance between the two positions. Considering the relationship observed between the MC and bicycle sways, cyclists would be well advised to decrease the bicycle sways in order to reduce the MC of locomotion.

Conflict of interest statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

Acknowledgments

The authors wish to thank the participating cyclists for their cooperation and the Matsport Company for its material support. We would also like to thank Joris Quéméneur, Pauline Stocky, Laurie Isacco and Catherine Capitan (Platform Exercise Performance Health Innovation, Besancon, France) for their technical support.

References

Abe, D., Fukuoka, Y., Muraki, S., Yasukouchi, A., Sakaguchi, Y., Niihata, S., 2011. Effects of load and gradient on energy cost of running. J. Physiol. Anthropol. 30, 153-160.

Arkesteijn, M., Jobson, S., Hopker, J., Passfield, L., 2016. The effect of cycling intensity on cycling economy during seated and standing cycling. Int. J. Sports Physiol. Perform. 11, 907-912.

Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J.N., Grappe, F., 2005. Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM Device. Int. J. Sports Med. 26, 868-873.

Bouillod, A., Grappe, F., 2017. Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists. J. Sports Sci., 1-6.

Bouillod, A., Pinot, J., Soto-Romero, G., Bertucci, W., Grappe, F., 2016. Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. Int. J. Sports Physiol. Perform., 1-26.

Caldwell, G.E., Li, L., McCole, S.D., Hagberg, J.M., 1998. Pedal and crank kinetics in uphill cycling. J. Appl. Biomech. 14, 245-259.

Chamari, K., Padulo, J., 2015. 'Aerobic' and 'Anaerobic' terms used in exercise physiology: a critical terminology reflection. Sports Med. Open 1, 9.

Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., Watier, B., 2015. A reduction of the saddle vertical force triggers the sit-stand transition in cycling. J. Biomech. 48, 2998-3003.

Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J.N., Grappe, F., 2008. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. J. Electromyogr. Kinesiol. 18, 116-127.

Edwards, L.M., Jobson, S.A., George, S.R., Day, S.H., Nevill, A.M., 2009. Whole-body efficiency is negatively correlated with minimum torque per duty cycle in trained cyclists. J. Sports Sci. 27, 319-325.

Gardner, A.S., Stephens, S., Martin, D.T., Lawton, E., Lee, H., Jenkins, D., 2004. Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. Med. Sci. Sports Exerc. 36, 1252-1258.

Harnish, C., King, D., Swensen, T., 2007. Effect of cycling position on oxygen uptake and preferred cadence in trained cyclists during hill climbing at various power outputs. Eur. J. Appl. Physiol. 99, 387-391.

Kauzlarich, J.J., Thacker, J.G., 1985. Wheelchair tyre rolling resistance and fatigue. J. Rehabil. Res. Dev. 22, 25-41.

Kohler, G., Boutellier, U., 2005. The generalized force-velocity relationship explains why the preferred pedaling rate of cyclists exceeds the most efficient one. Eur. J. Appl. Physiol. 94, 188-195.

Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C., 2007. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. Med. Sci. Sports Exerc. 39, 991-995.

Leirdal, S., Ettema, G., 2011. Pedaling technique and energy cost in cycling. Med. Sci. Sports Exerc. 43, 701-705.

Lind, A.R., McNicol, G.W., 1967. Circulatory responses to sustained hand-grip contractions performed during other exercise, both rhythmic and static. J. Physiol. 192, 595-607.

Macfarlane, D.J., Wong, P., 2012. Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. Eur. J. Appl. Physiol. 112, 2539-2547.

McDaniel, J., Subudhi, A., Martin, J.C., 2005. Torso stabilization reduces the metabolic cost of producing cycling power. Can. J. Appl. Physiol. 30, 433-441.

Miller, T.A., Wells, C.L., Martin, P.E., 1988. The effect of position and cadence on the cardiovascular response of uphill cyclists. Med. Sci. Sports Exerc. 20, S64.

Millet, G.P., Tronche, C., Fuster, N., Candau, R., 2002. Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. Med. Sci. Sports Exerc. 34, 1645-1652.

Millet, G.P., Tronche, C., Grappe, F., 2014. Accuracy of indirect estimation of power output from uphill performance in cycling. Int. J. Sports Physiol. Perform. 9, 777-782.
Pinot, J., Grappe, F., 2011. The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int. J. Sports Med. 32, 839-844.
Ryschon, T.W., Stray-Gundersen, J., 1991. The effect of body position on the energy cost of cycling. Med. Sci. Sports Exerc. 23, 949-953.
Savelberg, H.H., Van de Port, I.G., Willems, P.J., 2003. Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. J. Appl. Biomech. 19, 310-324.
Swain, D.P., Wilcox, J.P., 1992. Effect of cadence on the economy of uphill cycling. Med. Sci. Sports Exerc. 24, 1123-1127.
Tabor, D., 1955. Elastic work involved in rollong a sphere on another surface. J. Appl. Physiol. 6, 79-81.
Tanaka, H., Bassett, D.R., Jr., Best, S.K., Baker, K.R., Jr., 1996. Seated versus standing cycling in competitive road cyclists: uphill climbing and maximal oxygen uptake. Can. J. Appl. Physiol. 21, 149-154.
Vogler, A.J., Rice, A.J., Gore, C.J., 2010. Validity and reliability of the Cortex MetaMax3B portable metabolic system. J. Sports Sci. 28, 733-742.

2. Réponses physiologiques et biomécaniques entre les positions assise et danseuse lors de contre-la-montre en montée chez des cyclistes de haut niveau

Les résultats de ce travail ont fait l'objet d'un article publié dans la revue *Journal of Sports Sciences* : « Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists ».

Résumé détaillé

Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists

Bouillod A et Grappe F

État de l'art : En montée, les cyclistes passent régulièrement d'une position assise à une position danseuse lorsque la pente augmente (Hansen et Waldeland, 2008). Le choix de la position est également déterminé par la longueur de l'ascension, le braquet disponible, la situation (e.g., entraînement *vs.* compétition), l'expérience, la morphologie, les préférences individuelles (Harnish *et al.*, 2007), l'intensité ainsi que la gestion de l'effort. La transition d'une position assise à une position danseuse permet aux cyclistes de déplacer leur centre de masse vers l'avant du vélo (Caldwell *et al.*, 1998), ce qui augmente les degrés de liberté pour les mouvements segmentaires (Li et Caldwell, 1998). Ces actions nécessitent une réorganisation des chaînes musculaires (Duc *et al.*, 2008 ; Li et Caldwell, 1998). Duc *et al.* (2008) ont montré que les muscles du tronc étaient plus activés en position danseuse comparée à la position assise. Une augmentation de la VO_2 a été mesurée en danseuse à faible intensité (< 75 % VO_{2max}) (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Ryschon et Stray‐Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996) alors que d'autres travaux n'ont détecté aucun changement de VO_2 entre les positions assise et danseuse à haute intensité (> 75 % VO_{2max}) (Miller *et al.*, 1988 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996). Malgré tout, l'application pratique de ces études est limitée puisque les données ont été collectées sur tapis roulant en laboratoire (Kenny *et al.*, 1995). Seules deux études ont comparé les deux positions sur le terrain (Harnish *et al.*, 2007 ; Millet *et al.*, 2002). Les observations de terrain montrent que les cyclistes ne passent pas le même temps en danseuse ($T_{danseuse}$) comparée à la position assise (T_{assise}) en montée.

Objectif : L'objectif de cette étude était d'analyser les réponses physiologiques et biomécaniques entre les positions assise et danseuse lors de CLM en montée chez des cyclistes de haut niveau. Nous avons émis l'hypothèse que les cyclistes alterneraient les positions assise et danseuse de façon à maintenir la V_d en ajustant l'équilibre entre la cadence et la F_U appliquée sur la pédale.

Méthodes : 13 cyclistes de haut niveau (VO_{2max} : 79,8 ± 6,9 $mL \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$) ont participé à cette étude. Durant la première session, les cyclistes ont réalisé un test incrémental sur un cycloergomètre SRM jusqu'à VO_{2max}. Les mesures métaboliques étaient réalisées avec un Metamax 3B-R2 (Macfarlane et Wong, 2012 ; Vogler *et al.*, 2010) alors que la FC était mesurée avec une ceinture Polar H7 synchronisée au système Metamax 3B-R2. Durant la seconde session, les cyclistes ont réalisé un test terrain incluant trois CLM en montée (3 km à 7,0 ± 1,2 % de pente) avec leur vélo personnel. Les cyclistes étaient libres de changer de position afin de réaliser la meilleure performance au cours des trois montées. Chaque montée était séparée de 30 min de récupération active. Le Metamax 3B-R2 était installé sur les cyclistes 5 min avant le départ et était retiré à la fin de chaque montée. Chaque vélo était équipé d'un pédalier SRM et d'un capteur de V_d. Ces deux capteurs étaient synchronisés à un compteur Garmin 810 (Olathe, États-Unis) pour enregistrer les données durant les CLM. L'analyse des données débutait à partir de la 3ième minute de chaque CLM afin de favoriser la stabilisation des variables physiologiques. Le CM était calculé selon l'équation 31 alors que la F_U était calculée selon l'équation suivante :

$$F_U = P_{méca} / (cadence \cdot 2 \cdot \pi / 60) / longueur\ manivelle \quad (33)$$

Les variables suivantes étaient mesurées lors du test terrain : temps montée ($T_{montée}$), $P_{méca}$, $P_{méca}$ exprimée comme un pourcentage de PMA (% PMA), V_d, CM, cadence, F_U, VO_2, VO_2 exprimée comme un pourcentage de VO_{2max} (% VO_{2max}), VCO_2, QR, FC, VE/VO_2, VE/VCO_2, VT, F_{respi} et VE.

Résultats : Un effet significatif de la position a été mesuré pour les variables suivantes : $T_{montée}$, $P_{méca}$, % PMA, CM, cadence et F_U (Tableau 9). Bien que la position n'influençât pas les variables physiologiques, de faibles effets ont tout de même été détectés pour VE/VCO_2, VT et F_{respi}. La $P_{méca}$ était augmentée de 12,6 % en position danseuse comparée à la position

assise, alors que V_d était stable entre les deux positions. Cela engendrait une augmentation du CM et de la F_U (19 et 22,4 %, respectivement) et une diminution de 8 % de la cadence. De plus, les cyclistes passent 22,4 % de leur temps en position danseuse durant les CLM. L'analyse de régression multivariée a montré que la $P_{méca}$ normalisée avec la masse totale influençait à 88,5 % le $T_{montée}$ (R^2 ajusté = 0,885 ; $p < 0,001$) alors que la cadence l'influençait de seulement 3,5 % (R^2 ajusté = 0,92 ; $\Delta R^2 = 0,035$; $p < 0,05$).

Tableau 9. *Variables biomécaniques et physiologiques moyennées selon les trois CLM en montée en positions assise et danseuse.*

Variables	Assise	Danseuse	Total CLM	ES	Interprétation
$T_{montée}$ (s)	273,3 ± 66,9	78,2 ± 58,2*	349,5 ± 23,8	3,23	Large
$P_{méca}$ (W)	393 ± 26	442 ± 62*	401,0 ± 23,1	-1,09	Large
% PMA	94,2 ± 6,1	106,1 ± 14,8*	96,3 ± 4,6	-1,09	Large
$P_{méca}$ ($W \cdot kg^{-1}$)	5,9 ± 0,4	6,7 ± 0,9*	6,1 ± 0,4	-1,20	Large
V_d ($km \cdot h^{-1}$)	19,5 ± 2,1	19,2 ± 3,7	19,5 ± 2,3	0,13	Insignifiant
CM ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)	1,13 ± 0,11	1,34 ± 0,33*	1,17 ± 0,12	-0,91	Large
Cadence (rpm)	89 ± 4	82 ± 5*	87,0 ± 2,4	1,77	Large
F_U (N)	245 ± 21	299 ± 42*	255 ± 18	-1,72	Large
VO_2 ($mL \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)	74,9 ± 6,0	74,3 ± 6,3	74,8 ± 6,0	0,10	Insignifiant
% VO_{2max}	93,9 ± 7,6	93,1 ± 7,9	93,9 ± 5,5	0,10	Insignifiant
VCO_2 ($L \cdot min^{-1}$)	5,1 ± 0,5	5,0 ± 0,4	5,1 ± 0,4	0,11	Insignifiant
QR	1,02 ± 0,06	1,02 ± 0,06	1,02 ± 0,05	-0,05	Insignifiant
FC (bpm)	182 ± 6	183 ± 7	182,1 ± 6,0	-0,19	Insignifiant
VE/VO_2	33,1 ± 4,1	34,0 ± 4,5	33,2 ± 4,1	-0,21	Faible
VE/VCO_2	32,4 ± 4,2	33,1 ± 4,3	32,5 ± 4,2	-0,18	Insignifiante
VT (L)	2,8 ± 0,3	2,7 ± 0,3	2,8 ± 0,3	0,22	Faible
F_{respi} ($c \cdot min^{-1}$)	62,2 ± 6,7	64,5 ± 6,9	62,4 ± 5,9	-0,36	Faible
VE ($L \cdot min^{-1}$)	171,2 ± 22,9	173,8 ± 25,3	171,5 ± 23,1	0,11	Insignifiant

* Différence significative entre les positions assise et danseuse ($p < 0,001$)

Discussion : Les principaux résultats de cette étude montrent que les cyclistes alternent les positions assise et danseuse pour maintenir la V_d en augmentant leur CM (+19 %) et en stabilisant leur VO_2 lors de CLM en montée à haute intensité (94 % VO_{2max}). Parallèlement, ils diminuent leur cadence de pédalage (-8 %) et augmentent leur F_U (+22,4 %). L'augmentation du CM en position danseuse est en accord avec notre étude préliminaire (Bouillod *et al.*, 2014) conduite en laboratoire sur tapis roulant motorisé. Les oscillations latérales du vélo ainsi que le déplacement du centre de masse du cycliste vers l'avant du vélo (Duc *et al.*, 2008) pourraient expliquer les pertes mécaniques (49 W) mesurées en position

danseuse. Puisque les pertes mécaniques sont plus élevées sur le terrain que sur tapis roulant, d'autres facteurs semblent contribuer à cette différence comme la R_a, le matériel utilisé par les cyclistes, la R_r de la route ou encore une technique différente. En utilisant le modèle de Millet *et al.* (2014), nous avons calculé que 10 W contribuaient à lutter contre la R_a en position danseuse alors que les 39 W restants seraient dus à des pertes mécaniques plus élevées. En ce qui concerne les variables physiologiques, les résultats montrent qu'elles n'étaient pas affectées par le changement de position. Ces résultats sont en accord avec plusieurs études (Bouillod *et al.*, 2014 ; Harnish *et al.*, 2007 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996) conduites à une intensité supérieure à 75 % VO_{2max}. Notre étude montre également que la cadence de pédalage était significativement diminuée en position danseuse (Harnish *et al.*, 2007). Une augmentation de la $P_{méca}$ associée à une diminution de la cadence induit une augmentation de la F_U (+22,4 %). Ce résultat est en accord avec une étude récente (Costes *et al.*, 2015) montrant que le poids du corps est progressivement moins supporté par la selle avec l'augmentation de l'intensité puisque la force de réaction augmente et diminue l'avantage mécanique de pédaler en position assise. Enfin, la performance, déterminée par le $T_{montée}$ total ($T_{danseuse}$ + T_{assise}), était très fortement corrélée à la $P_{méca}$ normalisée avec la masse totale. Ce résultat montre l'influence considérable du poids en montée puisque P est la principale résistance à l'avancement (Fonda, 2012 ; Heil *et al.*, 2001 ; Millet *et al.*, 2014 ; Swain, 1994).

Conclusion : Cette étude conduite en condition réelle de locomotion montre que les cyclistes alternent les positions assise et danseuse pour maintenir la V_d en augmentant leur CM (+19 %). Cette augmentation du CM est due principalement à la R_a et aux pertes mécaniques. L'augmentation des pertes mécaniques est due à une F_U plus élevée en position danseuse. Des sessions d'entraînement spécifique en position danseuse pourraient réduire les pertes mécaniques de certaines parties du vélo. De futures études devraient s'intéresser à ce sujet. À haute intensité (94 % VO_{2max}), les cyclistes passent 22,4 % de leur temps en position danseuse. Ce résultat renforce le fait que les entraîneurs et les athlètes doivent travailler spécifiquement cette position à l'entraînement. Enfin, considérant la forte relation entre $T_{montée}$ et $P_{méca}$ normalisée avec la masse totale, les cyclistes ont tout intérêt à optimiser le ratio $P_{méca}$/masse totale ($W \cdot kg^{-1}$) en diminuant à la fois leur indice de masse grasse ainsi que le poids du vélo tout en respectant la réglementation de l'UCI.

JOURNAL OF SPORTS SCIENCES, 2017
https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1363902

Routledge
Taylor & Francis Group

Check for updates

Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists

Anthony Bouillod[a,b,c] and Frederic Grappe[a,d]

[a]EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France; [b]French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France; [c]LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France; [d]Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

ABSTRACT

Cyclists regularly change from a seated to a standing position when the gradient increases during uphill cycling. The aim of this study was to analyse the physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists. Thirteen elite cyclists completed two testing sessions that included an incremental-specific cycling test on a cycle ergometer to determine VO_{2max} and three distance-based uphill time trials in the field to determine physiological and biomechanical variables. The change from seated to standing position did not influence physiological variables. However, power output was increased by 12.6% in standing position when compared with seated position, whereas speed was similar between the two positions. That involved a significant increase in mechanical cost and tangential force (F_{tang}) on the pedal (+19% and +22.4%, respectively) and a decrease (−8%) in the pedalling cadence. Additionally, cyclists spent 22.4% of their time in the standing position during the climbing time trials. Our findings showed that cyclists alternated between seated and standing positions in order to maintain a constant speed by adjusting the balance between pedalling cadence and F_{tang}.

ARTICLE HISTORY
Accepted 26 July 2017

KEYWORDS
Standing position; power output; gas exchanges; field performance; elite cyclists

Introduction

During uphill cycling, cyclists regularly change from a seated to a standing position when the gradient increases (Hansen & Waldeland, 2008). The choice of climbing position is also determined by the length of the hill, the available gearing, the situation (e.g., training vs. competition), the individual's experience, body morphology, personal preference (Harnish, King, & Swensen, 2007), intensity of exercise and the pacing strategy.

The transition from the seated to standing position changes the body position on the bicycle with regard to the loss of saddle support and the increase in bicycle sways. This varying position allows cyclists to shift their centre of mass forward in relation to the bottom bracket (Caldwell, Li, McCole, & Hagberg, 1998), which increases the degrees of freedom for segmental movements (Li & Caldwell, 1998). These actions require a reorganisation of the muscular recruitment pattern (Duc, Bertucci, Pernin, & Grappe, 2008; Li & Caldwell, 1998). Duc et al. (2008) demonstrated that the upper body and trunk muscles are more activated in the standing posture compared to the seated posture. Essentially, this posture supports the additional weight due to the loss of saddle support and stabilizes both the pelvis and trunk to control body balance and help to swing the body and the bicycle from side-to-side.

Although the seated position has been the subject of many studies in the optimization approach in cycling performance, the literature concerning the standing position in uphill cycling is less consistent. The studies that have compared the two positions have shown that spontaneous pedalling cadences are lower in the standing than in the seated position during uphill at various submaximal intensities (Harnish et al., 2007). Moreover, the standing position elicits a higher power output (PO) in maximal 30-second sprints (Hansen & Waldeland, 2008; McLester, Green, & Chouinard, 2004; Millet, Tronche, Fuster, & Candau, 2002). These differences in pedalling cadence and PO were mainly explained by the greater force in the standing position due to an increased contribution from the body weight on the pedal force (Li & Caldwell, 1998). However, the effects of change from a seated to a standing position in submaximal steady-state uphill cycling are contradictory. Some studies have found increases in oxygen consumption (VO_2), heart rate (HR) and pulmonary ventilation (VE) at low intensities on treadmills (50–60% of VO_{2max}) in the standing position with experienced cyclists (Arkesteijn, Jobson, Hopker, & Passfield, 2016; Ryschon & Stray-Gundersen, 1991; Tanaka, Bassett, Best, & Baker, 1996). Conversely, several studies conducted with experienced/elite cyclists on treadmills have reported no change in VO_2 between the seated and standing positions at both moderate intensities (~75% of VO_{2max}) (Miller, Wells, & Martin, 1988; Swain & Wilcox, 1992) and at a higher intensity (~83% of VO_{2max}) (Tanaka et al., 1996). The practical application of the aforementioned data to real cycling conditions is limited, as the data were generated during treadmill cycling, which differs markedly from riding in the field (Kenny, Reardon, Marion, & Thoden, 1995). Only two studies conducted with well-trained cyclists have examined the responses in the standing position during uphill cycling in field settings. The authors showed that cycling economy in the standing position was similar to that in the seated position (Harnish

CONTACT Anthony Bouillod anthonybouillod@gmail.com University of Franche-Comte, Culture, Sport, Health, Society (C3S), Health & Sport Department, UPFR Sports, 31 chemin de l'épitaphe, 25000 Besançon, France

© 2017 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

et al., 2007; Millet et al., 2002). Finally, there are discrepancies between the studies to determine the most efficient position during exercise at moderate intensity in the uphill condition.

Most studies have been limited by their use of similar pedalling cadences between both the seated and standing positions, thereby increasing the VO_2 in the standing position. Only one study has allowed the participants to select their preferred pedalling cadence in the field (Harnish et al., 2007), and the results showed a significant decrease in cadence when cycling in the standing position, which is in accordance with the field observations. The additional mass, from moving the upper body out of the saddle, would lead to larger momentum, which then could potentially reduce the cadence. Also, the decrease in cadence at the same exercise intensity and position subsequently increases cycling economy due to the negative relationship between the cadence and cycling economy (Ettema & Loras, 2009).

Field observations highlight that cyclists do not spend the same amount of time in the standing position (T_{stand}) compared to the seated position (T_{seat}) in uphill cycling. Surprisingly, no study has focused on this relevant and valuable topic. Previous studies have investigated the effect of the standing position during anaerobic exercises (Hansen & Waldeland, 2008; McLester et al., 2004; Millet et al., 2002) or moderate steady-state uphill efforts (Arkesteijn et al., 2016; Harnish et al., 2007; Miller et al., 1988; Millet et al., 2002; Ryschon & Stray-Gundersen, 1991; Swain & Wilcox, 1992; Tanaka et al., 1996) using standardized protocols. However, to the best of our knowledge, the influence of the standing position compared with the seated position has never been studied during an uphill time trial (TT) using self-selected position and pedalling cadence. The aim of this study was to analyse the physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill TTs in elite cyclists. We hypothesized that cyclists would alternate between seated and standing positions in order to maintain a constant speed by adjusting the balance between pedalling cadence and tangential force (F_{tang}) on the pedal.

Methods

Participants

Thirteen elite cyclists volunteered to participate in the study after being informed of the aims, experimental protocol and procedures of the study. All cyclists were licensed to the French Cycling Federation. Their mean ± standard deviation values for age, height, body mass, total mass (cyclist + bicycle + equipment) and VO_{2max} were 21 ± 2 years, 177.8 ± 4.7 cm, 66.2 ± 5.6 kg, 75.8 ± 5.6 kg and 79.8 ± 6.9 ml·min^{-1}·kg^{-1}, respectively. The riders followed a regular training regimen and participated in races throughout the season. Prior to participating in any testing sessions, each subject provided written informed consent, which was conducted in accordance with the ethical principles of the Declaration of Helsinki and approved by the institutional ethics committee.

Experimental design

During the first session, the cyclists performed an incremental-specific cycling test on a cycle ergometer. In the second session, the cyclists performed a field test including three distance-based uphill TTs with their personal road bicycle. The two sessions were performed on two consecutive days. Each cyclist came to the laboratory and was on the field at the same time for each session. Cyclists were asked to maintain their normal training the day before the first session. The bicycle tire pressure was inflated to 800 kPa during the field session.

Incremental-specific cycling test

The maximal aerobic power (MAP) was determined from the results of an incremental-specific cycling test on an SRM Indoor Trainer (SRM, Schoberer Rad Messtechnich, Jülich, Germany) equipped with clip-in pedals. To ensure accurate measures, a static calibration was applied before the study (Wooles, Robinson, & Keen, 2005) and the zero-offset frequency was adjusted according to the manufacturer's instructions. The SRM system is considered valid for measuring the PO (Gardner et al., 2004). The initial workload was set at 100 W and this was increased incrementally by 30 W at 2-minute intervals. The choice of cadence was free for each step. The test was performed until exhaustion with both the rate of perceived exertion, determined by a Borg's category-ratio scale (CR-10), being between 9 and 10 and a significant decrease in pedalling cadence. The MAP was determined as follows: when the final PO level was maintained over the duration (2 min), the MAP corresponded to the mean of this PO level. However, if the cyclist could not sustain the required effort over the duration of the level, the MAP was calculated considering the mean PO of the lower and the final level (Bouillod, Pinot, Soenen, Ouvrard, & Grappe, 2017):

$$MAP = PO_{lower\ level} + (PO_{final\ level} - PO_{lower\ level}) \times (Time_{final\ level}/120)$$

where $PO_{lower\ level}$ is the value of the last complete workload (W), $PO_{final\ level}$ is the value of the last incomplete workload (W) and $Time_{final\ level}$ (sec) is the time the last incomplete workload was maintained.

Metabolic measurements were done with a breath-by-breath portable gas analyser (Metamax 3B-R2, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Germany) (Macfarlane & Wong, 2012; Vogler, Rice, & Gore, 2010). The Metamax 3B-R2 is a portable system composed of a measurement module and a battery module. These two parts are the same size (120 × 110 × 45 mm) with a total mass of 1.1 kg and are designed to fit the body on the collarbone with a harness. This device measured the gas exchanges using a bidirectional digital turbine. A 60-cm length of Permapure sampling tube was attached to the turbine to permit the analysis of O_2 and CO_2 concentrations using an electrochemical cell and an infrared analyser, respectively. VO_2 and CO_2 production (VCO_2) were calculated using standard metabolic algorithms. All data were immediately transmitted through Bluetooth

telemetry to a computer using MetaSoft© studio software (Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Germany). Prior to being used, the system was turned on for at least 30 minutes and was then calibrated prior to every test according to the manufacturer's recommendations. This involved first calibrating the gas by using a reference gas (15% O_2 and 5% CO_2), and then verifying the calibration against the ambient air. Secondly, a volume calibration was performed using a standardized 3L syringe (5530 series, Hans Rudolph, Inc., MO, USA).

PO, cadence, VO_2 and HR were recorded throughout the test, while the rate of perceived exertion was measured subjectively using the Borg scale at the end of each step (Borg, Ljunggren, & Ceci, 1985).

Uphill time trials

The cyclists performed three TTs in the same regular 3-km uphill course (Figure 1, mean slope of 7.0 ± 1.2%) and were instructed to complete the TTs with a self-selected pacing strategy. Moreover, they had no feedback on the instantaneous PO and were free to change their position (seated or standing) at any moment, in order to achieve their best performance over the three climbs. Each climb was separated by 30 minutes of active recovery, allowing the cyclists to ride down the hill and spin easily prior to the next TT. Prior to the first TT test, to get used to the field settings, the cyclists performed a preliminary TT test. The Metamax 3B-R2 was installed on the cyclists 5 minutes before the start and was removed at the end of each TT. Each bicycle was fitted with an SRM crankset and a speed sensor to measure PO and speed (V, $km \cdot h^{-1}$), respectively. The SRM power meter and the speed sensor were paired with a Garmin power control (Garmin 810, Olathe, USA) to record the data during the TTs. To ensure accurate measures of the SRM power meter, a static calibration was applied before the study (Wooles et al., 2005) and the zero-offset frequency was adjusted according to the manufacturer's instructions. The SRM data were analysed with the TrainingPeaks software (WKO4, Peaksware, Boulder, USA). For the separate climbs, data were averaged for each position (seated and standing). Afterwards, data of each position were averaged over the three climbing TTs.

The mechanical cost (MC, $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) was calculated from the measurement of PO ($J \cdot s^{-1}$), body mass (kg) and V ($m \cdot s^{-1}$):

$$MC = (PO/\text{body mass})/V$$

The average F_{tang} (N) on the pedal was calculated from the measurement of PO (W), pedalling cadence (rpm) and crank length (m):

$$F_{tang} = PO/(\text{pedalling cadence} \times 2 \times \pi/60)/\text{crank length}$$

The following variables were measured by the Metamax 3B-R2 during the three uphill TTs: VO_2, VCO_2, respiratory exchange ratio (RER), HR, ventilatory equivalent ratio for oxygen (VE/VO_2), ventilatory equivalent ratio for carbon dioxide (VE/VCO_2), tidal volume (VT), breathing frequency (BF) and VE. The cyclists were followed by a car (located at least 100 meters behind them) containing a computer that displayed in real time and recorded the metabolic data. An operator was responsible for making a lap each time the subjects changed their position on the bike. Data analysis started from the third minute considering the physiological adaptations during the first two minutes.

Statistical analysis

Descriptive statistics were used, and all data were expressed as mean ± standard deviation of the three uphill TTs. Statistical analyses were performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc. San Jose, USA). The Shapiro-Wilk's test was used to verify Gaussian distribution of all results and showed that the data were not normally distributed. Then, the data were logarithmically transformed according to the recommendations of Nevill and Atkinson (1997). The effects of position were assessed using a non-parametric Wilcoxon test on the following variables: time during the climb (T_{climb}), PO, PO expressed as a percentage of the MAP (% MAP), V, MC,

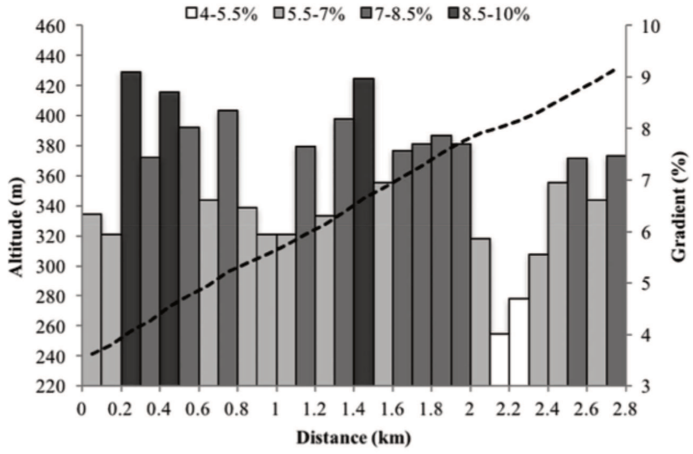


Figure 1. Uphill time trial course altimetry (dashed line) and gradient (bars).

pedalling cadence, F_{tang}, VO_2, VO_2 expressed as a percentage of the VO_{2max} (% VO_{2max}), VCO_2, RER, HR, VE/VO_2, VE/VCO_2, VT, BF and VE. We used effect size (ES, Cohen's *d*) (Cohen, 1988) to estimate the magnitude of the difference between seated and standing positions. The difference was considered trivial when ES ≤ 0.2, small when ES ≤ 0.5, moderate when ES ≤ 0.8, and large when ES > 0.8. A linear regression analysis was performed to determine whether PO and pedalling cadence in standing position could predict T_{stand} during the TTs. Finally, a multivariate stepwise regression analysis was performed to determine the most critical variables that should be assessed to predict T_{climb}. The statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

Tables 1 and 2 describe the variables measured during the incremental-specific cycling test and the uphill TTs, respectively.

There was a significant effect of position on T_{climb}, PO, % MAP, PO normalized by body mass, MC, pedalling cadence and F_{tang} (Table 2). Although the position did not significantly influence metabolic variables, small effect sizes were reported for VE/VCO_2, VT and BF. Furthermore, PO was increased by 12.6% in the standing position when compared with the seated position, whereas V was similar between the two positions. An increase in PO in the standing position, which was associated with a stabilization of V, induced a significant increase in MC and F_{tang} (+19% and +22.4%, respectively) and a decrease of 8% in pedalling cadence. Moreover, the cyclists spent 22.4% of T_{climb} in the standing position during the climbing TTs. A negative relationship was measured between T_{stand} and the PO in the standing position (PO_{stand}) ($R^2 = 0.33$, $p < 0.05$). A relationship was also measured between T_{stand} and the difference in pedalling cadence between the two positions ($R^2 = 0.41$, $p < 0.05$). The longer T_{stand} was, the lower the PO_{stand} was and the pedalling cadence decreased between the two positions.

Multivariate regression analysis showed that TT PO normalized by the total mass explained 88.5% of T_{climb} variability (adjusted $R^2 = 0.885$, $p < 0.001$) and pedalling cadence explained 3.5% of additional variability (adjusted $R^2 = 0.92$; $\Delta R^2 = 0.035$, $p < 0.05$).

Table 1. Laboratory testing results (n = 13).

MAP (W)	417 ± 23
MAP ($W \cdot kg^{-1}$)	6.3 ± 0.5
VO_{2max} ($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)	79.8 ± 6.9
HR_{max} (bpm)	188 ± 8
$CR10_{max}$	9.5 ± 0.9

MAP: maximal aerobic power; VO_{2max}: maximal oxygen consumption; HR_{max}: maximal heart rate; $CR10_{max}$: maximal rate of perceived exertion

Discussion

The main findings of this study show that during a climbing TT in the field at high intensity (94% of VO_{2max}), the cyclists alternated between seated and standing positions in order to maintain a constant speed during the effort by increasing their MC (+19%) without change in VO_2. In parallel, they decreased their pedalling cadence (−8%) and increased the F_{tang} (+22.4%) without any significant change to physiological variables. Our findings confirmed our hypothesis showing that cyclists alternated between seated and standing positions in order to maintain a constant speed by adjusting the balance between pedalling cadence and F_{tang}.

The increase in MC in the standing position was in accordance with a previous preliminary study (Bouillod et al., 2014) conducted in our laboratory on a treadmill. In the standing position, the bicycle sways were increased and the centre of mass was shifted forward in relation to the bottom bracket (Duc et al., 2008), which induced an increase in the vertical load applied on the front tire and consequently, an increase in the twist of the two tires. Previous studies have reported that the main source of rolling resistance of a tire is mechanical

Table 2. Time during the climb (T_{climb}), power output (PO), PO expressed as a percentage of maximal aerobic power (% MAP), speed (V), mechanical cost (MC), pedalling cadence, tangential force (F_{tang}), oxygen consumption (VO_2), VO_2 expressed as a percentage of maximal oxygen consumption (% VO_{2max}), carbon dioxide production (VCO_2), respiratory exchange ratio (RER), heart rate (HR), ventilatory equivalent ratio for oxygen (VE/VO_2), ventilatory equivalent ratio for carbon dioxide (VE/VCO_2), tidal volume (VT), breathing frequency (BF) and pulmonary ventilation (VE) averaged over the three uphill time trials (total TTs) in the seated and standing positions.

Variables	Seated	Standing	Total TTs	Effect Size	Interpretation
T_{climb} (s)	273.3 ± 66.9	78.2 ± 58.2*	349.5 ± 23.8	3.23	Large
PO (W)	393 ± 26	442 ± 62*	401 ± 23	−1.09	Large
% MAP	94.2 ± 6.1	106.1 ± 14.8*	96.3 ± 4.6	−1.09	Large
PO ($W \cdot kg^{-1}$)	5.9 ± 0.4	6.7 ± 0.9*	6.1 ± 0.4	−1.20	Large
V ($km \cdot h^{-1}$)	19.5 ± 2.1	19.2 ± 3.7	19.5 ± 2.3	0.13	Trivial
MC ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)	1.13 ± 0.11	1.34 ± 0.33*	1.17 ± 0.12	−0.91	Large
Pedalling cadence (rpm)	89 ± 4	82 ± 5*	87.0 ± 2.4	1.77	Large
F_{tang} (N)	245 ± 21	299 ± 42*	255 ± 18	−1.72	Large
VO_2 ($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)	74.9 ± 6.0	74.3 ± 6.3	74.8 ± 6.0	0.10	Trivial
% VO_{2max}	93.9 ± 7.6	93.1 ± 7.9	93.9 ± 5.5	0.10	Trivial
VCO_2 ($l \cdot min^{-1}$)	5.1 ± 0.5	5.0 ± 0.4	5.1 ± 0.4	0.11	Trivial
RER	1.02 ± 0.06	1.02 ± 0.06	1.02 ± 0.05	−0.05	Trivial
HR (bpm)	182 ± 6	183 ± 7	182.1 ± 6.0	−0.19	Trivial
VE/VO_2	33.1 ± 4.1	34.0 ± 4.5	33.2 ± 4.1	−0.21	Small
VE/VCO_2	32.4 ± 4.2	33.1 ± 4.3	32.5 ± 4.2	−0.18	Trivial
VT (l)	2.8 ± 0.3	2.7 ± 0.3	2.8 ± 0.3	0.22	Small
BF ($br \cdot min^{-1}$)	62.2 ± 6.7	64.5 ± 6.9	62.4 ± 5.9	−0.36	Small
VE ($l \cdot min^{-1}$)	171.2 ± 22.9	173.8 ± 25.3	171.5 ± 23.1	0.11	Trivial

* Significant difference between seated and standing positions ($p < 0.001$)

losses which occur when the tire is compressed on a solid surface (Kauzlarich & Thacker, 1985; Tabor, 1955). This could explain the increase in MC in the standing position compared with the seated position. Bouillod et al. (2014) reported that the standing position involved a significant increase in PO (13 W) compared with the seated position. In the current study, a larger increase in PO (49 W) was observed. The increase in MC in the standing position observed in this study was higher (+12.6%) compared to that in treadmill conditions. This result could be due to several factors such as the aerodynamic resistance, material used by the cyclists, rolling resistance of the road surface, a slightly different pedalling technique and different slopes on the treadmill. Using the model of Millet, Tronche, and Grappe (2014), we calculated that 10 W were due to higher aerodynamic resistance in standing position whereas the remaining 39 W were due to higher mechanical losses. These mechanical losses are potentially due to larger F_{tang} from the addition of the vertical acceleration of the body centre of mass. Indeed, in the standing position, the cyclists maintained a constant speed and increased PO (49 W) and F_{tang} (54 N) suggesting that they paced themselves consciously due to a stimulation of peripheral afferents. A such change between seated and standing positions cannot be done subconsciously.

Our data showed no difference in the physiological variables between the two positions. However, small effect sizes were reported for VE/VCO_2, VT and BF. The trend to increase BF (+3.7%) in the standing position was supported by previous studies (Harnish et al., 2007; Millet et al., 2002), whereas VE was stable between the positions. Indeed, in the standing position, cyclists tended to decrease VT (small ES) to compensate the increase in BF (small ES). Harnish et al. (2007) hypothesized that cyclists use a rhythmic breathing pattern in coordination with their standing technique. The riders probably timed their BF with the bicycle sways as they climbed in the standing position due to the decreased pedalling cadence. It has been shown that the VT change between the two positions was greatest (~7%) during high PO trials (Harnish et al., 2007). Alternatively, the standing position, which requires the use of the upper limbs to support the upper body, could limit the rider's chest capacity, thereby lowering VT.

VO_2 was not significantly lower (−0.8%) in the standing position (ES trivial) compared with the seated position at high intensity (94% of VO_{2max}). These findings corroborate previous studies that reported no change in VO_2 between the seated and standing positions at both moderate intensities (~75% of VO_{2max}) (Bouillod et al., 2014; Harnish et al., 2007; Miller et al., 1988; Millet et al., 2002; Swain & Wilcox, 1992) and at a higher intensity (~83% of VO_{2max}) (Tanaka et al., 1996). However, compared with the seated position, the standing posture reduced cycling economy only when the intensity was lower than 75% of VO_{2max} (Arkesteijn et al., 2016; Duc et al., 2008). This was explained by the fact that at low intensity the extra work of the upper body muscles in the standing position seems to account for a greater proportion of the overall mechanical work produced, and therefore, leads to a significant increase in energy expended. At a higher intensity (> 75% of VO_{2max}), the forces applied on the handlebar with the upper limbs increase significantly in the seated position (Stone & Hull, 1995), which partly explains the disappearance of VO_2 differences between the two positions.

In most studies, the participants were constrained to use the same pedalling cadence in both the seated and standing positions. In accordance with our results, allowing cyclists to select their preferred cadence (as in competition) has been shown to induce a lower cadence when cycling in the standing position compared with the seated position (Harnish et al., 2007). An increase in PO in the standing position, associated with a decrease of the pedalling cadence, induced an increase in F_{tang} (+22.4%). This result is in accordance with a recent study (Costes, Turpin, Villeger, Moretto, & Watier, 2015) showing that the body weight is gradually less supported by the saddle as pedal reaction forces increases, thus decreasing the mechanical advantage of pedalling in the seated position. The results demonstrate that the higher the T_{stand}, the lower the PO_{stand} due to a decrease in the pedalling cadence in a standing position. This suggests that the decrease in pedalling cadence could strongly increase the level of F_{tang} inducing a peripheral fatigue. However, having not measured the peripheral fatigue, a future study could confirm this hypothesis. Finally, the performance in cyclists was determined by the total T_{climb} (T_{stand} + T_{seat}) which was strongly related to the TT PO normalized by total mass. This result shows the considerable influence of the weight in uphill cycling, since gravity is the main resistive force to be overcome (Fonda, 2012; Heil, Murphy, Mattingly, & Higginson, 2001; Millet et al., 2014; Swain, 1994).

Conclusions

This ecological study conducted in actual cycling of locomotion, close to the conditions encountered in competition, showed that the cyclists alternated between seated and standing positions in order to maintain a constant speed during the effort by increasing their MC (+19%). The increase in MC shows that the standing position allows the cyclists to increase PO due to higher aerodynamic resistance and mechanical losses, considering that they are not able to maintain a constant speed in the seated position. The increase in mechanical losses was due to a higher F_{tang} applied on the pedals in the standing position. Specific training sessions on the improvement of the standing position could reduce the mechanical losses of certain parts of the bike. Future studies should investigate this topic. In this study, at a high exercise intensity (94% of VO_{2max}), the cyclists spent 22.4% of their T_{climb} in the standing position when they performed climbing TTs. This reinforces the fact that coaches and athletes should specifically work this position during training. Considering the strong relationship between T_{climb} and PO normalized by total mass, cyclists have an interest in optimizing the PO/total mass ratio ($W \cdot kg^{-1}$) by decreasing both their fat mass index and the mass of the bicycle (UCI limit is 6.8 kg).

Acknowledgments

The authors wish to thank all participating cyclists and most particularly those of the « Cycle Formation FDJ » for their cooperation. This research was not supported by external funding. The authors declare no conflict of interest. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

References

Arkesteijn, M., Jobson, S., Hopker, J., & Passfield, L. (2016). The effect of cycling intensity on cycling cconomy during seated and standing sycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11* (7), 907–912. doi:10.1123/ijspp.2015-0441

Borg, G., Ljunggren, G., & Ceci, R. (1985). The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *54*(4), 343–349. doi:10.1007/BF02337176

Bouillod, A., Pinot, J., Soenen, F., Ouvrard, T., & Grappe, F. (2017). Dependence of the nature of the pedaling activity on maximal aerobic power in cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(1), 44–49. doi:10.1123/ijspp.2015-0489

Bouillod, A., Pinot, J., Valade, A., Cassirame, J., Soto-Romero, G., & Grappe, F. (2014). Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. *Journal of Science and Cycling*, *3*(2), 6.

Caldwell, G. E., Li, L., McCole, S. D., & Hagberg, J. M. (1998). Pedal and crank kinetics in uphill cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, *14*, 245–259. doi:10.1123/jab.14.3.245

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hilsdale. NJ: Lawrence Earlbaum Associates.

Costes, A., Turpin, N. A., Villeger, D., Moretto, P., & Watier, B. (2015). A reduction of the saddle vertical force triggers the sit-stand transition in cycling. *Journal of Biomechanics*, *48*(12), 2998–3003. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.07.035

Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(1), 116–127. doi:10.1016/j.jelekin.2006.09.007

Ettema, G., & Loras, H. W. (2009). Efficiency in cycling: A review. *European Journal of Applied Physiology*, *106*(1), 1–14. doi:10.1007/s00421-009-1008-7

Fonda, B. (2012). Biomechanics and energetics of uphill cycling: A review. *Kinesiology*, *44*(1), 5–17.

Gardner, A. S., Stephens, S., Martin, D. T., Lawton, E., Lee, H., & Jenkins, D. (2004). Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *36*(7), 1252–1258. doi:10.1249/01.mss.0000132380.21785.03

Hansen, E. A., & Waldeland, H. (2008). Seated versus standing position for maximization of performance during intense uphill cycling. *Journal of Sports Sciences*, *26*(9), 977–984. doi:10.1080/02640410801910277

Harnish, C., King, D., & Swensen, T. (2007). Effect of cycling position on oxygen uptake and preferred cadence in trained cyclists during hill climbing at various power outputs. *European Journal of Applied Physiology*, *99*(4), 387–391. doi:10.1007/s00421-006-0358-7

Heil, D. P., Murphy, O. F., Mattingly, A. R., & Higginson, B. K. (2001). Prediction of uphill time-trial bicycling performance in humans with a scaling-derived protocol. *European Journal of Applied Physiology*, *85*(3–4), 374–382. doi:10.1007/s004210100442

Kauzlarich, J. J., & Thacker, J. G. (1985). Wheelchair tyre rolling resistance and fatigue. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *22*, 25–41. doi:10.1682/JRRD.1985.07.0025

Kenny, G. P., Reardon, F. D., Marion, A., & Thoden, J. S. (1995). A comparative analysis of physiological responses at submaximal workloads during different laboratory simulations of field cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *71*(5), 409–415. doi:10.1007/BF00635874

Li, L., & Caldwell, G. E. (1998). Muscle coordination in cycling: Effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*, *85*(3), 927–934.

Macfarlane, D. J., & Wong, P. (2012). Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(7), 2539–2547. doi:10.1007/s00421-011-2230-7

McLester, J. R., Green, J. M., & Chouinard, J. L. (2004). Effects of standing vs. seated posture on repeated Wingate performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *18*(4), 816–820. doi:10.1519/14073.1

Miller, T. A., Wells, C. L., & Martin, P. E. (1988). The effect of position and cadence on the cardiovascular response of uphill cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *20*, S64.

Millet, G. P., Tronche, C., Fuster, N., & Candau, R. (2002). Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(10), 1645–1652. doi:10.1249/01.MSS.0000031482.14781.D7

Millet, G. P., Tronche, C., & Grappe, F. (2014). Accuracy of indirect estimation of power output from uphill performance in cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *9*(5), 777–782. doi:10.1123/ijspp.2013-0320

Nevill, A. M., & Atkinson, G. (1997). Assessing agreement between measurements recorded on a ratio scale in sports medicine and sports science. *British Journal of Sports Medicine*, *31*, 314–318. doi:10.1136/bjsm.31.4.314

Ryschon, T. W., & Stray-Gundersen, J. (1991). The effect of body position on the energy cost of cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *23*(8), 949–953. doi:10.1249/00005768-199108000-00011

Stone, C., & Hull, M. L. (1995). The effect of rider weight on rider-induced loads during common cycling situations. *Journal of Biomechanics*, *28*, 365–375. doi:10.1016/0021-9290(94)00102-A

Swain, D. P. (1994). The influence of body mass in endurance bicycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *26*(1), 58–63. doi:10.1249/00005768-199401000-00011

Swain, D. P., & Wilcox, J. P. (1992). Effect of cadence on the economy of uphill cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *24*(10), 1123–1127. doi:10.1249/00005768-199210000-00009

Tabor, D. (1955). Elastic work involved in rollong a sphere on another surface. *Journal of Applied Physiology*, *6*, 79–81.

Tanaka, H., Bassett, D. R., Jr., Best, S. K., & Baker, K. R., Jr. (1996). Seated versus standing cycling in competitive road cyclists: Uphill climbing and maximal oxygen uptake. *Canadian Journal of Applied Physiology*, *21* (2), 149–154. doi:10.1139/h96-013

Vogler, A. J., Rice, A. J., & Gore, C. J. (2010). Validity and reliability of the Cortex MetaMax3B portable metabolic system. *Journal of Sports Sciences*, *28*(7), 733–742. doi:10.1080/02640410903582776

Wooles, A. L., Robinson, A. J., & Keen, P. S. (2005). A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. *Sports Engineering*, *8*, 137–144. doi:10.1007/BF02844014

DISCUSSION GÉNÉRALE

La confrontation des résultats obtenus au cours de ces études de thèse (publiés ou non) avec ceux de la littérature fait émerger différentes applications pratiques permettant d'optimiser la position du cycliste sur son vélo. Dans le cadre de ce doctorat (CIFRE), il convient également de rappeler que plusieurs systèmes de mesure ont été conçus ou validés afin d'évaluer la position du cycliste en conditions réelles de locomotion. Cette approche de la performance est très innovante puisqu'elle allie la conception du système jusqu'à son utilisation sur le terrain afin de démocratiser la recherche scientifique en condition écologique, qui plus est avec des athlètes de haut niveau. La démarche scientifique que nous avons adoptée était originale et a contribué à la progression des équipes de France, notamment dans les disciplines du CLM. En effet, les épreuves chronométrées représentent un enjeu très fort puisqu'elles se retrouvent à la fois sur route et sur piste, deux des quatre disciplines olympiques. La discussion de nos résultats est articulée autour des quatre grands axes que nous avons évoqués dans l'introduction : conception et validation d'outils de mesure, étude de la position aérodynamique, étude de la position assise et étude de la position danseuse.

Les travaux réalisés sur la conception et la validation d'outils de mesure ont fait l'objet de neuf études durant ces trois années de thèse. Comme nous l'avons évoqué précédemment, l'originalité de cette thèse réside dans le développement d'outils de mesure pour mener à bien nos travaux en conditions réelles de locomotion. Dans un premier temps, nous avons étudié la validité de plusieurs capteurs de $P_{méca}$, puis la conception ou validation de systèmes pour l'analyse du mouvement. Ensuite, nous avons développé deux applications pour l'évaluation de la R_a (S et SC_x) en conditions réelles de locomotion. Enfin, nous avons présenté une nouvelle méthode basée sur l'association entre deux technologies, la numérisation 3D et la CFD, pour l'évaluation de SC_x.

En ce qui concerne les capteurs de $P_{méca}$, nous avons tout d'abord recensé les différentes technologies et méthodologies utilisées par les fabricants et les scientifiques. Les protocoles incluent différent(e)s propriétés métrologiques (i.e. précision, sensibilité, répétabilité, reproductibilité et robustesse), systèmes de référence, analyses statistiques et facteurs environnementaux. Parmi les différents facteurs environnementaux recensés, nous avons fait la suggestion d'évaluer l'effet de la position sur la mesure de $P_{méca}$. En effet, l'influence de la position danseuse sur la mesure de $P_{méca}$ a été testée dans plusieurs études (Bertucci *et al.*,

2005a ; Bouillod *et al.*, 2016d ; Bouillod *et al.*, 2015 ; Duc *et al.*, 2007) pour évaluer la sensibilité des capteurs de $P_{méca}$. Bertucci *et al.* (2005a) ont montré que le moyeu PowerTap n'était pas affecté par le changement de position (danseuse *vs.* assise) comparé au système SRM. En position danseuse toujours, Duc *et al.* (2007) ont mesuré une diminution significative de $P_{méca}$ avec le capteur Ergomo Pro comparé au même système de référence en position assise. Enfin, nos travaux (Bouillod *et al.*, 2016d ; Bouillod *et al.*, 2015) ont également montré un effet de la position sur la mesure de $P_{méca}$ avec les systèmes SRM, PowerTap G3 et Stages. Pour une même V_d sur un tapis roulant motorisé, la $P_{méca}$ était plus élevée en position danseuse avec les capteurs SRM (+2,1 %) et PowerTap G3 (+2,4 %) par rapport à la position assise. En revanche, la $P_{méca}$ mesurée par le système Stages était plus faible en position danseuse (-4,4 %) alors que les pédales Garmin Vector n'étaient pas affectées par le changement de position. L'étude que nous avons menée avec les pédales P1 montre également une augmentation de la $P_{méca}$ en danseuse sur le terrain. Si l'on se réfère à la littérature, les capteurs de $P_{méca}$ devraient théoriquement mesurer une augmentation de $P_{méca}$ en position danseuse (Bouillod *et al.*, 2014) en considérant les pertes mécaniques qui se produisent. Ces pertes mécaniques sont principalement dues aux oscillations latérales du vélo ainsi qu'à l'augmentation de la force tangentielle appliquée sur les pédales. Nous pouvons alors conclure que les capteurs de $P_{méca}$ SRM, PowerTap G3 et PowerTap P1 sont considérés comme sensibles pour mesurer la variation de $P_{méca}$ entre les positions assise et danseuse alors que les systèmes Ergomo Pro, Stages et Garmin Vector ne le sont pas.

L'utilisation de capteurs de $P_{méca}$ précis et reproductibles est également préconisée dans le cadre de nos travaux, et plus précisément pour le développement de l'interface d'évaluation de SC_x. En effet, les deux méthodes d'évaluation de SC_x de notre application intègrent la mesure de $P_{méca}$. Bien que le système Cyclus soit à la fois précis et reproductible en condition sous-maximale, ce capteur ne peut pas être utilisé en conditions réelles de locomotion. Rappelons toutefois que cette étude de validité était nécessaire pour la FFC puisque cet outil est utilisé pour l'évaluation des athlètes mais également dans le cadre d'un plan d'identification des talents. En ce qui concerne les systèmes embarqués, nos travaux montrent que les capteurs de $P_{méca}$ PowerTap G3, Stages, Garmin Vector et PowerTap P1 sont considérés comme reproductibles. Cependant, le capteur Stages ne peut pas être considéré comme précis en condition sous-maximale puisqu'il sous-estime la $P_{méca}$ sur le terrain et son intervalle de confiance (49 W) est deux fois plus élevé que celui du capteur PowerTap G3

(23 W). Ces résultats sont en accord avec de récentes études scientifiques (Hurst *et al.*, 2015 ; Miller *et al.*, 2016) montrant que les mesures de $P_{méca}$ du capteur Stages doivent être traitées avec précaution. Les autres capteurs (PowerTap G3, Garmin Vector et PowerTap P1) peuvent être considérés comme précis en condition sous-maximale. Ainsi, ces trois capteurs (sans compter le système SRM) sont les plus fiables pour déterminer le SC_x à partir d'une mesure de $P_{méca}$.

Les travaux menés sur les systèmes d'analyse du mouvement confirment l'hypothèse selon laquelle différents systèmes de capture du mouvement ne fournissent pas nécessairement les mêmes résultats (Fonda *et al.*, 2014 ; Holliday *et al.*, 2017). Bien que les mesures réalisées par le motion analyzer 3D soient différentes de celles du système Vicon, elles sont répétables (Cicchetti, 1994). Cependant, même si la plupart des variables cinématiques sont significativement différentes, ces différences sont souvent inférieures à 3°. Ces résultats soulignent l'importance du placement des marqueurs pour l'analyse comparative et statistique entre les deux systèmes. Compte tenu de l'erreur due au placement des marqueurs, la différence obtenue pour l'angle d'extension du genou (6,3°) pourrait être compensée lors du traitement de données. Dans une moindre mesure, les différences mesurées entre les deux systèmes pourraient être influencées par certains mouvements des marqueurs du motion analyzer 3D (modifiant l'alignement avec les marqueurs Vicon) pendant les mesures dynamiques (Li *et al.*, 2017). Bien que nos résultats montrent que le motion analyzer 3D était précis et répétable pour l'analyse du mouvement, ce système ne peut pas être utilisé en conditions réelles de locomotion. Nous avons alors conçu des capteurs embarqués utilisables sur le terrain. Parmi les deux architectures que nous avons conçues, l'architecture distribuée semble la plus adaptée pour un usage sur le terrain. Malgré tout, les données doivent être resynchronisées au cours du temps avec ce type d'architecture (e.g. recalage vidéo, mouvement répétitif connu, etc.). De plus, une étape de calibration des capteurs semble nécessaire pour réduire le biais que nous avons mesuré lors de notre expérimentation. Enfin, une étape de traitement des données (e.g. filtrage) doit également être réalisée pour que les données des IMU concordent avec celles mesurées par un système de référence. Une récente étude s'est intéressée à la précision d'un capteur embarqué dans le casque pour analyser les mouvements de la tête (Verwulgen *et al.*, 2017). Malgré tout, cette technologie n'est pas encore en mesure d'évaluer la cinématique corps entier sur le terrain pendant plusieurs heures bien qu'elle représente l'avenir pour l'analyse du mouvement.

Nous avons présenté à travers nos travaux une nouvelle méthodologie pour l'évaluation de SC_x du cycliste en associant la numérisation 3D et la CFD. Le SC_x obtenu en soufflerie était plus faible que celui obtenu en CFD (-10,9 %), ce qui est en accord avec la littérature (Blocken *et al.*, 2013 ; Oggiano *et al.*, 2015). De plus, le SC_x obtenu lors du test terrain était également plus faible que celui obtenu en CFD (-13,1 %) et en soufflerie (-2,4 %). Ce résultat est également en accord avec les travaux de Garcia-Lopez *et al.* (2014) qui montrent que le SC_x était 0,003 m^2 (soit 1,3 %) plus faible sur le terrain qu'en soufflerie. L'association des méthodes de numérisation 3D et de CFD fournit des données intéressantes pour la science en cyclisme et pour l'optimisation de la position aérodynamique. En effet, cette étude préliminaire réalisée avec un cycliste de haut niveau a montré que la combinaison de ces deux méthodes était conforme aux mesures réalisées en soufflerie ou encore sur le terrain. Cependant, nous avons également observé quelques limites concernant la numérisation 3D du vélo et de certains composants, en particulier sur les pièces réfléchissantes où la numérisation 3D par lumière structurée induisait des erreurs de forme (Lachat *et al.*, 2017). De plus, le cycliste est numérisé en condition statique sur le vélo avec cette technique. Bien que la numérisation 3D présente quelques limites dans l'évaluation de la position du cycliste, cette technologie pourrait permettre aux scientifiques et aux fabricants de concevoir des équipements individualisés comme le casque (Ellena *et al.*, 2016 ; Skals *et al.*, 2016) et la combinaison (Liu *et al.*, 2016) afin de réduire davantage la composante aérodynamique. L'usage de cette technique devrait sans nul doute se démocratiser dans les prochaines années.

Comme nous avons évoqué dans les parties précédentes, il semble primordial d'évaluer la position aérodynamique en conditions réelles de locomotion (dynamique) avec un capteur de $P_{méca}$ précis et reproductible. Bien que certaines méthodes existent pour évaluer le S (*cf. partie 3.4.6 du CHAPITRE 1 : Méthodes d'évaluation de la surface frontale*) ou le SC_x (*cf. partie 3.4.5 du CHAPITRE 1 : Méthodes d'évaluation de la surface frontale effective*) du cycliste, elles ne sont pas toujours maitrisées et nécessitent un certain temps pour le traitement des données. C'est la raison pour laquelle nous avons développé deux applications. La première s'intéresse à l'évaluation de S alors que la seconde s'intéresse à l'évaluation de SC_x du cycliste en temps réel. L'application pour l'évaluation de S détoure puis calcule le S de l'ensemble cycliste-vélo d'une vidéo importée. Cette application analyse le S de l'ensemble cycliste-vélo sur l'intégralité de l'enregistrement et affiche un graphique de l'évolution de

cette variable au cours du temps. Une récente étude s'est également intéressée à la technique de détourage pour automatiser l'analyse de S chez le cycliste (Drory *et al.*, 2017). Cependant, les images présentées par les auteurs montrent quelques imprécisions dans le détourage. Quelques pistes d'amélioration pourraient être développées dans le futur afin que cette application soit encore plus fonctionnelle : intégrer une interface de traitement des données qui permettrait de créer des courbes dynamiques ou d'effectuer des calculs en temps réel, intégrer un module de comparaison permettant de charger les résultats de plusieurs analyses, etc. La seconde application, pour l'évaluation de SC_x, lit puis affiche les signaux ANT+ en temps réel sur vélodrome avec une antenne de 2,4 GHz. Il est important de rappeler le caractère innovant de ce développement puisqu'à l'heure actuelle, aucune application n'est en mesure de déterminer le SC_x en temps réel selon deux méthodes d'évaluation. En ce qui concerne les perspectives, nous envisageons le développement d'autres modules comme la détection des capteurs ANT+ via l'identifiant de chaque émetteur mais aussi la lecture de tous les capteurs de $P_{méca}$ ANT+, quel que soit leur méthode pour mesurer la $P_{méca}$.

La position aérodynamique a fait l'objet de deux études au cours desquelles les effets sur le SC_x de la durée de l'effort en CLM et d'une correction orthopédique (chez des cyclistes affectés par une ILMI), ont été étudiés. Les principaux résultats de ces deux études montrent que le SC_x n'est pas significativement affecté par la durée du CLM ainsi que par une correction orthopédique individualisée compensant une ILMI. Cela suggère donc que la composante aérodynamique de la position du cycliste n'est pas altérée sur un vélodrome ni par la fatigue accumulée au cours du temps, ni par la légère modification de l'appui sur la pédale. Le temps d'adaptation aux semelles orthopédiques pourrait expliquer le fait que nous n'ayons pas observé d'effet significatif sur le SC_x dans la seconde étude.

Bien que le SC_x ne soit pas affecté par la durée du CLM ainsi que par une correction orthopédique individualisée, nous avons observé une forte corrélation entre la V_d et le ratio $P_{méca}/SC_x$. Cela démontre l'importance du ratio $P_{méca}/SC_x$, qui considère la balance entre la production d'énergie ($P_{méca}$) et la position du cycliste sur son vélo (SC_x). Ainsi, l'équilibre entre la $P_{méca}$ et le SC_x est un paramètre à optimiser en considérant à la fois le potentiel physique et la R_a de l'athlète. Pour être performant, le cycliste doit trouver la meilleure position aérodynamique qui lui permettra de développer un haut niveau de $P_{méca}$. Dans cette étude, le ratio $P_{méca}/SC_x$ était corrélé avec le poids, la taille, l'angle du buste et l'angle de

l'épaule. La relation établie avec le poids et la taille est en accord avec plusieurs études qui montrent que le SC_x est sensible à ces variables anthropométriques (Oggiano *et al.*, 2008). D'autres travaux ont également étudié la diminution de SC_x en réduisant l'angle du buste et en augmentant l'angle de l'épaule tout en respectant la réglementation pour les régalages du vélo (Garcia-Lopez *et al.*, 2008 ; Underwood *et al.*, 2011). Cependant, il est important de noter que la position optimale diffère d'un individu à l'autre, c'est pourquoi des tests individuels sont recommandés. Nous avons pu voir également que les mouvements de la tête autour des axes médio-latéral et sagittal étaient augmentés avec la durée du CLM. Ce résultat suggère que l'accumulation de la fatigue induit une augmentation des mouvements de la tête mais aucune corrélation n'a été observée entre ces mouvements de la tête et le SC_x. Ceci n'est pas en accord avec les travaux de Defraeye *et al.* (2011), qui ont montré l'importance de la tête sur le SC_x en position aérodynamique (19 % de SC_x total), et avec notre étude préliminaire (Bouillod *et al.*, 2016c) durant laquelle les mouvements de la tête étaient significativement corrélés avec le SC_x.

La performance en CLM semble donc caractérisée par l'aptitude du cycliste à produire un ratio $P_{méca}/SC_x$ élevé (Bouillod *et al.*, 2016a ; Peterman *et al.*, 2015) et à maintenir ce ratio sur l'intégralité du CLM. Cette aptitude à maintenir le ratio $P_{méca}/SC_x$ au cours du temps est dépendante du confort en position aérodynamique. En effet, le confort représente un des trois principaux déterminants de la performance en CLM (Burt, 2014). Nos résultats montrent une amélioration du confort avec des semelles orthopédiques et rejoignent l'étude préliminaire de Millour *et al.* (2016). De plus, nous avons observé une relation significative entre le confort et les mouvements du bassin. Plus les mouvements du bassin autour de l'axe longitudinal étaient faibles, plus le confort était élevé. Malgré tout, cette amélioration du confort avec la réduction des mouvements du bassin ne semble pas améliorer le SC_x. Il est donc légitime de penser que cette amélioration du confort pourrait augmenter la $P_{méca}$ et/ou le temps de maintien de la position aérodynamique au cours d'un CLM. Notre seconde étude semble confirmer cette hypothèse puisque nous avons mesuré une tendance selon laquelle une correction orthopédique, chez des cyclistes affectés par une ILMI, augmente le $\eta_{énerg}$ (+5,7 %) en position aérodynamique. Une telle augmentation du $\eta_{énerg}$ représente une augmentation équivalente de la $P_{méca}$ (+5,7 %). Ainsi, les cyclistes affectés par une ILMI sont recommandés de compenser cette inégalité avec des semelles orthopédiques individualisées de façon à

améliorer leur $\eta_{énerg}$ et leur confort et par conséquent leur performance en position aérodynamique.

La position assise a fait l'objet de deux études au cours desquelles nous avons analysé l'influence de l'intensité et du sexe sur la biomécanique du pédalage chez des cyclistes de différents niveaux en laboratoire puis l'influence des conditions sur la $P_{méca}$ lors d'un test maximal de 4 min.

En position assise, les cyclistes augmentaient l'IEM avec la $P_{méca}$ en réduisant la F_{res}, quel que soit le niveau de pratique. L'augmentation de l'IEM était en accord avec la littérature (Black *et al.*, 1994 ; Zameziati *et al.*, 2006) et était due à une diminution de la F_{res} durant la montée de la pédale. Cela suggère que les cyclistes augmenteraient la contribution des fléchisseurs de hanche et de genou pour améliorer l'application de la F_{tot} en tirant sur la pédale (Bini et Diefenthaeler, 2010 ; Zameziati *et al.*, 2006). En considérant que les fléchisseurs de hanche et de genou sont moins efficients que leurs extenseurs (Korff *et al.*, 2007 ; Mornieux *et al.*, 2008), ces muscles pourraient être recrutés seulement à haute intensité afin de limiter l'augmentation de la consommation d'énergie (Bini *et al.*, 2008 ; Blake *et al.*, 2012 ; Blake et Wakeling, 2012). La relation observée entre l'IEM et la F_{res} suggère que les cyclistes doivent réduire au maximum la F_{res} durant la montée de la pédale pour améliorer l'efficacité de leur pédalage en position assise. Malgré tout, il n'est pas nécessaire de trop tirer sur la pédale pour produire de la F_U durant cette phase du pédalage car cela est contre-productif d'un point de vue énergétique selon la littérature scientifique. Ainsi, la flexion du membre inférieur doit accompagner la rotation de la manivelle de façon à ce que la F_U et la F_{res} soient nulles durant la montée de la pédale.

Nous avons également mesuré un IEM plus élevée chez les hommes (+18 %) comparés aux femmes. En moyenne, au même âge, les hommes possèdent moins de masse grasse (-5 kg) et plus de masse maigre (+18 kg) que les femmes (Billaut et Bishop, 2009). Durant la montée de la pédale, opposée à la force de gravité, il est légitime de penser qu'une augmentation de la masse grasse des membres inférieurs entraîne une augmentation de la F_{res} (Hintzy *et al.*, 2008). De plus, la différence d'IEM observée entre les hommes et les femmes pourrait être due à une masse maigre plus importante chez les hommes. En effet, l'inertie des jambes représente ~40 % du couple moteur total à 90 rpm (Neptune et Herzog, 1999) et pourrait

réduire la F_{res} durant la montée de la pédale chez les hommes. En ce qui concerne à présent le niveau de pratique, l'IEM n'est pas significativement différent entre les cyclistes professionnels et élites. Ce résultat est conforme à des études antérieures (Coyle *et al.*, 1991 ; Sanderson, 1991 ; Sanderson *et al.*, 2000) mais il est en contradiction avec les travaux de Garcia-Lopez *et al.* (2016) qui ont mesuré récemment que les cyclistes professionnels avaient une meilleure technique de pédalage que les cyclistes amateurs. Il est important de mentionner que tous ces travaux étudiant la position assise ont été réalisés en laboratoire. Les observations de terrain montrent que la $P_{méca}$ semble plus élevée sur le terrain qu'en laboratoire. Nous avons alors analysé, lors de notre seconde étude, l'influence des conditions sur la $P_{méca}$ au cours d'un test maximal de 4 min. Les principaux résultats montrent que la $P_{méca}$-4min en montée était significativement supérieure de 8 % et 11 % à celle des tests réalisés sur cycloergomètre (laboratoire) et sur terrain plat, respectivement. Ces différences peuvent s'expliquer par la nature des résistances à l'avancement rencontrées. En effet, la résistance principale sur terrain plat est représentée par la R_a (Kyle et Burke, 1984) alors qu'en montée c'est la P qui devient la principale résistance à l'avancement. En laboratoire, le système de freinage et les caractéristiques du volant d'inertie de l'ergomètre jouent également un rôle non négligeable. Toutes ces conditions induisent des variations significatives de l'inertie ramenée au pédalier, qui a pour conséquence de modifier les paramètres biomécaniques du pédalage (Arkesteijn *et al.*, 2013 ; Bertucci *et al.*, 2007 ; Fregly *et al.*, 1996). Si l'on considère les différences observées entre les conditions d'évaluation, il serait intéressant d'étendre notre première étude (réalisée en laboratoire) sur le terrain pour analyser les adaptations biomécaniques du pédalage des cyclistes en fonction des conditions et de la nature du terrain. La dernière raison qui pourrait expliquer les résultats observés entre les différentes conditions d'évaluation est le recours à la position danseuse en montée. En effet, les cyclistes pouvaient alterner les positions assise et danseuse lors du test en montée afin d'être au plus proche des conditions réelles de pratique.

La position danseuse a fait l'objet de deux études au cours desquelles nous avons analysé les réponses physiologiques et biomécaniques de cette position par rapport à la position assise, en laboratoire ainsi que sur le terrain. En laboratoire, la V_d du tapis roulant était imposée selon trois intensités alors que sur le terrain, les cyclistes évoluaient dans des conditions proches de celles rencontrées en compétition puisqu'ils devaient enchainer trois CLM en montée. Les principaux résultats de ces deux études montrent que la position danseuse induit une

augmentation du CM (+4,3 % en laboratoire *vs.* +19 % sur le terrain) comparée à la position assise, quelle que soit la condition (laboratoire ou terrain) alors que la VO_2 était stable entre les deux positions.

En position danseuse, les oscillations latérales du vélo sont augmentées (+345 % mesuré en laboratoire) et le centre de masse est déplacé vers l'avant du vélo (Duc *et al.*, 2008), ce qui induit une augmentation de la charge verticale appliquée sur le pneu avant et par conséquent une augmentation du C_r (+77,4 % mesuré en laboratoire) avec la torsion des deux pneus. De plus, les variations de force dans le cycle de pédalage en danseuse sont plus importantes qu'en position assise (Duc *et al.*, 2008) et pourraient expliquer une partie des pertes mécaniques (13 W en laboratoire *vs.* 49 W sur le terrain) mesurées en danseuse. Puisque les pertes mécaniques sont plus élevées sur le terrain que sur tapis roulant, d'autres facteurs pourraient contribuer à cette différence comme la R_a, le matériel utilisé par les cyclistes, la R_r de la route et une technique différente. En utilisant le modèle de Millet *et al.* (2014), nous avons calculé que 10 W contribuaient à vaincre la R_a en position danseuse. Aussi, la position danseuse induit une augmentation du CM pour maintenir la V_d face aux variations de pente en montée.

En ce qui concerne les variables physiologiques, les résultats montrent qu'elles n'étaient pas affectées par le changement de position sur le terrain. En revanche, les résultats obtenus en laboratoire ne rejoignent pas entièrement les observations sur le terrain. Si la VO_2 n'était pas affectée par le changement de position en laboratoire, d'autres variables étaient significativement augmentées en position danseuse comparée à la position assise : VCO_2 (+2,9 %), QR (+3,7 %), FC (+3,1 %), VE (+6,7 %), F_{respi} (+4,8 %). En ce qui concerne la VO_2, les résultats sont en contradiction avec ceux de Tanaka *et al*. (1996) et Ryschon et Stray-Gundersen (1991) qui ont mesurés une augmentation de la VO_2 de 6 et 12 %, respectivement, entre les positions assise et danseuse à faible intensité (50-60 % VO_{2max}). La position danseuse semble réduire l'économie seulement lorsque l'intensité est inférieure à 75 % VO_{2max} (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Duc *et al.*, 2008). Cependant, nos résultats sont en accord avec plusieurs études (Harnish *et al.*, 2007 ; Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996) conduites à une intensité supérieure à 75 % VO_{2max}. De plus, Tanaka *et al.* (1996) ont obtenu le même résultat à VO_{2max}. À haute intensité (> 75 % VO_{2max}), la position danseuse semble donc aussi économique que la position assise (Arkesteijn *et al.*, 2016 ; Duc *et al.*, 2008). En effet, en augmentant la force appliquée

sur la pédale en position assise, les cyclistes utilisent différentes stratégies pour limiter la diminution de la force verticale appliquée sur la selle (Costes *et al.*, 2015). La première stratégie est de tirer sur la pédale durant la phase de montée afin de créer une force de réaction vers le bas au niveau de la hanche. Une deuxième stratégie est d'accélérer le centre de masse du tronc vers le bas alors que la troisième stratégie consiste à créer une force de réaction vers le bas au niveau des épaules en tirant sur le guidon. Cependant, ces stratégies semblent coûteuses d'un point de vue énergétique (Edwards *et al.*, 2009 ; Korff *et al.*, 2007 ; McDaniel *et al.*, 2005), ce qui expliquerait pourquoi la différence de VO_2 entre les deux positions disparaît à haute intensité.

Bien que la VO_2 soit stable entre les deux positions en laboratoire ainsi que sur le terrain, le VCO_2 augmente (+2,9 %) en position danseuse en laboratoire, induisant une augmentation du QR (+3,7 %), du VE (+6,7 %) et de la F_{respi} (+4,8 %). Ces résultats sont en accord avec Harnish *et al.* (2007) et Millet *et al.* (2002). D'un point de vue physiologique, il semblerait que la position danseuse induise une augmentation de la consommation d'énergie à travers la filière anaérobie (Chamari et Padulo, 2015). En effet, le changement de position pourrait nécessiter un apport d'énergie supplémentaire à travers la glycolyse anaérobie pour compenser le délai de la filière aérobie. Cette hypothèse est supportée par l'augmentation du VE et de la F_{respi} (évacuation du CO_2 par voie respiratoire) puisque la production d'ions hydrogène est tamponnée en partie par le système bicarbonate.

L'augmentation de la FC en laboratoire en position danseuse (+3,1 %) comparée à la position assise est en accord avec la littérature (Millet *et al.*, 2002 ; Ryschon et Stray‑Gundersen, 1991 ; Tanaka *et al.*, 1996). L'activité musculaire des membres supérieurs en position danseuse (Duc *et al.*, 2008) pourrait expliquer cette augmentation de la FC. Lind et McNicol (1967) ont montré que l'enchaînement de contractions statique et dynamique produisait une augmentation de la FC comparé à des contractions dynamiques seulement. Enfin, les données disponibles dans la littérature examinant la différence de FC entre les positions assise et danseuse sont contradictoires (Miller *et al.*, 1988 ; Millet *et al.*, 2002 ; Swain et Wilcox, 1992 ; Tanaka *et al.*, 1996), principalement influencées par l'intensité imposée dans le protocole expérimental. Tanaka *et al.* (1996) et Ryschon et Stray-Gundersen (1991) ont mesuré une augmentation de la FC de 4-6 % et 8 %, respectivement, à faible intensité. Millet *et al.* (2002)

ont aussi mesuré une augmentation de la FC de 5,3 % à 75 % VO_{2max}, alors que Swain et Wilcox (1992) n'ont pas mesuré de différence significative à 75 % VO_{2max}.

L'augmentation des variables physiologiques en laboratoire telles que le VCO_2, le QR, la FC, le VE et la F_{respi} pourrait s'expliquer par le fait que la cadence de pédalage était fixée. En effet, les cyclistes devaient garder la même cadence de pédalage en position assise et en position danseuse. Cependant, notre étude sur le terrain, où la cadence était libre, montre que la cadence de pédalage était significativement diminuée (-8 %) en position danseuse (Harnish *et al.*, 2007). Il semblerait donc que la diminution de la cadence en position danseuse permette aux cyclistes de maintenir leurs variables physiologiques si l'on considère qu'une diminution de la cadence de pédalage induise une augmentation de l'économie (Ettema et Loras, 2009). D'un point de vue mécanique, une augmentation de la $P_{méca}$ associée à une diminution de la cadence induit une augmentation de la F_U (+22,4 %). Ce résultat est en accord avec une étude récente (Costes *et al.*, 2015) montrant que le poids du corps est progressivement moins supporté par la selle avec l'augmentation de l'intensité puisque la force de réaction augmente et diminue l'avantage mécanique de pédaler en position assise.

Enfin, la performance, déterminée par le temps de montée total, était très fortement corrélée à la $P_{méca}$ normalisée avec la masse totale sur le terrain. Ce résultat montre l'influence considérable du poids en montée puisque P est la principale résistance à l'avancement (Fonda, 2012 ; Heil *et al.*, 2001 ; Millet *et al.*, 2014 ; Swain, 1994). Les cyclistes ont alors tout intérêt à optimiser le ratio $P_{méca}$/masse totale ($W \cdot kg^{-1}$) en diminuant à la fois leur indice de masse grasse ainsi que le poids du vélo tout en respectant le poids imposé par la réglementation de l'UCI. À noter également que les cyclistes passaient ~22 % de leur temps en position danseuse. Ce résultat renforce le fait que les entraîneurs et les athlètes doivent travailler spécifiquement cette position à l'entraînement.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Les études conduites au cours de ce travail de thèse ont montré que l'optimisation de la position du cycliste sur son vélo était un élément déterminant de la performance. Nos recherches ont porté sur quatre axes principaux : la conception et la validation d'outils de mesure, l'étude de la position aérodynamique, l'étude de la position assise et enfin l'étude de la position danseuse.

L'ensemble des résultats obtenus montrent que la capacité de performance du cycliste peut être améliorée en position aérodynamique en augmentant le ratio $P_{méca}/SC_x$. En effet, la performance en CLM est déterminée à la fois par la capacité du cycliste à produire de l'énergie ($P_{méca}$) mais également par sa position sur le vélo (SC_x). Le confort représente également un des principaux facteurs de la performance en CLM puisqu'il détermine l'aptitude du cycliste à maintenir sa position au cours d'un CLM. Nos travaux montrent une amélioration du confort avec des semelles orthopédiques, chez les cyclistes affectés par une ILMI. Cette amélioration du confort est liée à une réduction des mouvements du bassin (mesurés avec un capteur embarqué). Bien qu'une correction orthopédique individualisée n'influence pas le SC_x, elle induit une augmentation du $\eta_{énerg}$ (+5,7 %). Il est donc légitime de penser que cette amélioration du confort pourrait augmenter la $P_{méca}$ et/ou le temps de maintien de la position aérodynamique au cours d'un CLM. Ainsi, les cyclistes affectés par une ILMI sont recommandés de compenser cette inégalité de longueur de jambes avec des semelles orthopédiques individualisées de façon à améliorer leur $\eta_{énerg}$ et leur confort et par conséquent leur performance en CLM. Lors d'une étude préliminaire, nous avons également montré la relation entre les mouvements de la tête (mesurés avec un capteur embarqué) et le SC_x, c'est pourquoi les cyclistes doivent réduire au maximum ces mouvements afin de minimiser leur SC_x et ainsi maximiser leur performance.

L'évaluation de la position aérodynamique doit être réalisée en conditions réelles de locomotion, que ce soit pour l'évaluation de S ou de SC_x. Le développement de nos deux applications est donc un réel atout pour l'évaluation de la R_a de manière individualisée dans les prochaines années. En effet, ces outils rendent le traitement plus simple et par conséquent plus accessible aux entraîneurs. Enfin, bien que nous ayons initié une nouvelle méthodologie d'évaluation de la position aérodynamique en associant numérisation 3D et CFD, cette méthode serait plutôt recommandée pour l'individualisation de l'équipement dans un premier temps.

La position assise peut également être optimisée en augmentant l'IEM du cycliste, quel que soit le niveau et le sexe. Cette augmentation de l'IEM passe principalement par une diminution de la F_{res} dans la phase de montée de la pédale. Malgré tout, le cycliste ne doit pas tirer sur la pédale pour générer un couple propulsif car cette stratégie est contre-productive d'un point de vue énergétique. En effet, les muscles fléchisseurs de hanche et de genou semblent plus coûteux que les extenseurs au niveau énergétique, c'est pourquoi ils sont recrutés à haute intensité seulement. Il serait intéressant d'étendre notre première étude, établie en laboratoire, sur le terrain pour analyser les adaptations biomécaniques du pédalage des cyclistes aux conditions rencontrées sur le terrain. Les différences observées en laboratoire, sur terrain plat et en montée laissent penser que les cyclistes adaptent leur pédalage selon les conditions dans lesquelles ils évoluent.

Enfin, les travaux menés sur la position danseuse montrent que les cyclistes augmentent leur CM (+4,3 % en laboratoire *vs.* +19 % sur le terrain) par rapport à la position assise alors que la VO_2 reste stable entre les deux positions. Ces pertes mécaniques (13 W en laboratoire *vs.* 49 W sur le terrain) en position danseuse sont dues à plusieurs facteurs. Premièrement, l'augmentation du C_r due aux oscillations latérales du vélo (mesurées avec un capteur embarqué) et donc à la torsion des deux pneus. Puisque les pertes mécaniques sont plus élevées sur le terrain que sur tapis roulant, d'autres facteurs semblent contribuer à cette différence comme la R_a (~10 W), le matériel utilisé par les cyclistes, la R_r de la route, et une technique différente. Aussi, la position danseuse induit une augmentation du CM pour maintenir la V_d face aux variations de pente en montée. Les cyclistes sont donc fortement recommandés de réduire l'augmentation du CM en position danseuse par rapport à la position assise. Cette réduction des pertes mécaniques passe par un travail technique en danseuse, comme la diminution des oscillations latérales, de la R_a, etc.

BIBLIOGRAPHIE

Abbiss, C.R., Laursen, P.B. (2008). Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. Sports Med 38, 239-252.

Abd Ali Sabti, H., Thiel, D.V. (2015). Self-calibrating body sensor network based on periodic human movements. IEEE Sensors Journal 15, 1552-1558.

Abe, D., Fukuoka, Y., Muraki, S., Yasukouchi, A., Sakaguchi, Y., Niihata, S. (2011). Effects of load and gradient on energy cost of running. J Physiol Anthropol 30, 153-160.

Anderson, J.C., Sockler, J.M. (1990). Effects of orthoses on selected physiologic parameters in cycling. J Am Podiatr Med Assoc 80, 161-166.

Arkesteijn, M., Jobson, S., Hopker, J., Passfield, L. (2016). The effect of cycling intensity on cycling economy during seated and standing cycling. Int J Sports Physiol Perform 11, 907‑912.

Arkesteijn, M., Jobson, S.A., Hopker, J., Passfield, L. (2013). Effect of gradient on cycling gross efficiency and technique. Med Sci Sports Exerc 45, 920-926.

Ashe, M.C., Scroop, G.C., Frisken, P.I., Amery, C.A., Wilkins, M.A., Khan, K.M. (2003). Body position affects performance in untrained cyclists. Br J Sports Med 37, 441-444.

Atkinson, G., Nevill, A.M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. Sports Med 26, 217-238.

Bajaj, R., Ranaweera, S.L., Agrawal, D.P. (2002). GPS: location-tracking technology. Computer 35, 92-94.

Balmer, J. (2000). Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1 km cycling time trial. Med Sci Sports Exerc 32, 1485-1490.

Barber, S., Chin, S., Carré, M. (2009). Sports ball aerodynamics: a numerical study of the erratic motion of soccer balls. Comput Fluids 38, 1091-1100.

Barbosa, T.M., Ramos, R., Silva, A.J., Marinho, D.A. (2017). Assessment of passive drag in swimming by numerical simulation and analytical procedure. J Sports Sci, 1-7.

Barelle, C., Chabroux, V., Favier, D. (2010). Modeling of the time trial cyclist projected frontal area incorporating anthropometric, postural and helmet characteristics. Sports Eng 12, 199-206.

Baron, B., Moullan, F., Deruelle, F., Noakes, T.D. (2011). The role of emotions on pacing strategies and performance in middle and long duration sport events. Br J Sports Med 45, 511-517.

Barry, N., Burton, D., Sheridan, J., Thompson, M., Brown, N.A.T. (2014). Aerodynamic performance and riding posture in road cycling and triathlon. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology 229, 28-38.

Barry, N., Burton, D., Sheridan, J., Thompson, M., Brown, N.A.T. (2015). Aerodynamic drag interactions between cyclists in a team pursuit. Sports Eng 18, 93-103.

Bartlett, J.W., Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. Ultrasound Obstet Gynecol 31, 466-475.

Bateman, J. (2014). Influence of positional biomechanics on gross efficiency within cycling. J Sci Cycling 3, 4.

Belli, A. (1996). Measurement of mechanical factors of running efficiency, Human Muscular Function during Dynamic Exercise. Karger Publishers, pp. 57-70.

Belli, A., Avela, J., Komi, P.V. (1993). Mechanical energy assessment with different methods during running. Int J Sports Med 14, 252-256.

Belli, A., Lacour, J.R., Komi, P.V., Candau, R., Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 70, 510-517.

Belli, A., Rey, S., Bonnefoy, R., Lacour, J.R. (1992). A simple device for kinematic measurements of human movement. Ergonomics 35, 177-186.

Bentley, D.J., McNaughton, L.R., Thompson, D., Vleck, V.E., Batterham, A.M. (2001). Peak power output, the lactate threshold, and time trial performance in cyclists. Med Sci Sports Exerc 33, 2077-2081.

Berry, M., Pollock, W., Van Nieuwenhuizen, K., Brubaker, P. (1994). A comparison between aero and standard racing handlebars during prolonged exercise. Int J Sports Med 15, 16-20.

Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J.N., Grappe, F. (2005a). Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM Device. Int J Sports Med 26, 868-873.

Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A., Rouillon, J.D. (2005b). Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. J Biomech 38, 1003-1010.

Bertucci, W., Grappe, F., Groslambert, A. (2007). Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. J Appl Biomech 23, 87-92.

Bertucci, W., Rogier, S. (2012). Effects of different types of tyres and surfaces on the power output in the mountain bike field conditions: a preliminary study. Comput Methods Biomech Biomed Engin 15 Suppl 1, 234-236.

Bertucci, W.M., Betik, A.C., Duc, S., Grappe, F. (2012). Gross efficiency and cycling economy are higher in the field as compared with on an Axiom stationary ergometer. J Appl Biomech 28, 636-644.

Bertucci, W.M., Rogier, S., Reiser, R.F. (2013). Evaluation of aerodynamic and rolling resistances in mountain-bike field conditions. J Sports Sci 31, 1606-1613.

Billaut, F., Bishop, D. (2009). Muscle fatigue in males and females during multiple-sprint exercise. Sports Med 39, 257-278.

Bini, R.R., Carpes, F.P., Diefenthaeler, F. (2009). Effects of knee frontal plane position on pedal forces during cycling: a preliminary study. Braz J Kinathrop Hum Perform 11, 142-149.

Bini, R.R., Carpes, F.P., Diefenthaeler, F., Mota, C.B., Guimaraes, A.C., Grupo de Estudo e Pesquisa em, C. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. J Sci Med Sport 11, 363-370.

Bini, R.R., Diefenthaeler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. Sports Biomech 9, 223-235.

Bini, R.R., Diefenthaeler, F., Mota, C.B. (2010a). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. J Electromyogr Kinesiol 20, 102‑107.

Bini, R.R., Hume, P., Croft, J.L., Kilding, A. (2013). Pedal force effectiveness in cycling: a review of constraints and training effects. J Sci Cycling 2, 11-24.

Bini, R.R., Hume, P.A. (2015). Relationship between pedal force asymmetry and performance in cycling time trial. J Sports Med Phys Fitness 55, 892-898.

Bini, R.R., Hume, P.A., Croft, J.L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. Sports Med 41, 463-476.

Bini, R.R., Hume, P.A., Croft, J.L. (2014). Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. Eur J Sport Sci 14, S109-S115.

Bini, R.R., Tamborindeguy, A.C., Mota, C.B. (2010b). Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. J Sport Rehabil 19, 301-314.

Bisi, M.C., Ceccarelli, M., Riva, F., Stagni, R. (2012). Biomechanical and metabolic responses to seat-tube angle variation during cycling in tri-athletes. J Electromyogr Kinesiol 22, 845-851.

Bixler, B., Pease, D., Fairhurst, F. (2007). The accuracy of computational fluid dynamics analysis of the passive drag of a male swimmer. Sports Biomech 6, 81-98.

Bixler, B., Riewald, S. (2002). Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. J Biomech 35, 713-717.

Bixler, B., Schloder, M. (1996). Computational fluid dynamics: an analytical tool for the 21st century swimming scientist. J Swim Res, 4-22.

Black, A., Sanderson, D., Hennig, E. (1994). Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. J Biomech 27, 656.

Blake, O.M., Champoux, Y., Wakeling, J.M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. Med Sci Sports Exerc 44, 926-938.

Blake, O.M., Wakeling, J.M. (2012). Muscle coordination during an outdoor cycling time trial. Med Sci Sports Exerc 44, 939-948.

Bland, J.M., Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. The lancet 327, 307-310.

Bland, J.M., Altman, D.G. (1995). Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. Lancet 346, 1085-1087.

Blocken, B., Defraeye, T., Koninckx, E., Carmeliet, J., Hespel, P. (2013). CFD simulations of the aerodynamic drag of two drafting cyclists. Comput Fluids 71, 435-445.

Blocken, B., Toparlar, Y. (2015). A following car influences cyclist drag: CFD simulations and wind tunnel measurements. J Wind Eng Ind Aerodyn 145, 178-186.

Blocken, B., Toparlar, Y., Andrianne, T. (2016). Aerodynamic benefit for a cyclist by a following motorcycle. J Wind Eng Ind Aerodyn 155, 1-10.

Borg, G. (1998). Borg's perceived exertion and pain scales. Human kinetics.

Borg, G., Neely, G. (1992). On the perception of exertion and some psychophysiological relations. Fechner Day 92, 47-52.

Bouillod, A., Brunet, E., Soto-Romero, G., Garbellotto, L., Millour, G., Grappe, F. (2016a). The effect of time-trial duration on aerodynamic drag. J Sci Cycling 5, 67-68.

Bouillod, A., Costes, A., Soto-Romero, G., Brunet, E., Grappe, F. (2016b). Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for

biomechanical pedalling analysis. Proceedings of the 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support, 63-66.

Bouillod, A., Garbellotto, L., Acco, P., Brunet, E., Soto-Romero, G., Grappe, F. (2016c). The head movements degrade the aerodynamic drag according to the time-trial duration. J Sci Cycling 5, 69-70.

Bouillod, A., Grappe, F. (2017). Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance‐based uphill time trials in elite cyclists. J Sports Sci, 1-6.

Bouillod, A., Pinot, J., Soenen, F., Ouvrard, T., Grappe, F. (2017). Dependence of the nature of the pedaling activity on maximal aerobic power in cycling. Int J Sports Physiol Perform 12, 44-49.

Bouillod, A., Pinot, J., Soto-Romero, G., Bertucci, W., Grappe, F. (2016d). Validity, sensitivity, reproducibility and robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. Int J Sports Physiol Perform, 1-26.

Bouillod, A., Pinot, J., Soto-Romero, G., Grappe, F. (2015). Validity, sensitivity and reproducibility of Stages and Garmin Vector power meters when compared with SRM device. ISBS15.

Bouillod, A., Pinot, J., Valade, A., Cassirame, J., Soto-Romero, G., Grappe, F. (2014). Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. J Sci Cycling 3, 6.

Bourdin, M., Belli, A., Arsac, L.M., Bosco, C., Lacour, J.R. (1995). Effect of vertical loading on energy cost and kinematics of running in trained male subjects. J Appl Physiol (1985) 79, 2078-2085.

Brady, R.J., Dean, J.B., Skinner, T.M., Gross, M.T. (2003). Limb length inequality: clinical implications for assessment and intervention. J Orthop Sports Phys Ther 33, 221-234.

Brandes, M., VT, V.A.N.H., Hannover, V., Brage, S. (2012). Estimating energy expenditure from raw accelerometry in three types of locomotion. Med Sci Sports Exerc 44, 2235‐2242.

Brunelli, R. (2009). Template matching techniques in computer vision: theory and practice. John Wiley & Sons.

Burke, E.R., Pruitt, A.L. (2003). Body Positioning for Cycling, 2 ed.

Burt, P. (2014). Bike Fit: Optimise your bike position for high performance and injury avoidance. A&C Black.

Caddy, O., Timmis, M.A., Gordon, D. (2015). The effects of forward rotation of posture on heavy intensity cycling-implications of UCI rule 1.3.013. J Sci Cycling 4, 9-18.

Caddy, O., Timmis, M.A., Gordon, D. (2016). Effects of saddle angle on heavy intensity time trial cycling: implications of the UCI rule 1.3.014. J Sci Cycling 5, 18-25.

Cain, S.M. (2016). Measurement of bicycle and rider kinematics during real-world cycling using a wireless array of inertial sensors. Bicycle and Motorcycle Dynamics.

Caldwell, G.E., Hagberg, J.M., McCole, S.D., Li, L. (1999). Lower extremity joint moments during uphill cycling. J Appl Biomech 15, 166-181.

Caldwell, G.E., Li, L., McCole, S.D., Hagberg, J.M. (1998). Pedal and crank kinetics in uphill cycling. J Appl Biomech 14, 245-259.

Callaway, A.J. (2015). Measuring kinematic variables in front crawl swimming using accelerometers: a validation study. Sensors (Basel) 15, 11363-11386.

Camara, J., Maldonado-Martin, S., Artetxe-Gezuraga, X. (2012). Influence of the position on the bicycle on the frontal area in road cyclists. Coll Antropol 36, 529-534.

Candau, R., Belli, A., Millet, G.Y., Georges, D., Barbier, B., Rouillon, J.D. (1998). Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 77, 479-485.

Candau, R.B., Grappe, F., Menard, M., Barbier, B., Millet, G.Y., Hoffman, M.D., Belli, A.R., Rouillon, J.D. (1999). Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. Med Sci Sports Exerc 31, 1441-1447.

Candotti, C.T., Ribeiro, J., Soares, D.P., De Oliveira, A.R., Loss, J.F., Guimaraes, A.C. (2007). Effective force and economy of triathletes and cyclists. Sports Biomech 6, 31‑43.

Capelli, C., Rosa, G., Butti, F., Ferretti, G., Veicsteinas, A., di Prampero, P.E. (1993). Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 67, 144-149.

Carpentier, J., Benallegue, M., Laumond, J.-P. (2017). On the centre of mass motion in human walking. Int J Autom Comput, 1-10.

Carpes, F.P., Mota, C.B., Faria, I.E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling - a review considering leg preference. Phys Ther Sport 11, 136-142.

Carpes, F.P., Rossato, M., Faria, I.E., Bolli Mota, C. (2007). Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. J Sports Med Phys Fitness 47, 51-57.

Cavagna, G.A. (1975). Force platforms as ergometers. J Appl Physiol 39, 174-179.

Chabroux, V., Barelle, C., Favier, D. (2012). Aerodynamics of cyclist posture, bicycle and helmet characteristics in time trial stage. J Appl Biomech 28, 317-323.

Chamari, K., Padulo, J. (2015). 'Aerobic' and 'Anaerobic' terms used in exercise physiology: a critical terminology reflection. Sports Med Open 1, 9.

Chang, W.D., Fan Chiang, C.Y., Lai, P.T., Lee, C.L., Fang, S.M. (2016). Relative variances of the cadence frequency of cycling under two differential saddle heights. J Phys Ther Sci 28, 378-381.

Chapman, A.R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J.J., Dowlan, S., Hodges, P.W. (2008). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. J Sci Med Sport 11, 519-526.

Chen, C.H., Wu, Y.K., Chan, M.S., Shih, Y., Shiang, T.Y. (2016). The force output of handle and pedal in different bicycle-riding postures. Res Sports Med 24, 54-66.

Chen, J.C. (2016). Non-destructive testing of carbon fiber crank arms.

Chen, S. (2012). Kalman filter for robot vision: a survey. IEEE Transactions on Industrial Electronics 59, 4409-4420.

Chèze, L. (1993). Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploitation de données externes.

Chiementin, X., Rigaut, M., Crequy, S., Bolaers, F., Bertucci, W. (2012). Hand-arm vibration in cycling. J Vib Control 19, 2551-2560.

Chung, K.R., Hyeong, J.H., Kim, S.Y., Senner, V., Hoechtl, F. (2011). The effects of seat tube angle on the metabolic cost during cycling at low intensity workload. Procedia Engineering 13, 334-337.

Chung, R. (2012). Estimating Cda with a powermeter. Available from: http://anonymous.coward.free.fr/wattage/cda/indirect-cda.pdf.

Cicchetti, D.V. (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. Psychol Assess 6, 284.

Clarys, J. (1979). Human morphology and hydrodynamics. Swimming III 8, 3-41.

Cloup, P. (1989). Etude et réalisation d'un système d'analyse gestuelle en trois dimensions par traitement d'images en temps réel. Valenciennes.

Cockcroft, J., Muller, J., Scheffer, C. (2016). Robust tracking of bicycle crank angles using magneto-inertial sensors, domain constraints and functional frame alignment techniques. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology.

Cockcroft, J., Muller, J.H., Scheffer, C. (2014). A novel complimentary filter for tracking hip angles during cycling using wireless inertial sensors and dynamic acceleration estimation. IEEE Sensors Journal 14, 2864-2871.

Cockcroft, J., Muller, J.H., Scheffer, C. (2015). A complementary filter for tracking bicycle crank angles using inertial sensors, kinematic constraints, and vertical acceleration updates. IEEE Sensors Journal 15, 4218-4225.

Connett, J.E. (2008). Repeatability and reproducibility. Wiley Encyclopedia of Clinical Trials.

Costa, V.P., Guglielmo, L.G.A., Paton, C.D. (2015). Reproducibility and validity of the PowerCal device for estimating power output during sprints in well-trained cyclists. Isokinet Exerc Sci 23, 127-132.

Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., Watier, B. (2015). A reduction of the saddle vertical force triggers the sit-stand transition in cycling. J Biomech 48, 2998‑3003.

Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., Watier, B. (2016). Influence of position and power output on upper limb kinetics in cycling. J Appl Biomech 32, 140-149.

Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., Watier, B. (2017). Spontaneous change from seated to standing cycling position with increasing power is associated with a minimization of cost functions. J Sports Sci, 1-7.

Coyle, E.F., Feltner, M.E., Kautz, S.A., Hamilton, M.T., Montain, S.J., Baylor, A.M., Abraham, L.D., Petrek, G.W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. Med Sci Sports Exerc 23, 93‑107.

Crouch, T., Burton, D., Brown, N., Thompson, M., Sheridan, J. (2014a). Flow topology in the wake of a cyclist and its effect on aerodynamic drag. J Fluid Mech 748, 5-35.

Crouch, T., Burton, D., Thompson, M., Martin, D., Brown, N., Sheridan, J. (2014b). A phase‑averaged analysis of the pedalling cyclist wake. Proceedings of the 19th Australasian Fluid Mechanics Conference, Melbourne, Australia, 1-4.

Crouch, T., Sheridan, J., Burton, D., Thompson, M., Brown, N.A.T. (2012). A quasi-static investigation of the effect of leg position on cyclist aerodynamic drag. Procedia Engineering 34, 3-8.

Crouch, T.N., Burton, D., LaBry, Z.A., Blair, K.B. (2017). Riding against the wind: a review of competition cycling aerodynamics. Sports Eng 20, 81-110.

Crouch, T.N., Burton, D., Thompson, M.C., Brown, N.A., Sheridan, J. (2016). Dynamic leg-motion and its effect on the aerodynamic performance of cyclists. J Fluids Struct 65, 121-137.

Cuesta-Vargas, A.I., Galan-Mercant, A., Williams, J.M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. Phys Ther Rev 15, 462-473.

Dabnichki, P., Avital, E. (2006). Influence of the postion of crew members on aerodynamics performance of two-man bobsleigh. J Biomech 39, 2733-2742.

Dahmen, T., Byshko, R., Saupe, D., Röder, M., Mantler, S. (2011). Validation of a model and a simulator for road cycling on real tracks. Sports Eng 14, 95-110.

Davies, C.T. (1980). Effect of air resistance on the metabolic cost and performance of cycling. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 45, 245-254.

de Freitas Maio, A.J., Afonso, J.A. (2016). Wireless body area network for cycling posture monitoring. 503-517.

Debraux, P., Bertucci, W., Manolova, A.V., Rogier, S., Lodini, A. (2009). New method to estimate the cycling frontal area. Int J Sports Med 30, 266-272.

Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A.V., Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. Sports Biomech 10, 197-218.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P., Carmeliet, J. (2010a). Aerodynamic study of different cyclist positions: CFD analysis and full-scale wind-tunnel tests. J Biomech 43, 1262-1268.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P., Carmeliet, J. (2010b). Computational fluid dynamics analysis of cyclist aerodynamics: performance of different turbulence-modelling and boundary-layer modelling approaches. J Biomech 43, 2281-2287.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P., Carmeliet, J. (2011). Computational fluid dynamics analysis of drag and convective heat transfer of individual body segments for different cyclist positions. J Biomech 44, 1695-1701.

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P., Verboven, P., Nicolai, B., Carmeliet, J. (2014). Cyclist drag in team pursuit: influence of cyclist sequence, stature, and arm spacing. J Biomech Eng 136, 011005.

del Rosario, M.B., Redmond, S.J., Lovell, N.H. (2015). Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. Sensors (Basel) 15, 18901-18933.

Di Prampero, P.E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. Int J Sports Med 7, 55-72.

Di Prampero, P.E., Cortili, G., Mognoni, P., Saibene, F. (1979). Equation of motion of a cyclist. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 47, 201-206.

Diefenthaeler, F., Berneira, J.O., Moro, V.L., Carpes, F.P. (2016). Influence of saddle height and exercise intensity on pedalling asymmetries in cyclists. Rev Bras Cineantropom Hum 18, 411-418.

Diefenthaeler, F., Bini, R.R., Laitano, O., Guimarães, A.C., Nabinger, E., Carpes, F.P., Bolli, C., Guimarães, A. (2006). Assessment of the effects of saddle position on cyclists pedaling technique. Med Sci Sports Exerc 38, S181.

Dorel, S., Couturier, A., Hug, F. (2009a). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. Scand J Med Sci Sports 19, 44-54.

Dorel, S., Drouet, J.M., Couturier, A., Champoux, Y., Hug, F. (2009b). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. Med Sci Sports Exerc 41, 1277-1286.

Drory, A., Li, H., Hartley, R. (2017). Estimating the projected frontal surface area of cyclists from images using a variational framework and statistical shape and appearance models. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 1-15.

Duc, S., Bertucci, W., Bouteille, T., Pernin, J.N., Grappe, F. (2006). Effet de la posture sur le choix de la fréquence de pédalage préférée en montée. Sci Sports 21, 26-28.

Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J.N., Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. J Electromyogr Kinesiol 18, 116-127.

Duc, S., Villerius, V., Bertucci, W., Grappe, F. (2007). Validity and reproducibility of the ergomo® pro power meter compared with the srm and powertap power meters. Int J Sports Physiol Perform 2, 270-281.

Dyer, B., Disley, B.X. (2017). Validation of the virtual elevation field test method when assessing the aerodynamics of para-cyclists with a uni-lateral trans-tibial amputation. Disabil Rehabil Assist Technol, 1-5.

Ebert, T.R., Martin, D.T., McDonald, W., Victor, J., Plummer, J., Withers, R.T. (2005). Power output during women's World Cup road cycle racing. Eur J Appl Physiol 95, 529-536.

Ebert, T.R., Martin, D.T., Stephens, B., Withers, R.T. (2006). Power output during a professional men's road-cycling tour. Int J Sports Physiol Perform 1, 324-335.

Edwards, L.M., Jobson, S.A., George, S.R., Day, S.H., Nevill, A.M. (2009). Whole-body efficiency is negatively correlated with minimum torque per duty cycle in trained cyclists. J Sports Sci 27, 319-325.

Ellena, T., Subic, A., Mustafa, H., Pang, T.Y. (2016). The helmet fit index-An intelligent tool for fit assessment and design customisation. Appl Ergon 55, 194-207.

Emanuele, U., Denoth, J. (2012). Influence of road incline and body position on power‐cadence relationship in endurance cycling. Eur J Appl Physiol 112, 2433-2441.

Emanuele, U., Horn, T., Denoth, J. (2011). Influence of racing position on cycling patterns. ISBS-Conference Proceedings Archive 1.

Ericson, M.O. (1988). Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 57, 382-387.

Ericson, M.O., Nisell, R. (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. Int J Sports Med 9, 118-122.

Ettema, G., Loras, H.W. (2009). Efficiency in cycling: a review. Eur J Appl Physiol 106, 1‐14.

Faria, I., Dix, C., Frazer, C. (1978). Effect of body position during cycling on heart rate, pulmonary ventilation, oxygen uptake and work output. J Sports Med Phys Fitness 18, 49-56.

Feng, Y., Wang, J. (2008). GPS RTK performance characteristics and analysis. Journal of Global Positioning Systems 7, 1-8.

Fenn, W.O. (1930). Work against gravity and work due to velocity changes in running. American Journal of Physiology-Legacy Content 93, 433-462.

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., Garcia-Lopez, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. J Strength Cond Res 26, 3025-3029.

Fintelman, D.M., Hemida, H., Sterling, M., Li, F.X. (2015a). CFD simulations of the flow around a cyclist subjected to crosswinds. J Wind Eng Ind Aerodyn 144, 31-41.

Fintelman, D.M., Sterling, M., Hemida, H., Li, F.X. (2014a). The effect of crosswinds on cyclists: an experimental study. Procedia Engineering 72, 720-725.

Fintelman, D.M., Sterling, M., Hemida, H., Li, F.X. (2014b). Optimal cycling time trial position models: aerodynamics versus power output and metabolic energy. J Biomech 47, 1894-1898.

Fintelman, D.M., Sterling, M., Hemida, H., Li, F.X. (2015b). The effect of time trial cycling position on physiological and aerodynamic variables. J Sports Sci 33, 1730-1737.

Fintelman, D.M., Sterling, M., Hemida, H., Li, F.X. (2016). Effect of different aerodynamic time trial cycling positions on muscle activation and crank torque. Scand J Med Sci Sports 26, 528-534.

Fonda, B. (2012). Biomechanics and energetics of uphill cycling: a review. Kinesiology 44, 5-17.

Fonda, B., Panjan, A., Markovic, G., Sarabon, N. (2011). Adjusted saddle position counteracts the modified muscle activation patterns during uphill cycling. J Electromyogr Kinesiol 21, 854-860.

Fonda, B., Sarabon, N., Li, F.X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. J Sports Sci 32, 940-946.

Franke, W.D., Betz, C.B., Humphrey, R.H. (1994). Effects of rider position on continuous wave Doppler responses to maximal cycle ergometry. Br J Sports Med 28, 38-42.

Fregly, B.J., Zajac, F.E., Dairaghi, C.A. (1996). Crank inertial load has little effect on steady‐state pedaling coordination. J Biomech 29, 1559-1567.

Fronczek-Wojciechowska, M., Kopacz, K., Kosielski, P., Padula, G. (2016). Optoelectronic analysis of cyclists' position before and after a bike fit: a case study of a professional women's cycling team. Sport Sciences 1, 21-24.

Garcia‐Lopez, J., Diez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., Rodriguez-Marroyo, J.A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. J Sports Sci 34, 1619-1626.

Garcia‐Lopez, J., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., Rodriguez-Marroyo, J.A. (2014). The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. Int J Sports Med 35, 451-455.

Garcia‐Lopez, J., Rodriguez-Marroyo, J.A., Juneau, C.E., Peleteiro, J., Martinez, A.C., Villa, J.G. (2008). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. J Sports Sci 26, 277-286.

Gardano, P., Dabnichki, P. (2006). On hydrodynamics of drag and lift of the human arm. J Biomech 39, 2767-2773.

Gardner, A.S., Stephens, S., Martin, D.T., Lawton, E., Lee, H., Jenkins, D. (2004). Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. Med Sci Sports Exerc 36, 1252-1258.

Garvican, L.A., Martin, D.T., McDonald, W., Gore, C.J. (2010). Seasonal variation of haemoglobin mass in internationally competitive female road cyclists. Eur J Appl Physiol 109, 221-231.

Gatti, A.A., Stratford, P.W., Brenneman, E.C., Maly, M.R. (2016). GT3X+ accelerometer placement affects the reliability of step‐counts measured during running and pedal‐revolution counts measured during bicycling. J Sports Sci 34, 1168-1175.

Gibertini, G., Campanardi, G., Grassi, D., Macchi, C. (2008). Aerodynamics of biker position. Proceedings of the BBAA VI International Colloquium on: Bluff Bodies Aerodynamics and Applications.

Gibertini, G., Grassi, D. (2008). Cycling aerodynamics, Sport aerodynamics. Springer, p. 23‐47.

Gnehm, P., Reichenbach, S., Altpeter, E., Widmer, H., Hoppeler, H. (1997). Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists. Med Sci Sports Exerc 29, 818‐823.

Godo, M., Corson, D., Legensky, S. (2009). An aerodynamic study of bicycle wheel performance using CFD, 47th AIAA Aerospace Sciences Meeting including The New Horizons Forum and Aerospace Exposition, p. 322.

Godo, M., Corson, D., Legensky, S. (2010). A comparative aerodynamic study of commercial bicycle wheels using CFD, 48th AIAA Aerospace Sciences Meeting Including the New Horizons Forum and Aerospace Exposition, p. 1431.

Godo, M., Corson, D., Legensky, S. (2011). A practical analysis of unsteady flow around a bicycle wheel, fork and partial frame using CFD, 49th AIAA Aerospace Sciences Meeting including the New Horizons Forum and Aerospace Exposition, p. 1237.

Gonzalez-Haro, C., Galilea Ballarini, P.A., Soria, M., Drobnic, F., Escanero, J.F. (2007). Comparison of nine theoretical models for estimating the mechanical power output in cycling. Br J Sports Med 41, 506-509; discussion 509.

Grappe, F. (2009). Cyclisme et optimisation de la performance: science et méthodologie de l'entraînement. De Boeck Supérieur.

Grappe, F. (2012). Puissance et performance en cyclisme. De Boeck.

Grappe, F., Candau, R., Barbier, B., Hoffman, M.D., Belli, A., Rouillon, J.D. (1999a). Influence of tyre pressure and vertical load on coefficient of rolling resistance and simulated cycling performance. Ergonomics 10, 1361-1371.

Grappe, F., Candau, R., Belli, A., Rouillon, J.-D. (1997). Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. Ergonomics 40, 1299-1311.

Grappe, F., Candau, R., Busso, T., Rouillon, J.D. (1998). Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables. Int J Sports Med 19, 336-341.

Grappe, F., Candau, R., McLean, B., Rouillon, J. (1999b). Aerodynamic drag and physiological responses in classical positions used in cycling. Science et motricité, 21‑24.

Griffith, M.D., Crouch, T., Thompson, M.C., Burton, D., Sheridan, J., Brown, N.A. (2014). Computational fluid dynamics study of the effect of leg position on cyclist aerodynamic drag. J Fluids Eng 136, 101105.

Gross, A.C., Kyle, C.R., Malewicki, D.J. (1983). The aerodynamics of human-powered land vehicles. Sci Am 249, 142-152.

Hanna, R.K. (2002). Can CFD make a performance difference in sport? The Eng of Sport 4, 17‑30.

Hanna, R.K. (2012). CFD in Sport-a Retrospective; 1992-2012. Procedia Engineering 34, 622-627.

Hansen, E.A., Waldeland, H. (2008). Seated versus standing position for maximization of performance during intense uphill cycling. J Sports Sci 26, 977-984.

Harnish, C., King, D., Swensen, T. (2007). Effect of cycling position on oxygen uptake and preferred cadence in trained cyclists during hill climbing at various power outputs. Eur J Appl Physiol 99, 387-391.

Heil, D.P. (2001). Body mass scaling of projected frontal area in competitive cyclists. Eur J Appl Physiol 85, 358-366.

Heil, D.P., Derrick, T.R., Whittlesey, S. (1997). The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. Eur J Appl Physiol 75, 160‑165.

Heil, D.P., Murphy, O.F., Mattingly, A.R., Higginson, B.K. (2001). Prediction of uphill time‑trial bicycling performance in humans with a scaling-derived protocol. Eur J Appl Physiol 85, 374-382.

Hettinga, F.J., De Koning, J.J., Meijer, E., Teunissen, L., Foster, C. (2007). Biodynamics. Effect of pacing strategy on energy expenditure during a 1500-m cycling time trial. Med Sci Sports Exerc 39, 2212-2218.

Hice, G., Kendrick, Z., Weeber, K., Bray, J. (1985). The effect of foot orthoses on oxygen consumption while cycling. J Am Podiatr Med Assoc 75, 513.

Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., Rouillon, J.D. (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 79, 426-432.

Hintzy, F., Grappe, F., Perrey, S. (2008). Relationship between limbs anthropometrical characteristics and energy expenditure during arm cranking and leg cycling unloaded exercises. Sci Sports 23, 145-148.

Hoerner, S.F. (1965). Résistance à l'avancement dans les fluides. Gauthier-Villars.

Holliday, W., Fisher, J., Theo, R., Swart, J. (2017). Static versus dynamic kinematics in cyclists: A comparison of goniometer, inclinometer and 3D motion capture. Eur J Sport Sci 17, 1129-1142.

Holmes, J.C., Pruitt, A.L., Whalen, N.J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. Clin Sports Med 13, 187-205.

Hoon, M.W., Michael, S.W., Patton, R.L., Chapman, P.G., Areta, J.L. (2016). A comparison of the accuracy and reliability of the Wahoo KICKR and SRM power meter. J Sci Cycling 5, 11-15.

Hopkins, W.G., Schabort, E.J., Hawley, J.A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. Sports Med 31, 211-234.

Hoshikawa, H., Takahashi, K., Ohashi, K., Tamaki, K. (2007). Contribution of the ankle, knee, and hip joints to mechanical energy in cycling. J Biomech 40, S750.

Hsieh, R.L., Lee, W.C. (2014). Immediate and medium-term effects of custom-moulded insoles on pain, physical function, physical activity, and balance control in patients with knee osteoarthritis. J Rehabil Med 46, 159-165.

Hubenig, L.R., Game, A.B., Kennedy, M.D. (2011). Effect of different bicycle body positions on power output in aerobically trained females. Res Sports Med 19, 245-258.

Hull, M.L., Hawkins, D.A. (1990). Analysis of muscular work in multisegmental movements: application to cycling.

Hurst, H.T., Atkins, S., Sinclair, J., Metcalfe, J. (2015). Agreement between the stages cycling and SRM powermeter systems during field-based off-road climbing. J Sci Cycling 4, 21-27.

Iriberri, J., Muriel, X., Larrazabal, I. (2008). The bike fit of the road professional cyclist related to anthropometric measurements and the torque of de crank. The Eng of Sport 7, 483-488.

Jeukendrup, A.E., Martin, J. (2001). Improving cycling performance: how should we spend our time and money. Sports Med 31, 559-569.

Jobson, S.A., Nevill, A.M., George, S.R., Jeukendrup, A.E., Passfield, L. (2008). Influence of body position when considering the ecological validity of laboratory time-trial cycling performance. J Sports Sci 26, 1269-1278.

Jobson, S.A., Passfield, L., Atkinson, G., Barton, G., Scarf, P. (2009). The analysis and utilization of cycling training data. Sports Med 39, 833-844.

Johnson, S., Schultz, B. (1990). The physiological effects of aerodynamic handlebars. Cycling Science 2, 9-12.

Jones, A.M., Berger, N.J., Wilkerson, D.P., Roberts, C.L. (2006). Effects of "priming" exercise on pulmonary O2 uptake and muscle deoxygenation kinetics during heavy‐intensity cycle exercise in the supine and upright positions. J Appl Physiol (1985) 101, 1432-1441.

Jovanov, E., Hanish, N., Courson, V., Stidham, J., Stinson, H., Webb, C., Denny, K. (2009). Avatar‐A multi-sensory system for real time body position monitoring. Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference of the IEEE, 2462‐2465.

Jovanov, E., Milenkovic, A., Otto, C., de Groen, P.C. (2005). A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. J Neuroeng Rehabil 2, 6.

Kautz, S.A., Feltner, M.E., Coyle, E.F., Baylor, A.M. (1991). The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. Int J Sport Biomech 7, 29-53.

Kauzlarich, J.J., Thacker, J.G. (1985). Wheelchair tyre rolling resistance and fatigue. J Rehabil Res Dev 22, 25-41.

Kavanagh, J.J., Morrison, S., James, D.A., Barrett, R. (2006). Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. J Biomech 39, 2863-2872.

Kawamura, T. (1953). Wind drag of bicycles. Tokyo University, Tokyo, Japan.

Kenny, G.P., Reardon, F.D., Marion, A., Thoden, J.S. (1995). A comparative analysis of physiological responses at submaximal workloads during different laboratory simulations of field cycling. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 71, 409-415.

Kirkland, A., Coleman, D., Wiles, J.D., Hopker, J. (2008). Validity and reliability of the Ergomopro powermeter. Int J Sports Med 29, 913-916.

Kist, W.B., Laws, R., Burgess, K., Rizvi, H., Glasheen, M.E., Dellwo, T. (2013). Comparison of sitting, and sitting to standing cycle ergometry versus treadmill, on cardiorespiratory values in adult males and females. J Exerc Physiol 16, 95-104.

Koch, M., Fröhlich, M., Emrich, E., Urhausen, A. (2013). The impact of carbon insoles in cycling on performance in the Wingate Anaerobic Test. J Sci Cycling 2, 2-5.

Kohler, G., Boutellier, U. (2005). The generalized force-velocity relationship explains why the preferred pedaling rate of cyclists exceeds the most efficient one. Eur J Appl Physiol 94, 188-195.

Konczak, C.R. (2010). Chiropractic utilization in BMX athletes at the UCI World Championships: a retrospective study. J Can Chiropr Assoc 54, 250-256.

Kopacz, K., Fronczek-Wojciechowska, M., Kosielski, P., Padula, G. (2014). Movement analysis in tandem track cyclists using video analysis. J Kinesiol Exerc Sci 68, 59-64.

Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. Med Sci Sports Exerc 39, 991-995.

Kwon, Y.J., Song, M., Baek, I.H., Lee, T. (2015). The effect of simulating a leg-length discrepancy on pelvic position and spinal posture. J Phys Ther Sci 27, 689-691.

Kyle, C., Brownlie, L., Harber, E., MacDonald, R., Norstrom, M. (2004). The Nike Swift Spin cycling project: reducing the aerodynamic drag of bicycle racing clothing by using zoned fabrics. The Eng of Sport 5, 118-124.

Kyle, C.R. (1979). Reduction of wind resistance and power output of racing cyclists and runners travelling in groups. Ergonomics 22, 387-397.

Kyle, C.R., Burke, E.R. (1984). Improving the racing bicycle. J Mech Eng, 34-45.

Kyle, C.R., Edelman, W.E. (1975). Man-powered vehicle design criteria, Proceedings of the Third International Conference on Vehicle System Dynamics, pp. 20-30.

Lachat, E., Landes, T., Grussenmeyer, P. (2017). Performance investigation of a handheld 3D scanner to define good practices for small artefact 3D modeling. The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences XLII-2/W5, 427‑434.

Lecrivain, G., Slaouti, A., Payton, C., Kennedy, I. (2008). Using reverse engineering and computational fluid dynamics to investigate a lower arm amputee swimmer's performance. J Biomech 41, 2855-2859.

Lee, R.Y., Laprade, J., Fung, E.H. (2003). A real‑time gyroscopic system for three‑dimensional measurement of lumbar spine motion. Med Eng Phys 25, 817‑824.

Leirdal, S., Ettema, G. (2011a). Pedaling technique and energy cost in cycling. Med Sci Sports Exerc 43, 701-705.

Leirdal, S., Ettema, G. (2011b). The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. Eur J Appl Physiol 111, 2885-2893.

Lépine, J., Champoux, Y., Drouet, J.M. (2013). A laboratory excitation technique to test road bike vibration transmission. Exp Techniques.

Lepoutre, J.P. (2007). Modélisation biomécanique du mouvement: vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie. Université du Sud Toulon Var.

Leyk, D., Essfeld, D., Hoffmann, U., Wunderlich, H.G., Baum, K., Stegemann, J. (1994). Postural effect on cardiac output, oxygen uptake and lactate during cycle exercise of varying intensity. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 68, 30-35.

Li, J.D., Lu, T.W., Lin, C.C., Kuo, M.Y., Hsu, H.C., Shen, W.C. (2017). Soft tissue artefacts of skin markers on the lower limb during cycling: effects of joint angles and pedal resistance. J Biomech.

Li, L. (2004). Neuromuscular control and coordination during cycling. Res Q Exerc Sport 75, 16-22.

Li, L., Caldwell, G.E. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. J Appl Physiol (1985) 85, 927-934.

Lim, A.C., Homestead, E.P., Edwards, A.G., Carver, T.C., Kram, R., Byrnes, W.C. (2011a). Measuring changes in aerodynamic/rolling resistances by cycle-mounted power meters. Med Sci Sports Exerc 43, 853-860.

Lim, A.C., Peterman, J.E., Turner, B.M., Livingston, L.R., Byrnes, W.C. (2011b). Comparison of male and female road cyclists under identical stage race conditions. Med Sci Sports Exerc 43, 846-852.

Lind, A.R., McNicol, G.W. (1967). Circulatory responses to sustained hand-grip contractions performed during other exercise, both rhythmic and static. J Physiol 192, 595-607.

Liu, K., Wang, J., Zhu, C., Hong, Y., Stylios, G. (2016). Development of upper cycling clothes using 3D-to-2D flattening technology and evaluation of dynamic wear comfort from the aspect of clothing pressure. Int J Cloth Sci Tech 28.

Lucia, A., Joyos, H., Chicharro, J.L. (2000). Physiological response to professional road cycling: climbers vs. time trialists. Int J Sports Med 21, 505-512.

Luinge, H.J., Veltink, P.H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. Med Biol Eng Comput 43, 273-282.

Lukes, R., Carré, M., Haake, S. (2006). Track cycling: an analytical model, The Engineering of Sport 6. Springer, pp. 115-120.

Lukes, R., Hart, J., Haake, S. (2012). An analytical model for track cycling. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology 226, 143-151.

Macdermid, P.W., Fink, P.W., Stannard, S.R. (2015). The influence of tyre characteristics on measures of rolling performance during cross-country mountain biking. J Sports Sci 33, 277‑285.

Macdermid, P.W., Mann, M.E. (2015). An integrated analysis of leg length differences and the effect of correctional techniques on stroke mechanics and performance indicators in competitive cyclists. Sports and Exercise Medicine - Open Journal 1, 14-21.

Macdermid, P.W., Stannard, S. (2012). Mechanical work and physiological responses to simulated cross country mountain bike racing. J Sports Sci 30, 1491-1501.

Macfarlane, D.J., Wong, P. (2012). Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. Eur J Appl Physiol 112, 2539-2547.

Madgwick, S. (2010). An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. Report x-io and University of Bristol (UK) 25.

Maenaka, K. (2008). MEMS inertial sensors and their applications, Networked Sensing Systems, 2008. INSS 2008. 5th International Conference on. IEEE, pp. 71-73.

Maier, T., Muller, B., Schmid, L., Steiner, T., Wehrlin, J.P. (2017). Reliability of the virtual elevation method to evaluate rolling resistance of different mountain bike cross‑country tyres. J Sports Sci, 1-6.

Mannion, P., Clifford, E., Blocken, B., Hajdukiewicz, M. (2016). Assessing aerodynamic performance in cycling using computational fluid dynamics, Civil Engineering Research in Ireland Conference (CERI 2016). NUI Galway.

Marin-Perianu, M., Chatterjea, S., Marin-Perianu, R., Bosch, S., Dulman, S., Kininmonth, S., Havinga, P. (2008). Wave monitoring with wireless sensor networks, Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, Sydney, Australia, p. 611‑616.

Marin-Perianu, R., Marin-Perianu, M., Havinga, P., Taylor, S., Begg, R., Palaniswami, M., Rouffet, D. (2011). A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling. Personal and Ubiquitous Computing 17, 197-209.

Martin, J.C., Gardner, A.S., Barras, M., Martin, D.T. (2006). Modeling sprint cycling using field-derived parameters and forward integration. Med Sci Sports Exerc 38, 592-597.

Martin, J.C., Milliken, D.L., Cobb, J.E., McFadden, K.L., Coggan, A.R. (1998). Validation of a mathematical model for road cycling power. J Appl Biomech 14, 276-291.

Maxwell, B.F., Withers, R.T., Ilsley, A.H., Wakim, M.J., Woods, G.F., Day, L. (1998). Dynamic calibration of mechanically, air- and electromagnetically braked cycle ergometers. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 78, 346-352.

McDaniel, J., Subudhi, A., Martin, J.C. (2005). Torso stabilization reduces the metabolic cost of producing cycling power. Can J Appl Physiol 30, 433-441.

McLester, J.R., Green, J.M., Chouinard, J.L. (2004). Effects of standing vs. seated posture on repeated Wingate performance. J Strength Cond Res 18, 816-820.

Meile, W., Reisenberger, E., Mayer, M., Schmölzer, B., Müller, W., Brenn, G. (2006). Aerodynamics of ski jumping: experiments and CFD simulations. Exp Fluids 41, 949‑964.

Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A., Lacouture, P. (2016). Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling. Sports Biomech 15, 462-472.

Miller, M.C., Macdermid, P.W., Fink, P.W., Stannard, S.R. (2016). Agreement between Powertap, Quarq and Stages power meters for cross-country mountain biking. Sports Tech 8, 44-50.

Miller, T.A., Wells, C.L., Martin, P.E. (1988). The effect of position and cadence on the cardiovascular response of uphill cyclists. Med Sci Sports Exerc 20, S64.

Millet, G.P., Candau, R. (2002). Facteurs mécaniques du coût énergétique dans trois locomotions humaines. Sci Sports 17, 166-176.

Millet, G.P., Tronche, C., Fuster, N., Bentley, D.J., Candau, R. (2003). Validity and reliability of the Polar S710 mobile cycling powermeter. Int J Sports Med 24, 156-161.

Millet, G.P., Tronche, C., Fuster, N., Candau, R. (2002). Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. Med Sci Sports Exerc 34, 1645-1652.

Millet, G.P., Tronche, C., Grappe, F. (2014). Accuracy of indirect estimation of power output from uphill performance in cycling. Int J Sports Physiol Perform 9, 777-782.

Millour, G., Retali, M., Brunet, E., Nicolas, G., Grappe, F., Bouillod, A., Bideau, N. (2016). Preliminary study: the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomic asymmetry. J Sci Cycling 5, 43‑44.

Moe-Nilssen, R., Helbostad, J.L. (2005). Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. Gait Posture 21, 164-170.

Montoye, A.H., Dong, B., Biswas, S., Pfeiffer, K.A. (2016). Validation of a wireless accelerometer network for energy expenditure measurement. J Sports Sci 34, 2130‑2139.

Mornieux, G., Guenette, J.A., Sheel, A.W., Sanderson, D.J. (2007). Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. Eur J Appl Physiol 102, 11-18.

Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., Belli, A. (2008). Effects of pedal type and pull‑up action during cycling. Int J Sports Med 29, 817-822.

Morton, R.H., Hodgson, D.J. (1996). The relationship between power output and endurance: a brief review. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 73, 491-502.

Moseley, L., Jeukendrup, A.E. (2001). The reliability of cycling efficiency. Med Sci Sports Exerc 33, 621-627.

Moura, B.M.d., Moro, V.L., Rossato, M., Lucas, R.D.d., Diefenthaeler, F. (2017). Effects of saddle height on performance and muscular activity during the Wingate test. Journal of Physical Education 28.

Najafi, B., Aminian, K., Loew, F., Blanc, Y., Robert, P.A. (2002). Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. IEEE Trans Biomed Eng 49, 843-851.

Nawoczenski, D.A., Ludewig, P.M. (1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. Arch Phys Med Rehabil 80, 540‐544.

Neptune, R., Herzog, W. (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. J Biomech 32, 1021-1026.

Nimmerichter, A., Eston, R.G., Bachl, N., Williams, C. (2011). Longitudinal monitoring of power output and heart rate profiles in elite cyclists. J Sports Sci 29, 831-840.

Nimmerichter, A., Williams, C., Bachl, N., Eston, R. (2010). Evaluation of a field test to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med 31, 160-166.

Niu, X., Zhang, Q., Li, Y., Cheng, Y., Shi, C. (2012). Using inertial sensors of iPhone 4 for car navigation, Position Location and Navigation Symposium (PLANS), 2012 IEEE/ION. IEEE, pp. 555-561.

Nordeen-Snyder, K.S. (1977). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. Med Sci Sports 9, 113-117.

Novak, A.R., Dascombe, B.J. (2016). Agreement of power measures between Garmin Vector and SRM cycle power meters. Meas Phys Educ Exerc Sci 20, 167-172.

Novak, A.R., Stevens, C.J., Dascombe, B.J. (2015). Agreement between Lemond Revolution cycle ergometer and SRM power meter during power profile and ramp protocol assessments. J Sci Cycling 4, 37-43.

Oggiano, L., Leirdal, S., Saetran, L., Ettema, G. (2008). Aerodynamic optimization and energy saving of cycling postures for international elite level cyclists, ISEA Conference, Biarritz, France.

Oggiano, L., Spurkland, L., Bardal, L.M., Sætran, L. (2015). Aerodynamical resistance in cycling - CFD simulations and comparison with experiments, Proceedings of the 3rd International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support, Lisbon, Portugal, pp. 183-189.

Olds, T., Olive, S. (1999). Methodological considerations in the determination of projected frontal area in cyclists. J Sports Sci 17, 335-345.

Olds, T.S., Norton, K.I., Lowe, E.L., Olive, S., Reay, F., Ly, S. (1995). Modeling road‐cycling performance. J Appl Physiol (1985) 78, 1596-1611.

Origenes, M.M., Blank, S.E., Schoene, R.B. (1993). Exercise ventilatory response to upright and aero-posture cycling. Med Sci Sports Exerc 25, 608-612.

Padilla, S., Mujika, I., Angulo, F., Goiriena, J.J. (2000a). Scientific approach to the 1-h cycling world record: a case study. J Appl Physiol (1985) 89, 1522-1527.

Padilla, S., Mujika, I., Cuesta, G., Goiriena, J.J. (1999). Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. Med Sci Sports Exerc 31, 878-885.

Padilla, S., Mujika, I., Orbananos, J., Angulo, F. (2000b). Exercise intensity during competition time trials in professional road cycling. Med Sci Sports Exerc 32, 850‑856.

Padulo, J., Ardigò, L.P., Milić, M., Powell, D.W. (2016). Electromyographic analysis of riding posture during the bicycling start moment. Journal of Physical Education 22, 237‑242.

Padulo, J., Laffaye, G., Bertucci, W., Chaouachi, A., Viggiano, D. (2014). Optimisation of starting conditions in track cycling. Sport Sci Health 10, 189-198.

Passfield, L., Hopker, J.G., Jobson, S., Friel, D., Zabala, M. (2017). Knowledge is power: issues of measuring training and performance in cycling. J Sports Sci 35, 1426-1434.

Paton, C.D. (2009). Effects of shoe cleat position on physiology and performance of competitive cyclists. Int J Sports Physiol Perform 4, 517-523.

Paton, C.D., Hopkins, W.G. (2001). Tests of cycling performance. Sports Med 31, 489-496.

Paton, C.D., Hopkins, W.G. (2005). Seasonal changes in power of competitive cyclists: implications for monitoring performance. J Sci Med Sport 8, 375-381.

Patterson, R.P., Moreno, M.I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. Med Sci Sports Exerc 22, 512-516.

Peterman, J.E., Lim, A.C., Ignatz, R.I., Edwards, A.G., Byrnes, W.C. (2015). Field-measured drag area is a key correlate of level cycling time trial performance. PeerJ 3, e1144.

Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M. (2005). Effects of training in an aero position on metabolic economy. J Exerc Physiol Online 8, 44-50.

Peveler, W.W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. J Strength Cond Res 22, 1355-1359.

Peveler, W.W., Green, M. (2010). The effect of extrinsic factors on simulated 20-km time trial performance. J Strength Cond Res 24, 3265-3269.

Peveler, W.W., Pounders, J.D., Bishop, P.A. (2007). Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. J Strength Cond Res 21, 1023-1027.

Pfau, T., Witte, T.H., Wilson, A.M. (2005). A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. J Exp Biol 208, 2503-2514.

Pinot, J., Grappe, F. (2011). The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med 32, 839-844.

Pinot, J., Grappe, F. (2014). Determination of maximal aerobic power on the field in cycling. J Sci Cycling 3, 26-31.

Pinot, J., Rinaldi, K., Grappe, F. (2013). Analyse de la puissance mécanique au niveau du bassin en position danseuse en cyclisme, 15ième congrès international de l'ACAPS, Grenoble.

Poirier, E., Do, M., Watier, B. (2007). Le passage de la posture classique à la posture en danseuse par le cycliste répond-il à une recherche de minimisation de l'effort musculaire? Sci Sports 22, 190-195.

Priego Quesada, J.I., Carpes, F.P., Salvador Palmer, R., Perez-Soriano, P., Cibrian Ortiz de Anda, R.M. (2016). Effect of saddle height on skin temperature measured in different days of cycling. Springerplus 5, 205.

Priego Quesada, J.I., Perez-Soriano, P., Lucas-Cuevas, A.G., Salvador Palmer, R., Cibrian Ortiz de Anda, R.M. (2017). Effect of bike-fit in the perception of comfort, fatigue and pain. J Sports Sci 35, 1459-1465.

Pugh, L.G. (1974). The relation of oxygen intake and speed in competition cycling and comparative observations on the bicycle ergometer. J Physiol 241, 795-808.

Quod, M.J., Martin, D.T., Martin, J.C., Laursen, P.B. (2010). The power profile predicts road cycling MMP. Int J Sports Med 31, 397-401.

Reiser, M., Meyer, T., Kindermann, W., Daugs, R. (2000). Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. Eur J Appl Physiol 82, 245‑249.

Reiser, R.F., 2nd, Maines, J.M., Eisenmann, J.C., Wilkinson, J.G. (2002). Standing and seated Wingate protocols in human cycling. A comparison of standard parameters. Eur J Appl Physiol 88, 152-157.

Ribas Manero, R.B., Shafti, A., Michael, B., Grewal, J., Ribas Fernandez, J.L., Althoefer, K., Howard, M.J. (2016). Wearable embroidered muscle activity sensing device for the human upper leg. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2016, 6062-6065.

Robinson, M.E., Plasschaert, J., Kisaalita, N.R. (2011). Effects of high intensity training by heart rate or power in recreational cyclists. J Sports Sci Med 10, 498-501.

Rodger, S.M., Plews, D.J., McQuillan, J., Driller, M.W. (2016). Evaluation of the Cyclus cycle ergometer and the Stages power meter for measurement of power output in cycling. J Sci Cycling 5, 16-22.

Rossato, M., Bini, R.R., Carpes, F.P., Diefenthaeler, F., Moro, A.R. (2008). Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. Int J Sports Med 29, 746-752.

Rouboa, A., Silva, A., Leal, L., Rocha, J., Alves, F. (2006). The effect of swimmer's hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics. J Biomech 39, 1239-1248.

Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X., Aminian, K. (2014). A wearable system for multi‐segment foot kinetics measurement. J Biomech 47, 1704-1711.

Ryan, M.M., Gregor, R.J. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. J Electromyogr Kinesiol 2, 69-80.

Ryschon, T.W., Stray‐Gundersen, J. (1991). The effect of body position on the energy cost of cycling. Med Sci Sports Exerc 23, 949-953.

Salehi, S., Bleser, G., Reiss, A., Stricker, D. (2015). Body-IMU autocalibration for inertial hip and knee joint tracking, Proceedings of the 10th EAI International Conference on Body Area Networks. ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering), pp. 51-57.

Salehi, S., Bleser, G., Schmitz, N., Stricker, D. (2013). A low-cost and light-weight motion tracking suit, Ubiquitous Intelligence and Computing, 2013 IEEE 10th International Conference on and 10th International Conference on Autonomic and Trusted Computing (UIC/ATC). IEEE, pp. 474-479.

Salehi, S., Bleser, G., Stricker, D. (2014). Design and development of low-cost smart training pants (stants), Wireless Mobile Communication and Healthcare (Mobihealth), 2014 EAI 4th International Conference on. IEEE, pp. 51-54.

Sanderson, D.J. (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. J Sports Sci 9, 191-203.

Sanderson, D.J., Black, A. (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. J Sports Sci 21, 191-199.

Sanderson, D.J., Hennig, E.M., Black, A.H. (2000). The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. J Sports Sci 18, 173-181.

Sauer, J.L., Potter, J.J., Weisshaar, C.L., Ploeg, H.L., Thelen, D.G. (2007). Influence of gender, power, and hand position on pelvic motion during seated cycling. Med Sci Sports Exerc 39, 2204-2211.

Savelberg, H.H., Van de Port, I.G., Willems, P.J. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. J Appl Biomech 19, 310-324.

Schade, D., Froncioni, A., Natrup, J. (2016). A new approach to measure position stability on the bike in time trial performance-a pilot study. J Sci Cycling 5, 57-58.

Schutte, K.H., Maas, E.A., Exadaktylos, V., Berckmans, D., Venter, R.E., Vanwanseele, B. (2015). Wireless tri-axial trunk accelerometry detects deviations in dynamic center of mass motion due to running-induced fatigue. PLoS One 10, e0141957.

Silberman, M.R., Webner, D., Collina, S., Shiple, B.J. (2005). Road bicycle fit. Clin J Sport Med 15, 271-276.

Skals, S., Ellena, T., Subic, A., Mustafa, H., Pang, T.Y. (2016). Improving fit of bicycle helmet liners using 3D anthropometric data. Int J Ind Ergon 55, 86-95.

Smak, W., Neptune, R.R., Hull, M.L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. J Biomech 32, 899-906.

Soden, P.D., Adeyefa, B.A. (1979). Forces applied to a bicycle during normal cycling. J Biomech 12, 527-541.

Sparks, S.A., Dove, B., Bridge, C.A., Midgely, A.W., McNaughton, L.R. (2015). Validity and reliability of the look Keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. Int J Sports Physiol Perform 10, 39-45.

Spicer, J.B., Richardson, C.J.K., Ehrlich, M.J., Bernstein, J.R., Fukuda, M., Terada, M. (2001). Effects of frictional loss on bicycle chain drive efficiency. J Mech Design 123, 598.

St Clair Gibson, A., Foster, C. (2007). The role of self-talk in the awareness of physiological state and physical performance. Sports Med 37, 1029-1044.

Stone, C., Hull, M.L. (1993). Rider/bicycle interaction loads during standing treadmill cycling. J Appl Biomech 9, 202-218.

Stone, C., Hull, M.L. (1995). The effect of rider weight on rider-induced loads during common cycling situations. J Biomech 28, 365-375.

Swain, D.P. (1994). The influence of body mass in endurance bicycling. Med Sci Sports Exerc 26, 58-63.

Swain, D.P., Wilcox, J.P. (1992). Effect of cadence on the economy of uphill cycling. Med Sci Sports Exerc 24, 1123-1127.

Swart, J., Lamberts, R.P., Derman, W., Lambert, M.I. (2009). Effects of high-intensity training by heart rate or power in well-trained cyclists. J Strength Cond Res 23, 619‑625.

Szymura, J., Maciejczyk, M., Wiecek, M., Maciejczyk, G., Wiecha, S., Ochalek, K., Kepinska, M., Szygula, Z. (2016). Effects of kinesio taping on anaerobic power recovery after eccentric exercise. Res Sports Med 24, 257-268.

Tanaka, H., Bassett, D.R., Jr., Best, S.K., Baker, K.R., Jr. (1996). Seated versus standing cycling in competitive road cyclists: uphill climbing and maximal oxygen uptake. Can J Appl Physiol 21, 149-154.

Tomaro, J., Burdett, R.G. (1993). The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. J Orthop Sports Phys Ther 18, 532-536.

Turpin, N.A., Costes, A., Moretto, P., Watier, B. (2017a). Can muscle coordination explain the advantage of using the standing position during intense cycling? J Sci Med Sport 20, 611‑616.

Turpin, N.A., Costes, A., Moretto, P., Watier, B. (2017b). Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. J Sports Sci 35, 557-564.

Umberger, B.R., Martin, P.E. (2001). Testing the planar assumption during ergometer cycling. J Appl Biomech 17, 55-62.

Underwood, L., Jermy, M. (2010a). Mathematical model of track cycling: the individual pursuit. Procedia Engineering 2, 3217-3222.

Underwood, L., Jermy, M. (2010b). Optimal hand position for individual pursuit athletes. Procedia Engineering 2, 2425-2429.

Underwood, L., Jermy, M. (2013). Optimal handlebar position for track cyclists. Sports Eng 16, 81-90.

Underwood, L., Jermy, M. (2014). Determining optimal pacing strategy for the track cycling individual pursuit event with a fixed energy mathematical model. Sports Eng 17, 183‑196.

Underwood, L., Jermy, M., Eloi, P., Cornillon, G. (2015). Helmet position, ventilation holes and drag in cycling. Sports Eng 18, 241-248.

Underwood, L., Schumacher, J., Burette-Pommay, J., Jermy, M. (2011). Aerodynamic drag and biomechanical power of a track cyclist as a function of shoulder and torso angles. Sports Eng 14, 147-154.

van Ingen Schenau, G.J., Boots, P.J., de Groot, G., Snackers, R.J., van Woensel, W.W. (1992). The constrained control of force and position in multi-joint movements. Neuroscience 46, 197-207.

Van Nimmen, K., Van den Broeck, P., Lombaert, G., De Roeck, G., Brückner, H., Theimer, W., Blume, H., Stanton, C., Bogdanovych, A., Ratanasena, E. (2013). Simultaneous registration of walking behaviour and structural response. Research and Applications in Structural Engineering, Mechanics and Computation, 47.

Van Sickle, J.R., Jr., Hull, M.L. (2007). Is economy of competitive cyclists affected by the anterior-posterior foot position on the pedal? J Biomech 40, 1262-1267.

Velofacts (2014). http://www.friction-facts.com/test-results/report-packages/report-package.

Verwulgen, S., Peeters, T., Vleugels, J., Geyssen, R., De Bruyne, G., Saeys, W., Truijen, S. (2017). Accuracy and efficiency validation of a helmet mounted vibrotactile feedback system for aerodynamic head position during cycling, International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Springer, pp. 85-93.

Viel, E. (2000). La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Elsevier Masson.

Viry, S., Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J.J., Frances, J.P., Berton, E., Laurent, M., Nicol, C. (2013). Patterns of horse-rider coordination during endurance race: a dynamical system approach. PLoS One 8, e71804.

Vogler, A.J., Rice, A.J., Gore, C.J. (2010). Validity and reliability of the Cortex MetaMax3B portable metabolic system. J Sports Sci 28, 733-742.

Vogt, S., Heinrich, L., Schumacher, Y.O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H.H., Schmid, A. (2006). Power output during stage racing in professional road cycling. Med Sci Sports Exerc 38, 147-151.

Vogt, S., Schumacher, Y.O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H.H., Schmid, A., Heinrich, L. (2007a). Cycling power output produced during flat and mountain stages in the Giro d'Italia: a case study. J Sports Sci 25, 1299-1305.

Vogt, S., Schumacher, Y.O., Roecker, K., Dickhuth, H.H., Schoberer, U., Schmid, A., Heinrich, L. (2007b). Power output during the Tour de France. Int J Sports Med 28, 756-761.

Vrints, J., Koninckx, E., Van Leemputte, M., Jonkers, I. (2011). The effect of saddle position on maximal power output and moment generating capacity of lower limb muscles during isokinetic cycling. J Appl Biomech 27, 1-7.

Watier, B., Costes, A., Turpin, N.A. (2017). Modification of the spontaneous seat-to-stand transition in cycling with bodyweight and cadence variations. J Biomech.

Welbergen, E., Clijsen, L.P. (1990). The influence of body position on maximal performance in cycling. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 61, 138-142.

Whittle, M.W. (1996). Clinical gait analysis: a review. Hum Mov Sci 15, 369-387.

Wilson, R.W., 2nd, Snyder, A.C., Dorman, J.C. (2009). Analysis of seated and standing triple Wingate tests. J Strength Cond Res 23, 868-873.

Wooles, A.L., Robinson, A.J., Keen, P.S. (2005). A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. Sports Eng 8, 137-144.

Yang, S. (2013). The efficacy of arch support sports insoles in increasing the cycling performance and injury prevention. Footwear Sci 5, S107-S109.

Zaidi, H., Fohanno, S., Taiar, R., Polidori, G. (2010). Turbulence model choice for the calculation of drag forces when using the CFD method. J Biomech 43, 405-411.

Zaidi, H., Taiar, R., Fohanno, S., Polidori, G. (2008). Analysis of the effect of swimmer's head position on swimming performance using computational fluid dynamics. J Biomech 41, 1350-1358.

Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., Belli, A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. Eur J Appl Physiol 96, 274-281.

Zdravkovic, M., Ashcroft, M., Chisholm, S., Hicks, N. (1996). Effect of cyclist’s posture and vicinity of another cyclist on aerodynamic drag. The Eng of Sport 1, 21-28.

Zhu, R., Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 12, 295-302.

Ziebart, C., Giangregorio, L.M., Gibbs, J.C., Levine, I.C., Tung, J., Laing, A.C. (2017). Measurement of peak impact loads differ between accelerometers - Effects of system operating range and sampling rate. J Biomech 58, 222-226.

ANNEXES

1. Communication orale au 2ième World Congress of Cycling Science à Leeds en 2014, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

2nd World Congress of Cycling Science, 2nd and 3rd July 2014, Leeds **J Sci Cycling.** Vol. 3(2), 6

BOOK OF ABSTRACTS **Open Access**

Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output

A Bouillod [1]✉, J Pinot [1, 2] A Valade [3] J Cassirame[1] G Soto-Romero [3] and F Grappe [1, 2]

Abstract

Background: Gross efficiency (GE) has been shown to be one of the most relevant parameter influencing cycling performance but to the best of our knowledge, just one study focused on measuring GE in seated and standing positions during field conditions (Millet et al., 2002: Medicine & Science in Sports & Exercise, 34(10), 1645-52). Other authors investigated the effects of change in body position (seated vs. standing) on energy expenditure, heart rate (HR) or pulmonary ventilation (VE) but there were large changes in the results (Ryschon & Stray-Gundersen, 1991: Medicine & Science in Sports & Exercise, 23, 949-953; Swain & Wilcox, 1992: Medicine & Science in Sports & Exercise, 24, 1123-1127) due to the different protocols. Indeed, the cross effect of slope and intensity on GE in standing compared to seated position has not been studied. Thus, we found interesting to measure GE in real locomotion with elite cyclists at different intensities and slopes.

Purpose: This study was designed to examine the effects of standing position on GE compared to seated position at different intensities and slopes.

Methods: After a period of familiarisation, 13 elite participants performed on a motorised treadmill with their own bike one session during which they rode in a randomized order seated vs. standing positions with several slopes (5, 7.5 and 10%) and intensities (3.8, 4.2 and 4.6 $W.kg^{-1}$). GE was calculated for each condition using the ratio of power output (PO) measured with a Powertap G3 hub (CycleOps, Madison, USA) and the oxygen uptake (VO_2) measured with a portable gas analyzer (Metamax 3B, Cortex, Leipzig, Germany).

Results: GE was significantly higher (+4.5%) in standing position (21.5 ± 5.2 %, CV = 5.2%) compared to seated position (20.6 ± 1.1 %, CV = 5.5%) for all the intensities and slopes. This improvement was due to a significant ($p < 0.001$) increase of PO in standing position (+4.5%) associated with a stabilization of VO_2. The more the slope was low and the intensity was high, the more the pedaling cadence was high. That leads to higher PO changes between standing and seated positions ($R = 0.93$, $p < 0.001$) (Figure 1).

Discussion: The main finding of this study shows that in standing position, GE was increased from a higher PO. The non-significant increase in VO_2 is in accordance with the previous results of Millet et al. (2002). It's the first time that a study shows an increase in PO in standing position. The difference in PO is linked to an increase of the pedaling cadence. We hypothesize that the increase in PO is due to the technique adopted in standing position, the latter has an impact on the mechanical deformation both of the tires and the bike frame. The loss of energy in the bike and the tires would require to increase the PO in standing position according to the technique of each cyclist.

Conclusion: Despite a significant decrease of GE, the standing position involves a significant increase in PO probably due to an increase of the deformation of both the tires and the bike frame according to the pedaling techniques of the cyclist.

✉ **Contact email:** anthonybouillod@gmail.com (A. Bouillod)

[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France.

[2] Professional Cycling Team FDJ.fr

[3] LAAS-CNRS, Toulouse, France

Received: 1 May 2014. Accepted: 1 June 2014.

© 2014 2nd World Congress of Cycling Science, 2nd and 3rd July 2014, Leedst; licensee JSC. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

2. Communication orale à la 33ième International Conference on Biomechanics in Sports à Poitiers en 2015

33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, June 29 - July 3, 2015
Floren Colloud, Mathieu Domalain & Tony Monnet (Editors)
Equipment / Instrumentation

VALIDITY, SENSITIVITY AND REPRODUCIBILITY OF STAGES AND GARMIN VECTOR POWER METERS WHEN COMPARED WITH SRM DEVICE

Anthony Bouillod[1,4], Julien Pinot[1, 2], Georges Soto-Romero[3,4] and Frederic Grappe[1, 2]

EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France[1]
Professional Cycling Team FDJ[2]
ISIFC, Université de Franche-Comté[3]
LAAS-CNRS, Toulouse, France[4]

The measurement of power output (PO) during cycling has led some manufacturers to develop mobile power meters. However, such devices have to provide a valid, sensitive and reproducible PO. This study aimed to determine the validity, sensitivity and reproducibility of the Stages and Garmin Vector during both laboratory and field cycling tests. The results demonstrate that the Stages and the Garmin Vector systems appear to be reproducible. However, the validity and the sensitivity of the two systems must be treated with some caution.

KEYWORDS: mobile power meter, power output, comparison, laboratory, field, cycling.

INTRODUCTION: The measurement of power output (PO) during cycling allows the assessment of the cyclist's training and racing intensity zones according to their skills and thus, to their race performance profile (Pinot & Grappe, 2011). In this way, several manufacturers developed mobile power meters. To be used, such devices have to provide a valid, sensitive and reproducible PO (Bertucci, Duc, Villerius, Pernin, & Grappe, 2005). The SRM power meter (SRM, Schoberer, Rad, Messtechnich, Julich, Germany) is the most commonly used system in cycling (Sparks, Dove, Bridge, Midgley, & McNaughton, 2015). It is considered as a gold standard due to the high validity, sensitivity and reproducibility of the measurement. The high cost of the SRM led manufacturers to develop less expensive systems. Some of them have been studied for their validity, sensitivity and reproducibility (Max one, Polar S710, Ergomo, Look Keo Power, Powertap), whereas others newer power meter have not been yet studied (Stages, Garmin Vector).
The aim of this study was to assess the validity, sensitivity and reproducibility of the Stages and Garmin Vector systems during both laboratory and field cycling tests.

METHODS: After a familiarisation session, a national level male competitive cyclist (age: 23 years old, height: 1.88 m, body mass: 80 kg) performed all testing sessions with the same road racing bicycle fitted with a SRM crank set (SRM 9000 comprising 8 strain gauges), a Stages left-arm crank (STG, Boulder, USA) and Garmin Vector pedals (VCT, Olathe, USA).
The validity, the sensitivity and the reproducibility of Stages and Garmin Vector were investigated in the laboratory at submaximal and maximal intensities from three experimental protocols which included 1) a sub-maximal incremental test, 2) a sub-maximal 30-min continuous test, and 3) a sprint test. The incremental and continuous sub-maximal tests were performed on a motorized treadmill, whereas the sprint test was performed on a Cateye ergometer (CS-1000, Cateye, Osaka, Japan). The subject performed the three protocols on the same day and repeated each protocol three times on three different days. One extra test was performed in the field to study the validity of the three systems during real cycling locomotion.
A sub-maximal incremental test was performed on a motorized treadmill with 19.5, 21, 22.5, 24 and 25.5 $km.h^{-1}$ velocities (150 to 350 W). The mass of the system (subject + bicycle) contributes to the PO required to ride on a treadmill at a given speed, that's why we controlled this parameter adding or removing water from two bottles in the bottle cages of the bicycle. On each velocity, both the pedalling cadence (60, 80 and 100 rpm) and the position (seated and standing) effects on PO were tested. The combinations of the different speeds, pedalling cadences and positions resulted in 30 different data sets.

33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, June 29 - July 3, 2015
Floren Colloud, Mathieu Domalain & Tony Monnet (Editors)
Equipment / Instrumentation

A 30-min continuous exercise test was performed in seated position at 21 $km.h^{-1}$ on a 3 % slope with a pedalling cadence of 80 rpm.
The sprint test consisted of three 8-sec sprints in a seated position to determine the maximal 1-sec PO (PO_{max}) and 5-sec PO (PO_{5sec}). The magnetic resistance of the Cateye ergometer was set at a simulated grade of 7 %. Three different gear ratios were used (53/15, 53/17 and 53/19) to determine three different maximal pedalling cadences. Sprints were separated by 5-min of active recovery periods at low intensity (<150 W).
The field test consisted of a 2-h road cycling session on a hilly terrain including the different laboratorial experimental conditions.
Bland-Altman plots and 95 % limits of agreement were applied to assess agreement between PO_{STG}, PO_{VCT} and PO_{SRM} during sub-maximal incremental test. The data of the four protocols were not normally distributed. Thus, the analysis of differences between the mean PO_{STG}, the mean PO_{VCT} and the mean PO_{SRM} of each protocol were assessed with a non-parametric Kruskal-Wallis test. Pedalling cadence and cycling position effects on PO_{STG}, PO_{VCT} and PO_{SRM} during sub-maximal incremental test were evaluated with a non-parametric two-way repeated measures test (Friedman). To assess the reproducibility, the mean coefficient of variation (CV) and the intraclass correlation coefficient (ICC) were calculated. In all statistical tests significance was set at $p < 0.05$.

RESULTS: During the sub-maximal incremental test there were strong correlations between PO_{SRM} and PO_{STG} ($r = 0.985$, $p < 0.001$) and PO_{VCT} ($r = 0.996$, $p< 0.001$). The mean PO from 19.5 to 25.5 $km.h^{-1}$ (150 to 350 W) was not significantly different between the three systems. Bland-Altman analysis (fig. 1) shows that the mean bias between PO_{SRM} and PO_{STG} was -13.7 ± 12.4 W (95 % CI: -37.9 and 10.6 W) and 0.6 ± 6.2 W (95 % CI: -11.6 and 12.7 W) between PO_{SRM} and PO_{VCT}.

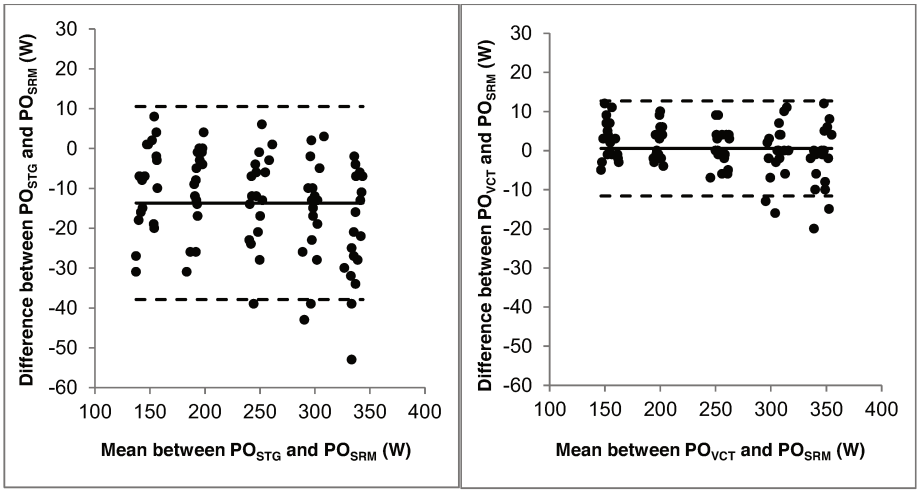


Figure 1: Bland-Altman plots of the differences between PO_{SRM} and PO_{STG} and PO_{VCT} during sub-maximal incremental test. The dashed lines represent the high and low 95 % confidence interval (CI), whereas the solid line represents the bias.

No significant difference was measured between the mean POs during the 30-min continuous tests and the mean CV was 3.6 %, 2.0 % and 2.8 % for PO_{STG}, PO_{VCT} and PO_{SRM}. However, the figure 2 shows that the 5-sec PO_{VCT} was significantly lower (-36.9 %, $p < 0.05$) compared to PO_{SRM} with the lowest gear.

33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, June 29 - July 3, 2015
Floren Colloud, Mathieu Domalain & Tony Monnet (Editors)
Equipment / Instrumentation

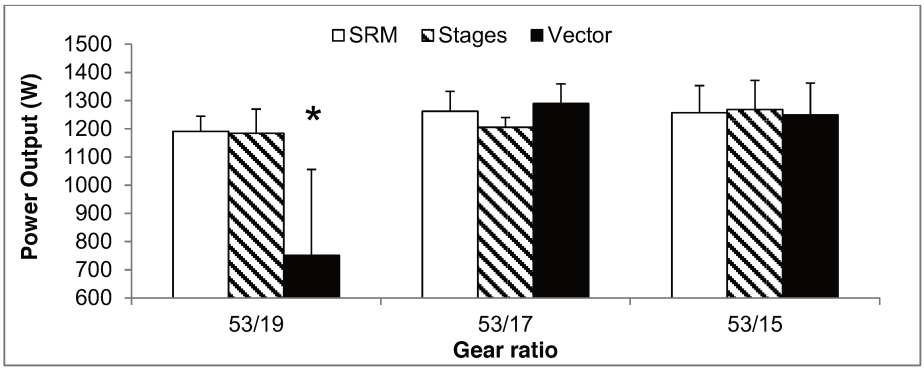


Figure 2: SRM, Stages and Garmin Vector 5-sec PO obtained during the sprint tests.
** Significant difference (p < 0.05)*

The mean PO was not significantly different with SRM (178.5 ± 200.4 W) and Stages devices (168.3 ± 166.7 W) during the field test. However the Garmin Vector under estimates ($p < 0.001$) the PO of 16.5 % (149.1 ± 187.7 W) compared to the SRM.

The pedalling cadence had no effect on PO among the different power meters. However, the cycling position had a significant effect on PO_{STG} and PO_{SRM} (fig. 3). Indeed, with the SRM device PO was significantly higher in standing position (+ 2.1 %, $p < 0.001$). In contrast, PO_{STG} was significantly lower in standing position (-4.4 %, $p < 0.001$).

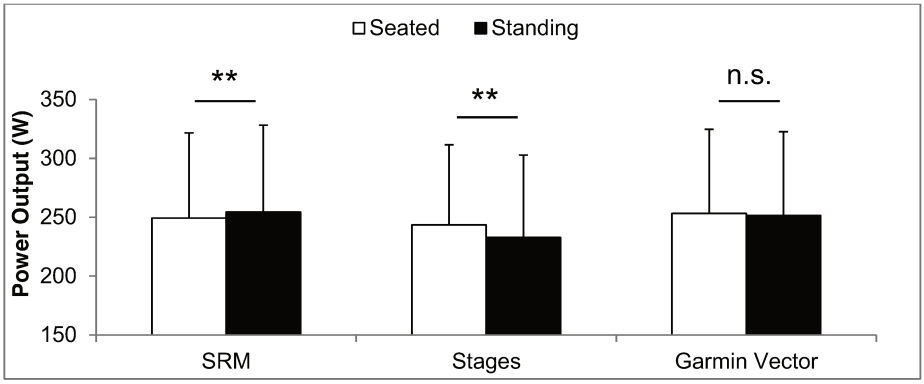


Figure 3. Effect of cycling position on PO during sub-maximal incremental test.
*** Significant difference (p < 0.001)*
n.s. Non-significant difference (p > 0.05)

For all the incremental tests, the mean CVs for all the cycling conditions (5 velocities, 3 pedalling cadences, 2 pedalling postures) were 3.0 ± 1.9 % for PO_{STG}, 2.5 ± 1.3 % for PO_{VCT} and 1.9 ± 1.3 % for PO_{SRM}. Additionally, ICC was 0.87, 0.87 and 0.92 respectively whereas no difference was detected with the Kruskal-Wallis analysis.

DISCUSSION: This is the first study that analyse the validity, sensitivity and reproducibility of the Stages and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM. The results demonstrate that the Garmin Vector provide a valid PO during sub-maximal exercise in laboratory. However, this power meter under estimates the PO during both the sprints with the low gear ratio (-36.9 %) and the field test (-16.5 %). Concerning the Stages power meter,

33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, June 29 - July 3, 2015
Floren Colloud, Mathieu Domalain & Tony Monnet (Editors)
Equipment / Instrumentation

the large CI cannot consider this system as valid during the sub-maximal incremental test. PO_{STG} was significantly lower in standing position compared with seated position, probably due to the only left-crank measurement. Because asymmetry depends on the subject, further studies must be realised on several cyclists controlling this parameter especially with the Stages device.
The Garmin Vector system didn't measure the PO change between seated and standing positions. Both Stages and Garmin Vector power meters are not considered as sensitive given that the PO_{SRM} was significantly higher in standing position compared with seated position (Bouillod *et al.*, 2014).
The importance of reproducible power meters to detect small changes in performance has been emphasised in a review (Hopkins, Schabort, & Hawley, 2001). The detectable change in performance represents a magnitude less than 2 % in elite athletes. The mean CVs obtained with the Stages and Garmin Vector devices are slightly higher than 2 % but the statistical analysis indicates that the three power meters provide reproducible PO during sub-maximal tests in laboratory.

CONCLUSION: Our study demonstrates that the Stages and Garmin Vector systems are reproducible mobile power meters. However, the validity and the sensitivity of the two systems must be treated with some caution.

REFERENCES:

Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J.N., & Grappe, F. (2005). Validity and reliability of the Powertap mobile cycling powermeter when compared with the SRM device. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 868–873.

Bouillod, A., Pinot, J., Valade, A., Cassirame, J., Soto Romero, G., & Grappe, F. (2014). Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output. *Journal of Science and Cycling*, 3, 6.

Hopkins, W.G., Schabort, E.J, & Hawley, J.A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine*, 31, 211-234.

Pinot, P., & Grappe, F. (2011). The record power profile to assess performance in elite cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 32, 839-844.

Sparks, S.A., Dove, B., Bridge C.A., Midgley, A.W., & McNaughton, L.R. (2015). Validity and reliability of the look keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, 39-45.

3. Communication orale au 3ième World Congress of Cycling Science à Utrecht en 2015, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

3nd World Congress of Cycling Science, 1nd and 2rd July 2015, Utrech J Sci Cycling, Vol. 4(2), 7-8

BOOK OF ABSTRACTS Open Access

Validity of Track Aero System to assess aerodynamic drag in professional cyclists

A. Bouillod[1, 2, 3]✉, J. Pinot1, [4], A. Froncioni[5] & F. Grappe[1, 4]

Abstract

Purpose: Aerodynamic drag is the main resistance (80-90 %) among the total resistive forces (RT, N) opposing motion on level ground in cycling. It is important to decrease it to improve the performance in time trial (TT). In order to decrease the aerodynamic resistance, it is important to evaluate it accurately (Debraux et al., 2011). Even if the wind tunnel is considered as a reference due to its reliability and sensitivity in detecting small changes in aerodynamic drag, this technique is very expensive and presents some methodological limitations. Garcia---Lopez et al. (2014) demonstrated the validity of velodrome tests for evaluating aerodynamic drag. Following the evolution of technology in sport science, a Track Aero System (TAS, Alphamantis, Montreal, Canada) has been recently created to display the aerodynamic drag coefficient (ACd, m2) in real time. The aim of this study was to compare the measurement of ACd between the TAS and the classical indirect method (Grappe et al., 1997; Garcia-Lopez et al., 2014).

Methods: 9 professional road cyclists exercised with their personal TT bike on a covered velodrome (Roubaix, France). Three sets of measurements were performed in different positions: 1) reference position, 2) position after a first change and 3) position after a second change (to try to again decrease ACd). For each position, the cyclists performed an incremental exercise at different speeds (V), performing a total of 37 laps. ACd was determined from the classical indirect method with the RT-V2 linear regression (Grappe et al., 1997) and from the TAS. RT was determined from the measurement of PO (W) and speed (m.s-1) with a SRM powermeter (SRM Dura Ace 9000, Schoberer Rad Messtechnich, Julich, Germany). The TAS combined wireless timing measurements, the cyclists' speed and power sensors. Moreover, it takes into account ride height, drive train efficiency and the track geometry.

Results: For each tested position, a significant difference was found between the ACd measured with the TAS and the indirect method ($p < 0.001$). Fig. 1 shows that ACd was underestimated with the indirect method. The mean value for the 3 tested positions was lower (13.6 %, $p < 0.001$) with the indirect method (0.199 ± 0.013 m2) compared to the TAS (0.226 ± 0.010 m2). The ACd was not significantly affected by the position changes. However, a strong correlation ($r = 0.94$, $p < 0.001$) was found between the ACd changes in the two methods. The mean change was similar between the TAS and the indirect method (1.6 ± 3.1 % vs. 1.5± 2.8 % respectively).

Conclusions: This is the first study that analyse the validity and sensitivity of the TAS for assessing ACd during real time cycling locomotion on velodrome. The results demonstrate a high sensitivity with the TAS and the indirect method to detect small changes in aerodynamic position. Other studies performed with portable power meters have also demonstrated a high sensitivity in detecting major/minor changes in aerodynamic positions (Grappe et al., 1997; Garcia---Lopez et al., 2014). Additionally, the results show that the indirect method underestimated ACd. The TAS computed the energy stored in the curve using track geometry. Indeed, in the velodrome curves, the centrifugal force increases V and decreases PO. This induces a decrease in ACd with the indirect method while the TAS took into account this physical phenomenon. The TAS is a very valuable and relevant system that allows the ACd measurements in real time with a high validity and sensitivity.

© 2015, 3nd World Congress of Cycling Science, 1nd and 2rd July 2015, Utrech st; licensee JSC. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

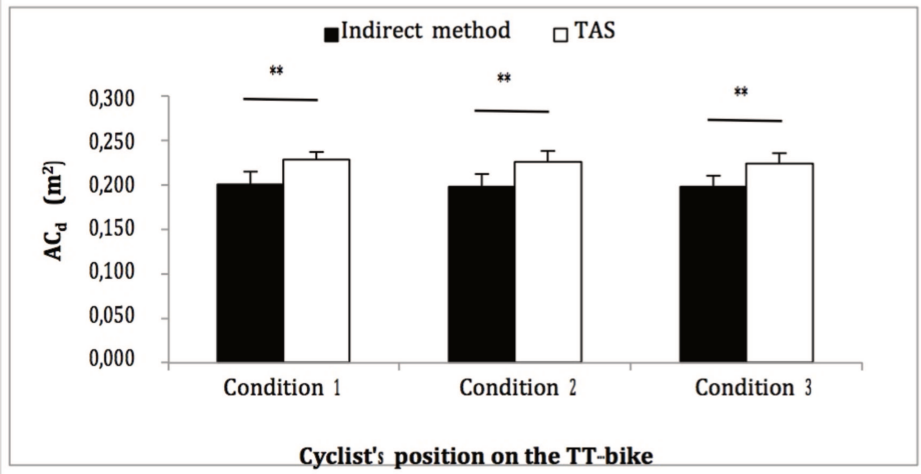


Figure 1: ACdobtained with the TAS and the indirect method in different positions. ** Significant difference ($p < 0.001$)

✉ **Contact email**: anthonybouillod@gmail.com (A. Bouillod)

[1]*EA4660, C3S Health --- Sport Department, Sports University, Besancon, France*
[2]*LAAS---CNRS, Toulouse, France*
[3]*French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France*
[4]*Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France*
[5]*Alphamantis Technologies Inc., Montreal, Canada*

4. Communication orale au 4ième World Congress of Cycling Science à Caen en 2016, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, France J Sci Cycling. Vol. 5(2), 67-68

BOOK OF ABSTRACTS Open Access

The effect of time-trial duration on aerodynamic drag

A Bouillod[1,2,3]✉, E Brunet[2] , G. Soto-Romero[3,4] , L Garbellotto[3], P Millour[5], & F Grappe[1,6]

Abstract

Purpose: Aerodynamic drag is the main resistance (80-90 %) among the total resistive forces (RT, N) opposing motion on level ground in cycling (Debraux et al. 2011). To reduce air resistance, cyclists adopt a characteristic time trial (TT) position on the bicycle to decrease the frontal area. The bike frame and the components only accounts for about 30 % of the total drag of the cyclist-bicycle system. Thus, the cyclist position has a great importance in the performance on flat terrain to overcome at the maximum the air resistance (Oggiano et al. 2008). Many research have studied the effect of the aerodynamic position or equipment's on the air resistance but to the best of our knowledge, no study has yet reported the effect of the duration of the exercise on aerodynamic drag. The aim of this study was to analyse the effect of time-trial duration on aerodynamic drag. We hypothesized that the more the duration of exercise is long the more the fatigue increases involving an alteration of the effective frontal area (AC_d, m^2) and accordingly a decrease of performance.

Methods: 9 elite road cyclists performed all testing session with their personal TT bike on a 200 m covered velodrome (Bourges, France). The bicycle was fitted with a rear wheel composed of a Powertap G3 hub (CycleOps, Madison, USA) for the measurement of speed (V, $m.s^{-1}$) and power output (PO, W). Firstly, the cyclists performed a discontinuous incremental exercise at different V to determine the rolling resistance coefficient (Cr) from the RT-V^2 linear regression method (Grappe et al. 1997). Then, the Cr was fixed to compute the ACd during three TTs of different durations according to the cyclists' categories (table 1). The effects of TT duration and time on AC_d, V and PO were tested using a two-way analysis of variance (ANOVA).

Results: There was no significant effect of TT duration and time on AC_d. The largest decrease in AC_d was during TT1 (-2.9 %). PO and V were significantly influenced by TT duration ($p < 0.001$). The mean V was significantly different ($p < 0.001$) in all TT durations whereas the mean PO was significantly higher ($p < 0.001$) in TT1 compared to TT2 (+20.5 %) and TT3 (+28.2 %). A significant correlation was measured between V and the PO/ AC_d ratio in TT1 ($r = 0.94$, $p < 0.001$), TT2 ($r = 0.95$, $p < 0.001$) and TT3 ($r = 0.97$, $p < 0.001$).

Conclusions: The main results show that the mean AC_d decreased non-significantly over time for all the TT durations suggesting that the position of the cyclists was not altered during the three events. According to unpublished studies conducted in our lab, wind tunnel sessions have demonstrated that the AC_d decreases by a mean of 0.5 % per 1 km.h-1 for speeds between 40 and 60 km.h-1. Even more, by applying a correction coefficient on ACd, the lowest value (-2.9 %) will be reduced to -2.3 % which reinforces the fact that ACd remains relatively stable during the effort. The strong correlations between V and the PO/ACd in the three TTs demonstrate that the more the PO/ AC_d was high, the more the V was high and the performance was improved (Peterman et al. 2015). Thus, the balance between PO and AC_d is a parameter that must be optimised taking into account both the training process and aerodynamic resistance. To be efficient in a TT, the cyclist will find the better aero-position on his bike being able to develop the most important level of PO.

© 2016 3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, France. licensee JSC. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Table 1: *TT durations (min) according to the categories.*

Categories	TT1	TT2	TT3
U17 Men / U19 Women	3	8	15
U19 Men / U23 Women	4	10	20
U23 + Elite Men / Elite Women	5	15	30

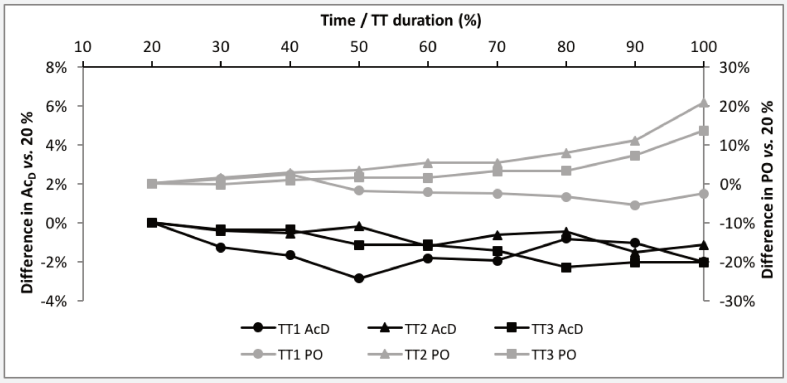


Figure 2. Mean changes (%) in ACd and PO during the three time-based cycling time trials.

*The standard deviations don't appear to simplify the figure

Keywords: cycling position, inertial motion unit, aerodynamic drag, time-trial

References

1. Debraux P, Grappe F, Manolova AV, Bertucci W (2011) Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. Sports biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports 10: 197-218
2. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon JD (1997) Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. Ergonomics 40: 1299-1311
3. Oggiano L, Leirdal S, Saetran L, Ettema G (2008) Aerodynamic optimization and energy saving of cycling postures for international elite level cyclists. ISEA Conference, Biarritz
4. Peterman JE, Lim AC, Ignatz RI, Edwards AG, Byrnes WC (2015) Field-measured drag area is a key correlate of level cycling time trial performance. PeerJ 3: e1144

✉**Contact email:** anthonybouillod@gmail.com (A Bouillod)

[1] *EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France*

[2] *French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France*

[3] *LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France*

[4] *ISIFC, Université de Franche-Comté, France*

[5] *Laboratoire M2S, Université Rennes 2 – ENS Rennes, Rennes, France*

[6] *Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France*

5. Communication orale au 4ième World Congress of Cycling Science à Caen en 2016, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, France J Sci Cycling. Vol. 5(2), 69-70

BOOK OF ABSTRACTS Open Access

The head movements degrade the aerodynamic drag according to the time-trial duration

A Bouillod[1,2,3]✉, L Garbellotto[3], P Acco[3], E Brunet[2], G. Soto-Romero[3,4] & F Grappe[1,5]

Abstract

Purpose: Effective frontal area (AC_d, m^2) is the main parameter opposing motion on level ground in cycling (Debraux et al. 2011). To reduce AC_d, cyclists adopt a characteristic time trial (TT) position accounting for about 70 % of the total drag of the cyclist-bicycle system. When the cyclist is subdivided into 19 body segments, the highest AC_d values are found to be for the head, legs and arms, as these areas contribute the most to the frontal area of the cyclist (Defraeye et al. 2011). The drag area of the head in the TT position was higher than for the other positions because the head was the most protruding body segment in this position, consequently contributing significantly to increase AC_d. Additionally, it is very important to remain as stable as possible on the saddle to produce the highest power output (PO, W) during TTs to pretend increase the performance. The aim of this study was to analyse the effect of time-trial duration on head and lower back movements. We hypothesized that the more the duration of exercise is long the more the fatigue increases involving an increase of the head and lower back movements increasing AC_d.

Methods: 9 elite road cyclists performed all testing session with their personal TT bike on a 200 m covered velodrome (Bourges, France). The cyclists were fitted with 2 wireless systems, based on I-Nemo Inertial Motion Units (IMU, ST Microelectronics, Geneva, Switzerland) behind the head (figure 1) and lower back. The bicycle was also fitted with 1 IMU (under the saddle) and a rear wheel composed of a Powertap G3 hub (CycleOps, Madison, USA) for the measurement of speed (V, $m.s^{-1}$) and PO. Each IMU system was designed with a STM 32 microcontroller (MCU), miniaturized MEMS sensors: three-axis accelerometer, three-axis gyroscope and three-axis magnetometer. Data was sampled at 50 Hz. The AC_d was computed during three TTs of different durations according to the cyclists' categories. The data of the head and lower back were balanced with those of the bicycle. The effects of TT duration and time on head and lower back movements were tested using a two-way analysis of variance (ANOVA).

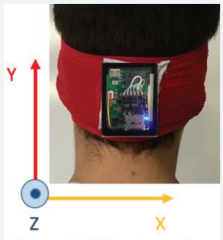


Figure 1. IMU orientation.

Results: A significant correlation was measured between AC_d and the angle changes around X-axis of the head IMU ($r = 0.51$, $p < 0.001$). Additionally, the angle variations of the head IMU were significantly influenced by 1) TT duration for the X ($p < 0.05$) and Y axes ($p < 0.001$) and 2) time for the X ($p < 0.001$) and Z axes ($p < 0.001$). Concerning the X-axis, angle variations were significantly higher ($p < 0.001$) in TT1 compared to TT2 (+55.7 %). Moreover, these variations were significantly increased with the time in all TTs (figure 2). The largest increase in head movements was during TT1 (+ 143.1 %). The lower back IMU was only affected by TT-duration around the three axes ($p < 0.05$).

Conclusions: The main result of this study shows that the AC_d was significantly correlated with angle variations around X-axis of the head IMU which is in accordance with a previous study (Defraeye et al. 2011). Indeed, the authors reported that the head highly influenced drag value (19 % of the total AC_d) for the TT position. Additionally, the mean angles variations around X and Z axes of the head sensor increased over time for all the TT durations. The results suggest that the gradual accumulation of fatigue during TT induces an increase in head movements due to the impossibility to maintain an optimal position. This increase in head movements involved an increase in AC_d and therefore a decrease of the PO/ AC_d ratio, a ratio linked to the performance in flat TT (Peterman et al. 2015). Inertial sensors appear to be

© 2016 3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, France. licensee JSC. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

very useful tool to detect small changes in TT position during real cycling locomotion on the field allowing to accurately measure the head movements. Future investigation should assess the degradation of the TT position in competitions.

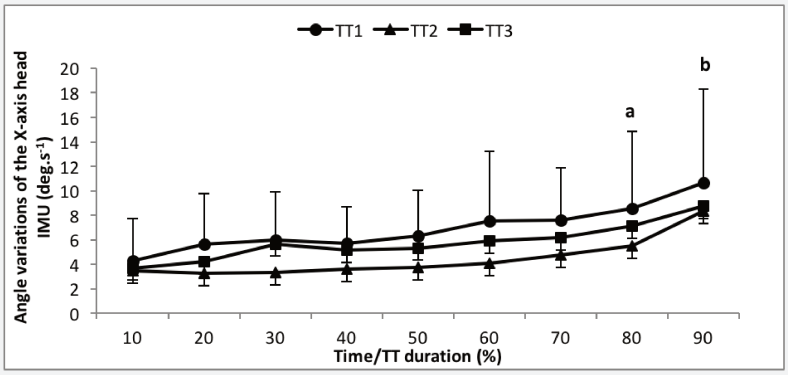


Figure 2. Influence of time on angle variations around the X-axis of the head IMU during the three time-based cycling time trials.

[a] *Significant difference between the 20th and 30th tenth ($p < 0.05$)*

[b] *Significant difference between all tenth except for the 90th tenth ($p < 0.05$)*

Keywords: cycling position, inertial motion unit, aerodynamic drag, time-trial

References

1. Debraux P, Grappe F, Manolova AV, Bertucci W (2011) Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. Sports biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports 10: 197-218
2. Defraeye T, Blocken B, Koninckx E, Hespel P, Carmeliet J (2011) Computational fluid dynamics analysis of drag and convective heat transfer of individual body segments for different cyclist positions. Journal of biomechanics 44: 1695-1701
3. Peterman JE, Lim AC, Ignatz RI, Edwards AG, Byrnes WC (2015) Field-measured drag area is a key correlate of level cycling time trial performance. PeerJ 3: e1144

✉**Contact email:** anthonybouillod@gmail.com (A Bouillod)

[1] *EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France*

[2] *French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France*

[3] *LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France*

[4] *ISIFC, Université de Franche-Comté, France*

[5] *Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France*

6. Communication affichée au 4ième World Congress of Cycling Science à Caen en 2016, ayant fait l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, France J Sci Cycling. Vol. 5(2), 9-10

BOOK OF ABSTRACTS Open Access

Validity and reproducibility of the Powertap P1 power meter when compared with SRM device

M. Czajkowski[1] ✉, A. Bouillod[1, 2, 5], A. Dauriannes[1], G. Soto-Romero[4, 5] and F. Grappe[1, 3]

Abstract

Purpose: The use of power meters allows the assessment of cycling performance according to the record power profile [1]. Some power meters allow the measurement of power output (PO) in the pedals such as Look Keo Power (Look, Cedex, France) [2] and Garmin Vector (Olathe, USA) [3]. However, the results about these two systems [2, 3] should be treated with some caution given the presence of mean differences between them and the SRM (Schoberer Rad Messtechnich, Julich, Germany) who is the most widespread device due to his high validity, sensibility and reproducibility. The usefulness of the Look Keo Power pedals may be limited by the poorer agreement of the data compared with those of the SRM [2]. Also, it has been shown that the Garmin Vectors pedals 1) under estimated the PO during sprints with low gear ratio and 2) does not have acceptable sensitivity. Powertap P1 (PP1, CycleOps, Madison, USA) is a newer power meter located in the pedals for which the usage characteristics have not been analysed. The aim of this study was to assess the validity and reproducibility of the PP1 power meter during laboratory cycling tests compared with SRM device.

Methods: 5 cyclists (age: 20.8 years old, body mass: 69.8 ± height: 1.81m) performed all testing sessions on a SRM ergometer (SRM Indoortrainer, Julich, Germany) fitted with PP1 power meter. The validity and reproducibility were investigated in the laboratory during 1) a sub-maximal incremental test and 2) a sprint test. The sub-maximal incremental test was performed with five 3-min duration PO levels (150, 200, 250, 300 and 350 W) and three 1-min duration pedalling cadences for each PO level (60, 80 and 100 rpm). The sprint test consisted of three 7-s sprints performed with three different resistances (low, middle and high gear ratios of 0.7, 0.9 and 1.1 N.kg-1) to determine maximal PO (POmax) and maximal 5-sec PO (PO5-sec). Each participant was required to come in the laboratory on 3 separate occasions separated by 1 week to make the tests.

Results: During the sub-maximal incremental test, there was a strong correlation between POSRM and POPP1 ($r = 0.99$, $p < 0.001$). The mean PO from 150 to 350 W was not significantly different between the two systems. The Bland-Altman analysis shows that the mean bias between POSRM and POPP1 was -3.7 ± 2.8 W (95 % CI: -9.2 and +1.9 W). There was no significant difference in POmax and PO5-sec between the two power meters. However, the pedalling cadence had a significant effect ($p < 0.05$) on POPP1 during the sub-maximal incremental test. Indeed, the more the cadence was high the more the PO decreased for PP1 compared with SRM (from -0.8 % at 60 rpm to -2.4% at 100 rpm when compared with SRM device).
The coefficient of variation (CV, %) was 0.7 % for POPP1 and 0.6 % for POSRM during all the sub-maximal incremental tests whereas it was 0.8 % for POPP1 and POSRM during the sprint test.

Conclusions: The main results show that the PP1 provided a valid PO during sub-maximal incremental and sprint tests in laboratory. A low CI (11.1 W) was measured during the sub-maximal incremental test whereas previous studies reported higher CI for both Garmin Vector (CI = 24.3 W) and Look Keo Power pedals (CI = 29.8 W) [2, 3]. The PP1 underestimates non-significantly the PO during the sub-maximal incremental test (-1.5 %) while this power meter should theoretically slightly overestimate PO by considering a small mechanical loss between the pedals and the crankset. The study shows that an increase of the cadence induces a decrease in POPP1. The mean CVs obtained with the PP1 system was lower than 1% and there was no significant difference between the three sessions. Despite a significant effect of the pedalling cadence on POPP1, this power meter can be considered as a useful PO measurement tool for researchers, coaches and athletes. This is the first power meter in the pedals who presents valid and reproducible values in laboratory condition. Future investigation should compare the PO between PP1 and SRM in real cycling locomotion on the field to assess the sensitivity of the power meter in standing position and taking into account the road vibrations.

© 2016 3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, France. licensee JSC. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

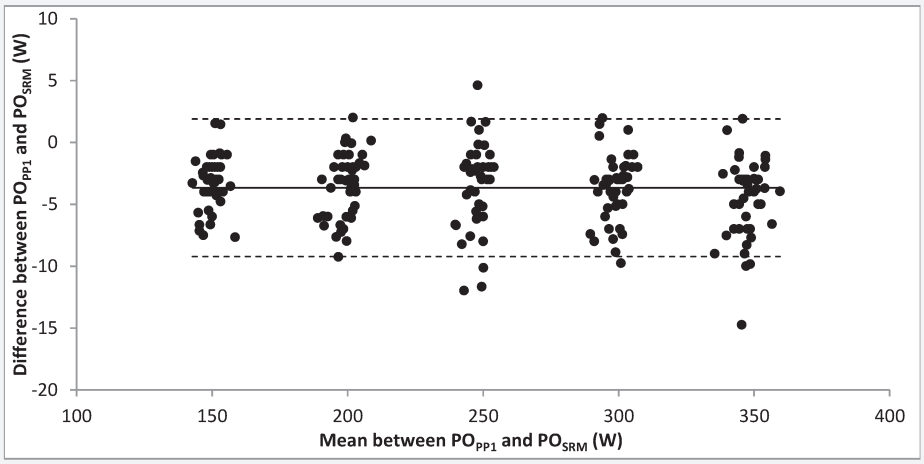


Figure 1: Bland-Altman plots for the differences between POSRM and POPP1 during sub-maximal incremental test. The dashed lines represent the high and low 95% confidence interval (CI), whereas the solid line represents the bias.

References

1. Pinot, J. and F. Grappe, The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med, 2011. 32(11): p. 839-44.
2. Sparks, S.A., et al., Validity and reliability of the look Keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. Int J Sports Physiol Perform, 2015. 10(1): p. 39-45.
3. Bouillod, A., et al., Validity, sensitivity and reproducibility of Stages and Garmin Vector power meters when compared with SRM device. ISBS15, 2015.

✉**Contact email:** (M. Czajkowski)

[1] *EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France*
[2] *French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France*
[3] *Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France*
[4] *ISIFC, Université de Franche-Comté, France; 5 LAAS-CNRS, Toulouse, France*

Validity and reproducibility of the Powertap P1 power meter when compared with SRM device

M. Czajkowski [1], A. Bouillod [1,2,5], A. Dauriannes [1], G. Soto-Romero [4,5], F. Grappe [1,3]

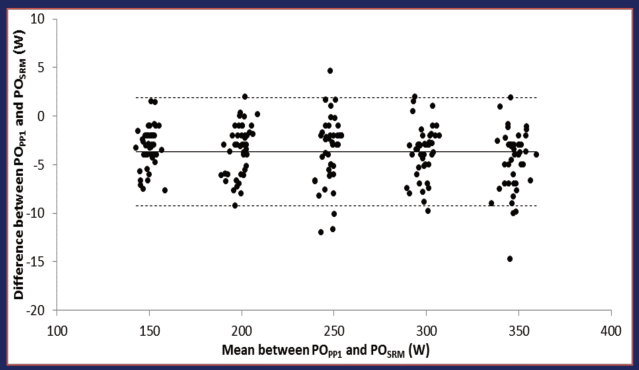
[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France
[2] French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France
[3] Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France
[4] ISIFC, University of Franche-Comté, France ; [5] LAAS-CNRS, Toulouse, France

Introduction

The use of power meters allows the assessment of cycling performance according to the record power profile [1]. Some power meters allow the measurement of power output (PO) in the pedals such as Look Keo Power (Look, Cedex, France) [2] and Garmin Vector (Olathe, USA) [3]. However, the results about these two systems [2, 3] should be treated with some caution given the presence of mean differences between them and the SRM (Schoberer Rad Messtechnich, Julich, Germany) who is the most widespread device due to his high validity, sensibility and reproducibility. The usefulness of the Look Keo Power pedals may be limited by the poorer agreement of the data compared with those of the SRM [2]. Also, it has been shown that the Garmin Vectors pedals 1) under estimated PO during sprints with low gear ratio and 2) does not have acceptable sensitivity. Powertap pedal (PP1, CycleOps, Madison, USA) is a newer power meter located inside the pedal for which the usage characteristics have not been analysed. The aim of this study was to assess the validity and reproducibility of this new power meter during laboratory cycling tests compared with SRM device.

Methods

5 cyclists performed all testing sessions on a SRM ergometer (SRM Indoortrainer, Julich, Germany) fitted with PP1 power meter. The validity and reproducibility were investigated in the laboratory during 1) a sub-maximal incremental test and 2) a sprint test. The sub-maximal incremental test was performed with five 3-min duration PO levels (150, 200, 250, 300 and 350 W) and three 1-min duration pedalling cadences for each PO level (60, 80 and 100 rpm). The sprint test consisted of three 7-s sprints performed with three different resistances (0.7, 0.9 and 1.1 $N.kg^{-1}$) to determine maximal PO (PO_{max}) and maximal 5-sec PO ($PO_{5\text{-}sec}$). Each participant was required to come in the laboratory on 3 separate occasions separated by 1 week to make the tests.



Results

During the sub-maximal incremental test, there was a strong correlation between PO_{SRM} and PO_{PP1} ($r = 0.99$, $p < 0.001$). The mean PO from 150 to 350 W was not significantly different between the two systems. The Bland-Altman analysis shows that the mean bias between PO_{SRM} and PO_{PP1} was -3.7 ± 2.8 W (95 % CI: -9.2 and +1.9 W). There was no significant difference in PO_{max} and $PO_{5\text{-}sec}$ between the two power meters. However, the pedalling cadence had a significant effect ($p < 0.05$) on PO_{PP1} during the sub-maximal incremental test. Indeed, the more the cadence was high the more the PO decreased for PP1 compared with SRM (from -0.8 % at 60 rpm to -2.4 % at 100 rpm). The coefficient of variation (CV, %) was 0.7 % for PO_{PP1} and 0.6 % for PO_{SRM} during all the sub-maximal incremental tests whereas it was 0.8 % for PO_{PP1} and PO_{SRM} during the sprint test.

Discussion

The main results show that the PP1 provided a valid PO during sub-maximal incremental and sprint tests in laboratory. A low CI (11.1 W) was measured during the sub-maximal incremental test whereas previous studies reported higher CI for both Garmin Vector (CI = 24.3 W) and Look Keo Power pedals (CI = 29.8 W) [2, 3]. The PP1 underestimates non-significantly the PO during the sub-maximal incremental test (-1.5 %) while this power meter should theoretically slightly overestimate PO by considering a small mechanical loss between the pedals and the crankset. The study shows that an increase of the cadence induced a decrease in PO_{PP1}. The mean CVs obtained with the PP1 system was lower than 1 % and there was no significant difference between the three sessions. Despite a significant effect of the pedalling cadence on PO_{PP1}, this power meter can be considered as a useful PO measurement tool for researchers, coaches and athletes. This is the first power meter located in the pedals who presents valid and reproducible values in laboratory condition. Future investigation should compare the PO between PP1 and SRM in real cycling locomotion on the field to assess the sensitivity of the power meter in standing position and taking into account the road vibrations.

References

1. Pinot, J. and F. Grappe, The record power profile to assess performance in elite cyclists. Int J Sports Med, 2011. 32(11): p. 839-44.
2. Sparks, S.A., et al., Validity and reliability of the look Keo power pedal system for measuring power output during incremental and repeated sprint cycling. Int J Sports Physiol Perform, 2015. 10(1): p. 39-45.
3. Bouillod, A., et al., Validity, sensitivity and reproducibility of Stages and Garmin Vector power meters when compared with SRM device. ISBS15, 2015.

7. Communication affichée au 5ième World Congress of Cycling Science à Düsseldorf en 2017, qui fera prochainement l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

Influence of power output on pedalling biomechanical parameters in cyclists of different competitive levels

A. Bouillod[1,2,3], E. Brunet[2], G. Soto-Romero[3,4] & F. Grappe[1,5]
[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France
[2] French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France
[3] LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France
[4] ISIFC, Université de Franche-Comté, France
[5] Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

Keywords: cycling, biomechanics, power output, pedalling effectiveness, performance.

Purpose: Cycling performance depends on several physiological and biomechanical parameters (Faria et al. 2005). The influence of biomechanical factors such as pedalling technique is still an issue of debate (Leirdal and Ettema 2011). Several studies demonstrated that pedal force effectiveness (FE, %, ratio of the force perpendicular to the crank and the total force applied to the pedal) has also been used as a gold standard measure of pedalling technique in cycling. However, FE depends on several constraints such as power output (PO, W), pedalling cadence, body position, fatigue, and cycling experience (Bini et al. 2013). Studies showed that large increase in PO (i.e. from 60% to 98% of the maximal aerobic power [MAP]) led to higher FE. Additionally, a recent study showed that professional cyclists have better pedalling technique than elite or club cyclists (Garcia-Lopez et al. 2016). The purpose of this study was to assess the influence of PO on pedalling technique in cyclists of different competitive levels using FE as a performance clue.

Methods: 37 male road cyclists of different competitive levels (elite [19] and professional [18]) performed all testing sessions on a Bikefitting ergometer (Shimano, Pedal Analyzer, Dynamics Lab, Sittard, Netherland) that has been used to assess FE in seated position. Firstly, the personal bike position of each cyclist was reported on the ergometer. Then, the cyclists were required to perform exercises at four level of PO (55, 70, 85 and 100% of MAP). In order to keep an individual combination between muscular force and pedalling cadence, the cyclists were asked to keep their preferred pedalling cadence during each level of PO. The main parameter measured was FE whereas the balance between propulsive and resistive forces (%) was also measured as a secondary parameter. A two-way ANOVA was used to analyse the influence of both the PO and the competitive level on FE.

Results: The figure 1 shows an increase in FE with PO (+26.4% from 55 to 100% of MAP, $p < 0.001$). Even if the competitive level did not influence FE, the increase of FE according to PO was higher (+36.1%) in professional cyclists than elite cyclists (+19.1%). Additionally, the coefficient of variation (CV, %) decreased with PO ($CV_{55\%}$ = 16.2 %, $CV_{70\%}$ = 15.0 %, $CV_{85\%}$ = 12.8 % and $CV_{100\%}$ = 11.0%). For all PO and competitive levels, FE was correlated with both PO ($r = 0.47$, $p < 0.001$) and the balance between propulsive and resistive forces ($r = 0.82$, $p < 0.001$). Finally, the resistive forces were significantly ($p < 0.001$) decreased from 15.8 to 5% between 55 and 100% of MAP during the upstroke.

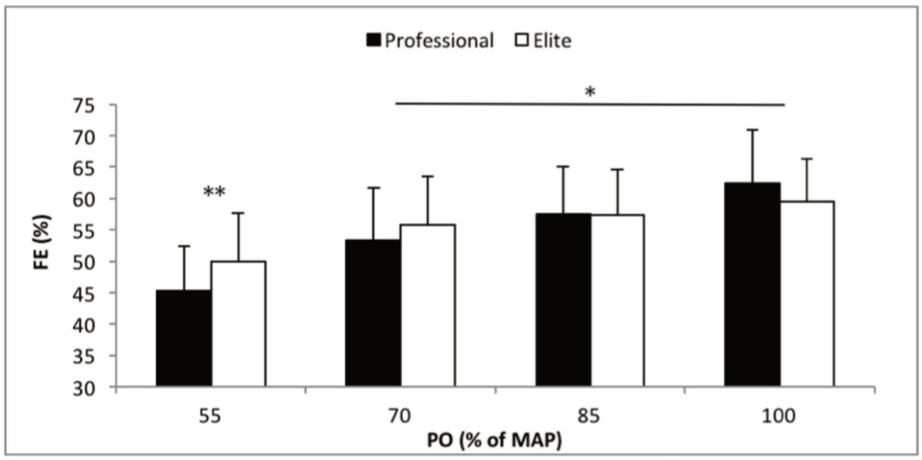


Figure 1. Influence of power output (PO) on force effectiveness (FE) in professional and elite cyclists. * Significant difference at $p < 0.05$, ** Significant difference at $p < 0.001$.

Conclusions: The main findings of this study show that FE was influenced by the level of PO and was independent of the competitive level. Yet, professional cyclists increased faster FE with the level of PO suggesting that their pedalling technique was further improved in high levels of PO as compared with elite cyclists. Previous studies showed that an increase in PO induced an increase in FE (Zameziati et al. 2006). In this study, for a given PO, the increase in FE was due to a lower resistive force. Concerning the effect of competitive level, previous studies have shown no difference in FE between cyclists of different competitive levels (Sanderson et al. 2000) whereas another study (Garcia-Lopez et al. 2016) demonstrated that professional cyclists had better pedalling technique than elite cyclists. Finally, it appears that with the increase of PO, the professional cyclists improve their pedalling efficiency both by increasing FE and decreasing the resistive force during the upstroke of the pedalling cycle.

References:

1. Bini R, Hume P, Croft JL, Kilding A (2013) Pedal force effectiveness in cycling: A review of constraints and training effects.
2. Faria EW, Parker DL, Faria IE (2005) The science of cycling: factors affecting performance - part 2. Sports Medicine 35: 313-337
3. Garcia-Lopez J, Diez-Leal S, Ogueta-Alday A, Larrazabal J, Rodriguez-Marroyo JA (2016) Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. Journal of sports sciences 34: 1619-1626
4. Leirdal S, Ettema G (2011) Pedaling technique and energy cost in cycling. Medicine and Science in Sports and Exercise 43: 701-705
5. Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH (2000) The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. Journal of sports sciences 18: 173-181
6. Zameziati K, Mornieux G, Rouffet D, Belli A (2006) Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. European journal of applied physiology 96: 274-281

Influence of power output on pedalling biomechanical parameters in cyclists of different competitive levels

A. Bouillod[1,2,3], E. Brunet[2], G. Soto-Romero[3,4] & F. Grappe[1,5]

[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France
[2] French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France
[3] LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France
[4] ISIFC, Université de Franche-Comté, France
[5] Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

Introduction

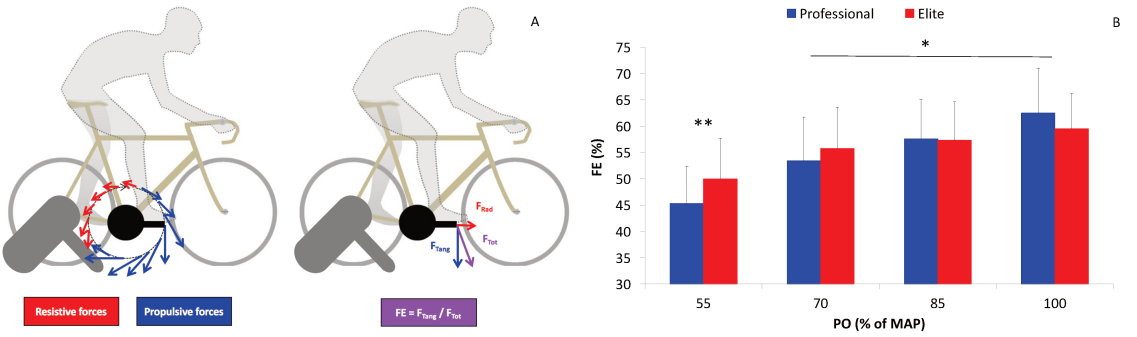
Cycling performance depends on several physiological and biomechanical parameters. The influence of biomechanical factors such as pedalling technique is still an issue of debate. Several studies demonstrated that pedal force effectiveness (FE, %, ratio of the force perpendicular to the crank and the total force applied to the pedal) has also been used as a gold standard measure of pedalling technique in cycling. However, FE depends on several constraints such as power output (PO, W), pedalling cadence, body position, fatigue, and cycling experience. Studies showed that large increase in PO (i.e. from 60% to 98% of the maximal aerobic power [MAP]) led to higher FE. Additionally, a recent study showed that professional cyclists have better pedalling technique than elite or club cyclists [1]. The purpose of this study was to assess the influence of PO on pedalling technique in cyclists of different competitive levels using FE as a performance clue.

Methods

37 male road cyclists of different competitive levels (elite [n = 19] and professional [n = 18]) performed all testing sessions on a Bikefitting ergometer (Shimano, Pedal Analyzer, Dynamics Lab, Sittard, Netherland) that has been used to assess FE in seated position. Firstly, the personal bike position of each cyclist was reported on the ergometer. Then, the cyclists were required to perform exercises at four level of PO (55, 70, 85 and 100% of MAP). The cyclists were asked to keep their preferred pedalling cadence during each level of PO. The main parameter measured was FE (Figure A) whereas the balance between propulsive and resistive forces (%) was also measured as a secondary parameter.

Results

The figure B shows an increase in FE with PO (+26.4% from 55 to 100% of MAP, $p < 0.001$). Even if the competitive level did not influence FE, the increase of FE according to PO was higher (+36.1%) in professional cyclists than elite cyclists (+19.1%). Additionally, the coefficient of variation (CV, %) decreased with PO ($CV_{55\%}$ = 16.2 %, $CV_{70\%}$ = 15.0 %, $CV_{85\%}$ = 12.8 % and $CV_{100\%}$ = 11.0%). For all PO and competitive levels, FE was correlated with both PO ($r = 0.47$, $p < 0.001$) and the balance between propulsive and resistive forces ($r = 0.82$, $p < 0.001$). Finally, the resistive forces were significantly ($p < 0.001$) decreased from 15.8 to 5% between 55 and 100% of MAP during the upstroke.



Discussion

The main findings of this study show that FE was influenced by the level of PO and was independent of the competitive level. Yet, professional cyclists increased faster FE with the level of PO suggesting that their pedalling technique was further improved in high levels of PO as compared with elite cyclists. Previous studies showed that an increase in PO induced an increase in FE [3]. In this study, for a given PO, the increase in FE was due to a lower resistive force. Concerning the effect of competitive level, previous studies have shown no difference in FE between cyclists of different competitive levels [2] whereas another study [1] demonstrated that professional cyclists had better pedalling technique than elite cyclists. Finally, it appears that with the increase of PO, the professional cyclists improve their pedalling efficiency both by increasing FE and decreasing the resistive force during the upstroke of the pedalling cycle.

References

1. Garcia-Lopez J, Diez-Leal S, Ogueta-Alday A, Larrazabal J, Rodriguez-Marroyo JA (2016) Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. Journal of sports sciences 34: 1619-1626
2. Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH (2000) The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. Journal of sports sciences 18: 173-181
3. Zameziati K, Mornieux G, Rouffet D, Belli A (2006) Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. European journal of applied physiology 96: 274-281

World Congress of Cycling Science, 28-29 June 2017, Düsseldorf, Germany

8. Communication affichée au 5ième World Congress of Cycling Science à Düsseldorf en 2017, qui fera prochainement l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

Accuracy of the new Elite Drivo ergometer

J. Vaeck[1]*, A. Bouillod[1,2,3], R. Bouzigon[1,4], J. Pinot[5] & F. Grappe[1,5]
* Contact e-mail: jaspervaeck@hotmail.com
[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France
[2] French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France
[3] LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France
[4] Inside the athletes 3.0, Besancon, France
[5] Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

Key words: Power output, power-meters, ergometers

Purpose: The need to record power output (PO) of riders during training and competition is well accepted in modern cycling. Accuracy of PO needs to be high in order to measure differences in performance (Gardner et al. 2004; Hurst and Atkins 2006). Further ergometers are often used for training or testing, which demands good accuracy in PO (Guiraud et al. 2010). PO can be measured by different systems, with static or mobile ergometers (Paton and Hopkins 2001). The Elite Drivo is a new static ergometer (Elite, Fontaniva, Italy). This ergometer uses two optical torque sensors, which measures the time delay between a set of teeth. The advantage of such a system is, that it is not influenced by temperature. SRM (Trainingsystems, Schoberer Rad Messtechnik, Jülich, Germany) is a power-meter that measures PO accurately at the spider crank. SRM has been validated previously and is considered as a gold standard (Gardner et al. 2004; Hurst and Atkins 2006; Jones and Passfield 1998). The aim of this study was to assess the accuracy of the Elite Drivo ergometer in comparison with the SRM device. We hypothesised that the Elite Drivo underestimate PO compared to the SRM, due to mechanical losses, as the Drivo measures PO at the rear wheel and SRM at the spider crank.

Methods: 6 cyclists (age: 24.1 ± 1.8 years, height: 1.79 ± 0.07 m, body mass: 71.7 ± 7.5 kg) performed all testing sessions on a bicycle fitted with a SRM power-meter and fixed on an Elite Drivo ergometer. At the start of the study, the SRM was calibrated whereas the zero-offset was reset before each testing session. The accuracy was investigated in the laboratory during 1) a sub-maximal incremental test and 2) a sprint test. A seventh cyclist performed only the sprint test. The sub-maximal incremental test was performed with six 3-min duration PO (100, 150, 200, 250, 300 and 350 W) and three 1-min duration pedalling cadences (60, 80 and 100 rpm) for each PO. Only the last 30 s of each step were analysed. The sprint test consisted of three 7 s sprints to determine maximal PO over 1 s ($PO_{1\text{-}sec}$) and 3 s ($PO_{3\text{-}sec}$) for the analysis.

Results: There was a significant difference between the PO_{SRM} and the PO_{Drivo}. ($p < 0.001$), whereas a strong correlation was measured between both power-meters ($R^2 = 0.999$, $p < 0.001$) (Figure 1A). Moreover, there was no effect of cadence ($p = 0.96$). Bland-Altman analysis showed that PO_{Drivo} was 16W lower than PO_{SRM} (Figure 1B) with a 95% confidence interval between -66W and 34W. This underestimation increased for higher PO, from -1.6% in the

incremental test to -4.1% in the sprint test. For the incremental test, difference between PO_{Drivo} and PO_{SRM} increase with higher absolute PO, but relative (%) variation stayed the same, as for the sprint test, absolute and relative (%) variation increased with higher PO.

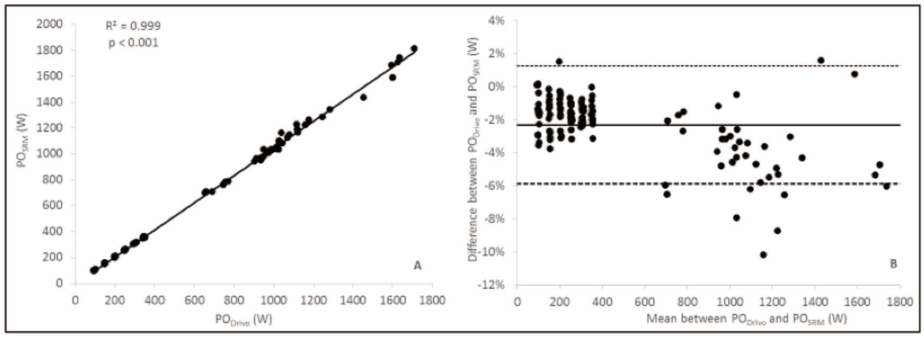


Figure 1. A: correlation between PO_{SRM} and PO_{Drivo}, B: Bland-Altman for the difference between PO_{Drivo} and PO_{SRM} during the sub-maximal incremental test and the sprint tests. The solid line represents the bias, whereas the dashed lines represent the high and low 95% confidence interval (CI).

Conclusions: The main finding of this study show that Elite Drivo ergometer underestimate PO compared to SRM, but PO_{Drivo} correlates well with PO_{SRM}. The underestimation increases with higher PO, but there is no influence of cadence. Average underestimation was -2.3%, which is higher than stated by the manufacturer.
A reason for this underestimation is the design of the power-meters, as the SRM record PO at the spider crank and the Drivo at the rear wheel. Some PO is lost due to chain friction, which is higher in sprint than in constant incremental tests (Hurst and Atkins 2006; Paton and Hopkins 2001). Also, the two power-meters have different measurement processes, which can explain the higher differences in PO at sprints.

1. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D (2004) Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. Medicine and Science in Sports and Exercise 36: 1252-1258
2. Guiraud T, Leger L, Long A, Thebault N, Tremblay J, Passelergue P (2010) Vo2 requirement at different displayed power outputs on five cycle ergometer models: a preliminary study. British Journal of Sports Medicine 44: 449-454
3. Hurst HT, Atkins S (2006) Agreement between polar and SRM mobile ergometer systems during laboratory-based high-intensity, intermittent cycling activity. Journal of sports sciences 24: 863-868
4. Jones S, Passfield L (1998) The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. The engineering of sport: 265-274
5. Paton CD, Hopkins WG (2001) Tests of cycling performance. Sports Medicine 31: 489-496

Accuracy of the new Elite Drivo ergometer

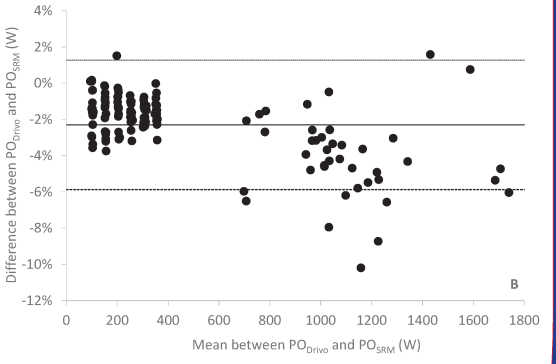
J. Vaeck[1]*, A. Bouillod[1,2,3], R. Bouzigon[1,4], J. Pinot[5] & F. Grappe[1,5]

[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France
[2] French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France
[3] LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France
[4] Inside the athletes 3.0, Besancon, France
[5] Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

Introduction

Recording power output (PO) of riders during training and competition is well accepted in modern cycling. To measure differences in performance, accuracy of PO measurement needs to be high [1,2]. Ergometers used for training and testing can be static or mobile. The Elite Drivo (Elite, Fontaniva, Italy) is a new static ergometer using two optical torque sensors, measuring the time delay between a set of teeth. PO is measured at the rear wheel, like most static ergometers on which a personal bike can be fitted. SRM (Trainingsystems, Schoberer Rad Messtechnik, Jülich, Germany) is accepted as a valid power meter and considered as a gold standard [1,2,3]. SRM measures PO at the spider crank. The aim of this study was to assess the accuracy of the Elite Drivo ergometer in comparison with the SRM device.





Methods

Six cyclists (age: 24.1 ± 1.8 years, height: 1.79 ± 0.07 m, body mass: 71.7 ± 7.5 kg) performed a sprint test and a sub-maximal incremental test whereas a seventh cyclist performed only the sprint test. The tests were performed in a laboratory on a bicycle fitted with a professional SRM device and fixed on the Elite Drivo ergometer (Figure A). The sprint test consisted of three 7-sec sprints to determine maximal PO ($PO_{1\text{-sec}}$) and maximal 3-sec PO ($PO_{3\text{-sec}}$). The sub-maximal incremental test was performed with six 3-min duration PO levels (100, 150, 200, 250, 300 and 350 W) and three 1-min duration pedalling cadences for each PO level (60, 80 and 100 rpm). The last 30 sec of every interval were analysed. Before the study the SRM was calibrated and the zero-offset was reset before each test.

Results

There was a high correlation ($R^2 = 0.99$, $p < 0.001$) between PO_{SRM} and PO_{Drivo}. However, there was a significant difference between PO_{SRM} and PO_{Drivo} ($p < 0.001$). Bland and Altman analysis showed that PO_{Drivo} was significantly lower than PO_{SRM} (-16 W or -2.3%), with a 95% confidence interval between -66 W and 34 W (Figure B). Underestimation of PO increased with higher PO. Average underestimation for the incremental test was -1.6%, while in the sprint test, a higher underestimation was measured (-4.1%). The pedalling cadence did not significantly affect the PO measurements for both systems.

Discussion

The main finding of this study is that Elite Drivo ergometer underestimates PO compared to SRM with -2.3%. The underestimation increases with higher PO. This underestimation might be explained by the location of the two power meters on the bicycle. SRM records PO at the spider crank whereas Drivo at the rear wheel. It also explains the increased underestimation for sprints compared to sub-maximal incremental tests [2, 3]. Another reason could be the different measurement processes that explain the higher differences in PO during sprint test. The Elite Drivo uses an uncommon method with optical torque sensors, instead of strain gauges like SRM.

References

1. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D (2004) Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. Medicine and Science in Sports and Exercise 36: 1252-1258
2. Hurst HT, Atkins S (2006) Agreement between polar and SRM mobile ergometer systems during laboratory-based high-intensity, intermittent cycling activity. Journal of sports sciences 24: 863-868
3. Jones S, Passfield L (1998) The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. The engineering of sport: 265-274

9. Communication orale au 5ième World Congress of Cycling Science à Düsseldorf en 2017, qui fera prochainement l'objet d'un article dans le supplément de la revue internationale Journal of Science and Cycling

Accuracy and reproducibility of the new CycleOps Hammer Direct Drive Trainer

M. Frémeaux[1], A. Bouillod[1,2,3], E. Brunet[2], G. Soto-Romero[3,4] & F. Grappe[1,5]
[1] EA4660, C3S Health - Sport Department, Sports University, Besancon, France
[2] French Cycling Federation, Saint Quentin en Yvelines, France
[3] LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France
[4] ISIFC, Université de Franche-Comté, France
[5] Professional Cycling Team FDJ, Moussy le Vieux, France

Key words: power meter, cycling, home trainer,

Purpose: The measurement of power output (PO) is an essential element in cycling. Three types of tools can measure PO: ergometers (e.g. SRM Indoortrainer), mobile power meters (e.g. SRM, Powertap G3, Powertap P1, Stages, Garmin Vector) and home-trainers (e.g. Wahoo KICKR) (Zadow, Kitic, Wu, Smith, & Fell, 2016), Cyclus (Rodger, Plews, McQuillan, & Driller, 2016), Lemond Revolution (Novak, Stevens, & Dascombe, 2015), Velotron (Abbiss, Quod, Levin, Martin, & Laursen, 2009), Axiom (Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005). The CycleOps Hammer Direct Drive Trainer (Saris, Madison, USA) is a new home-trainer. It use the technology of Powertap G3 hub (PowerTuned) for measuring PO. The aim of this study was to determine the accuracy and reproducibility of the Hammer in comparison with the Powertap P1 pedals. We hypothesized a lower PO_{Hammer} than PO_{P1} considering the location of the two power meters on the bicycle.

Methods: 3 cyclists (age: 23 ± 1 years old, body mass: 65.3 ± 2.5 kg, height: 174 ± 3 cm) performed all testing sessions on their personal bicycle fitted with the Powertap P1 pedals and fixed on a CycleOps Hammer Direct Drive Trainer. To investigate the accuracy and reproducibility, the PO of the two power meters was recorded during a sub-maximal incremental test (150, 200, 250, 300 and 350 W). For each PO level the cyclists exercised 3 min with 3 different cadences (60, 80 and 100 rpm) (Bouillod, Pinot, Soto-Romero, Bertucci, & Grappe, 2016). The last 45s of each measurement was analyzed. Also, the cyclists performed a sprint test (3 sprints of 8 s with three different resistances) and a Wingate test. Before each test, the power meters were calibrated according to the manufacturers' instructions.

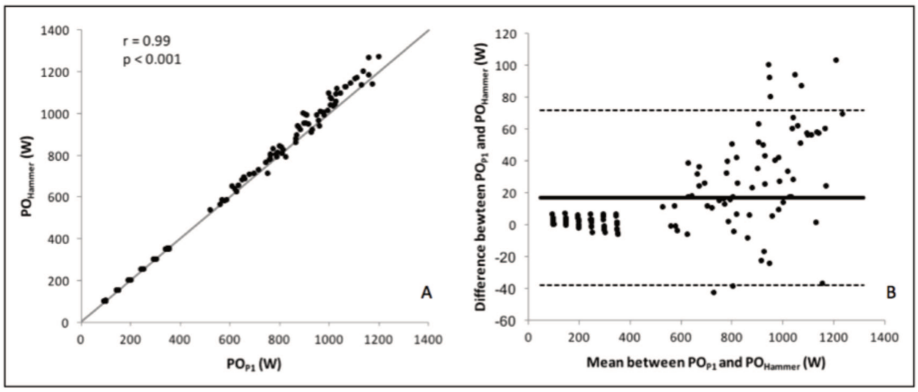


Figure 1. A: correlation between PO_{P1} and PO_{Hammer}, B: Bland-Altman for the difference between PO_{Hammer} and PO_{P1} during the sub-maximal incremental test and the sprint test. The

solid line represents the bias, whereas the dashed lines represent the high and low 95% confidence interval (CI).

Results: For all data, there was a strong correlation between PO_{P1} and PO_{Hammer} ($r = 0.99$, $p < 0.001$) (Figure 1A). The Bland-Altman analysis (Figure 1B) showed a bias of 17 ± 28 W (95% CI: 12 and 22 W) for the Hammer. Paired t-test have shown significant difference between PO_{Hammer} and PO_{P1} for the submaximal incremental test (+0.9%, $p = 0.008$), sprint test (+3.4% for $PO_{1\text{-sec}}$ and +3.5% for $PO_{8\text{-sec}}$ $p < 0.001$) and Wingate test (+1.8%, $p < 0.001$). The coefficient of variation (CV, %) was 0.4% for both the Hammer and the P1 during all submaximal incremental tests. For the Wingate and sprint tests, CV was the same (0.1%) for the two systems. The reproducibility was tested for the submaximal incremental test because the PO was fixed by the Hammer. Both systems have the same intraclass correlation coefficient (ICC = 1).

Conclusions: The main findings show that the PO provided by the Hammer must be treated with some caution concerning the accuracy whereas the Hammer has a good reproducibility. The over-estimation of the Hammer can be explained by the difference of measurement processes. Theoretically, the Hammer should underestimate PO due to drive train frictional losses. Coaches and scientists should use the Hammer with some caution because the system overestimates PO when it increases. One the other hand, the reproducibility is good. This point is valuable when coaches compare athletes with the same system. Future studies should evaluate the accuracy and reproducibility of the Hammer in comparison with a dynamic calibration rig to confirm our findings.

References

Abbiss, C. R., Quod, M. J., Levin, G., Martin, D. T., & Laursen, P. B. (2009). Accuracy of the velotron ergometer and SRM power meter. *International Journal of Sports Medicine*, *30*(2), 107–112. http://doi.org/10.1055/s-0028-1103285

Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., & Grappe, F. (2005). Validity and reliability of the Axiom Powertrain cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *International Journal of Sports Medicine*, *26*(1), 59–65. http://doi.org/10.1055/s-2004-817855

Bouillod, A., Pinot, J., Soto-Romero, G., Bertucci, W., & Grappe, F. (2016). Validity, Sensitivity, Reproducibility and Robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector Power Meters in Comparison With the SRM Device Authors: *International Journal of Sports Physiology and Performance*. http://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0012

Novak, A. R., Stevens, C. J., & Dascombe, B. J. (2015). Agreement between LeMond Revolution cycle ergometer and SRM power meter during power profile and ramp protocol assessments. *Journal of Science and Cycling*, *4*(3), 37–43. Retrieved from http://www.jsc-journal.com/ojs/index.php?journal=JSC&page=article&op=view&path%5B%5D=181

Rodger, S. M., Plews, D. J., McQuillan, J., & Driller, M. W. (2016). Evaluation of the Cyclus cycle ergometer and the Stages power meter for measurement of power output in cycling Evaluation of the Cyclus ergometer and the Stages power meter against the SRM crankset for measurement of power output in cycling. *Journal of Science and Cycling*, *5*(December), 16–22.

Zadow, E. K., Kitic, C. M., Wu, S. S., Smith, S. T., & Fell, J. W. (2016). Validity of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, (May). http://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0733

10. Article publié dans la revue France Cyclisme : les trois points d'appuis

CONSEILS DE PRO *Position sur le vélo*

EMMANUEL BRUNET* ET ANTHONY BOUILLOD* INSTAURENT DANS CE DERNIER FRANCE CYCLISME UNE NOUVELLE RUBRIQUE, « POSITION SUR LE VÉLO », AVEC POUR PREMIER VOLET LE B.A-BA DE CE QUI DOIT ÊTRE FAIT AFIN D'ÊTRE BIEN POSÉ SUR SON VÉLO ET, PAR CONSÉQUENT, EFFICACE À CHAQUE COUP DE PÉDALE. PAROLES D'EXPERTS. RÉDACTEUR : HERVÉ BOMBRUN - PHOTOGRAPHE : PATRICK PICHON / FFC

Les trois points d'appuis



*EMMANUEL BRUNET, MANAGER GÉNÉRAL DU HAUT NIVEAU ET DE LA PERFORMANCE À LA FFC



*ANTHONY BOUILLOD, DOCTORANT, CHARGÉ DE MISSION RECHERCHE ET PERFORMANCE À LA FFC, AFIN DE PRÉSENTER UNE THÈSE. CELLE-CI FAIT L'OBJET D'UNE COLLABORATION LABORATOIRE CULTURE, SPORT, SANTÉ, SOCIÉTÉ (C3S) DE L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ ET LE LABORATOIRE D'ANALYSE ET D'ARCHITECTURE DES SYSTÈMES (LAAS-CNRS) DE L'UNIVERSITÉ FÉDÉRALE TOULOUSE MIDI-PYRÉNÉES. LA THÈSE EST CO-DIRIGÉE PAR FRÉDÉRIC GRAPPE ET GEORGE SOTO-ROMERO.

Comment régler son vélo ?

Il existe trois appuis sur le vélo, il faut donc bien les prendre en considération.

LE PREMIER EST LES PIEDS

Il est nécessaire de valider l'engagement qui est naturel des pieds. Cela passe par le choix de la bonne paire de chaussures, adaptée à la taille et la forme du pied de chacun. Il convient de trouver la chaussure qui corresponde à votre largeur de pied et à votre voûte plantaire. Certaines marques offrent ce panel de choix.

LE DEUXIÈME EST LA SELLE

Il convient d'avoir une selle adaptée aux deux points d'appui du cycliste, que sont les ischions, suivant leur largeur, leur écartement. Cela permet ainsi d'avoir une bonne assise.

LE TROISIÈME EST L'APPUI DES MAINS

Ce point d'appui est celui qui permet d'absorber les chocs et vibrations, et donc apporter du confort.

Conclusion : Il faut donc valider ces trois premiers points d'appuis car, s'ils ne sont pas corrects, le coureur lambda comme l'athlète va chercher des solutions pour s'adapter à la position qui lui est proposée, et cela va modifier de fait sa posture et son mouvement de pédalage. Si ces premiers réglages ne sont pas bons, tout ce que l'on peut faire après ne servira à rien.

Comment choisir... ?

... LA SELLE

Elle se choisit par le biais de différents outils. On se rend chez un vélociste, certaines marques aussi permettent de faire le bon choix de selle. Ce n'est pas quelque chose qui se voit « à l'œil », le choix d'une selle. Il faut prendre une « empreinte » des ischions, afin de contrôler si le coureur doit utiliser une selle large, étroite, bombée ou plate. Cela dépend en fait de l'anatomie de chacun.

À savoir : L'hygiène intime a aussi une importance sur l'assise et n'est pas à négliger. On voit parfois apparaître des problématiques liées au rasage ou à l'épilation. Dans certains cas, les poils pubiens peuvent contribuer à renforcer la stabilité et l'assise et par conséquent renforcer le confort et l'efficience.

... LE PIED

Choisir sa chaussure en fonction de la forme de son pied. Certaines marques offrent à leurs futurs utilisateurs la possibilité de faire une empreinte de leurs pieds. On peut le faire aussi sur une feuille, dessiner tout simplement le contour de celui-ci avec un crayon, ce qui permet ainsi de déterminer taille et largeur. Pour l'anatomie, c'est différent, il faudrait prendre une photo en rois dimensions du pied.

Il est conseillé de consulter un podologue dans certains cas. À la FFC, nous travaillons en collaboration avec Marc Retali. Il peut intervenir afin de corriger des problématiques morphologiques ou posturales, après un avis médical et celui de l'entraîneur.

En enregistrant la cinématique du pédalage à l'aide de capteurs précis (système *motion analyzer* mis à disposition par l'équipe *FDJ)*, nous pouvons vérifier le besoin d'apporter des corrections. Une étude menée par un étudiant, Geoffrey Millour, a montré que cela avait tendance à réduire les problématiques d'asymétrie. Enfin, une fois les chaussures bien choisies, et selon les besoins inhérents à chacun, il peut rajouter des cales dans ses chaussures, y placer des semelles afin de corriger des pieds



qui ne sont pas naturellement orientés correctement. Il est important, pour que ces points soient corrects, que le cycliste soit droit. Le mouvement de pédalage est cyclique, symétrique, alors que les individus le sont rarement. Il faut donc corriger ce défaut afin d'y parvenir. C'est là que le podologue intervient, en collaboration avec l'entraîneur et le médecin.

... LE CINTRE

Son choix est en grande partie lié à l'anatomie de l'individu, et dépend de la largeur de ses épaules. Après, il y a aussi d'autres facteurs qui dépendent de la discipline pratiquée. Sur la piste, plus on veut aller vite, plus on va avoir tendance à réduire la largeur du cintre, afin de privilégier l'aérodynamisme. À l'inverse, en VVT, en cyclo-cross, ou sur la piste lorsque le coureur doit assurer un départ (en vitesse par équipes ou en poursuite par équipes notamment), le vélo sera équipé d'un cintre plus large dans le but d'offrir davantage de stabilité et d'accentuer l'effet de balancier. Le pilotage dans ce cas est privilégié.

Avant d'effectuer une étude posturale et de régler les différentes hauteurs et longueurs des appuis, tous ces points sont à valider, car parfois ils sont un peu négligés. On observe parfois des coureurs bouger, car leur position n'est pas la bonne. C'est juste dû au fait que l'un de leurs appuis n'est pas correct.







11. Article portant sur une thématique proche, en cours de révision dans la revue International Journal of Sports Physiology and Performance

Influence of repeated uphill time trials on pacing regulation in young elite cyclists

Anthony Bouillod, Theo Ouvrard & Frederic Grappe

High-level cycling races, and in particular mountain stages, involve several climbs, which imply specific optimal pacing strategies during repeated efforts. **Purpose:** The aim of this study was to analyse pacing regulation during repeated uphill time trials (TT) in young elite cyclists. **Methods:** Twelve young elite cyclists completed two testing sessions: 1) an incremental-specific cycling test on a cycle ergometer; and 2) three consecutive distance-based uphill TTs (2.8 km at 7.0 ± 1.2%). **Results:** TT time was not significantly different between the three uphill TTs. Mean power output (PO) was also very similar between the three uphill TTs, with no significant difference in pacing strategy and exercise intensity regulation. The majority of the duration of the TT efforts was performed at a constant optimal PO (71 ± 12% of total effort duration). Exercise intensity only increased for the end of the TT efforts, occurring in the final 10% of TT3 (+14.1% and +9.7% in comparison with TT1 and TT2, respectively). Physiological variables (mean VO_2 and HR) also remained stable amongst the TTs. **Conclusions:** Young elite cyclists are able to perform with a similar mean PO in three consecutive uphill TTs thanks to noteworthy pacing capacities. This very accurate brain template of exercise intensity regulation allows elite cyclists to sustain a very high level of physiological strain during repeated TTs. These results suggest that pacing capacities are one of the main requirements for young elite cyclists to achieve good performance during repeated climbs, as observed in professional mountain stages.

Keywords: power output, gas exchange, exposure variation analysis, field performance, elite Cyclists.

Introduction

Pacing strategy is related to the energy expenditure of an athlete and is described as the optimal allocation of physiological resources for an endurance event.[1] By regulating the rate of energy expenditure, athletes can vary their speed over a race[2] with the aim to achieve an optimal performance.[3,4] During self-paced endurance events, athletes must accurately judge the remaining effort duration and the exercise intensity they will be able to sustain in order to avoid exhaustion before the finish.[5] The ability to choose an optimal pacing strategy is mainly dependent on an athlete's previous experience and his ability to use appropriate feedback;[6] thus high-performance athletes can vary their power output (PO) in different ways depending on the race distance and terrain.

Pacing strategy has primarily been studied in the laboratory by maintaining the highest possible intensity for a given amount of time (time-based trial).[7,8] Additionally, training planning in endurance sports, and particularly with regard to high-intensity interval training, typically involves the prescription of time-based performance tasks.[9] However, competitions in endurance sports are mainly based on a known-distance that is completed in the shortest possible time (distance-based trial).[10] Distance- and time-based trials are different,[10] and it has been suggested that such dissimilarities may influence key features of the regulations mechanisms, such as the athlete's ability to judge the remaining exercise duration. Due to these differences, distance-based endurance tasks may be perceived as more challenging and more difficult than time-based tasks.[10,11] Considering these differences, it is important to analyse the pacing strategy during an effort that is similar to the specificity of the discipline.

Tucker et al.[12] reported that PO recordings during self-paced individual time trials (TTs) exhibit non-random fluctuations, which can be determinant for the intensity regulation by the central nervous system. These short-time intensity fluctuations illustrate an important behavioural response to homeostatic challenges, which allow the athletes to reduce physiological strain during submaximal exercise.[13] Recently, Abbiss et al.[14] proposed the "Exposure Variation Analysis" (EVA) method to analyse PO variations observed during races. This new method can be used to study the exchange of information occurring continuously in the brain at the origin of the PO production during a TT. Based on quantification of each effort performed at a constant intensity, the EVA method allows for analysis of several phases of certainty and uncertainty, which are induced alternatively in the brain due to the time lag between transmission of the motor signal and integration of feedback information returning from the associated muscular contractions.[15,16] Thus, in terms of the overall control of exercise intensity, this method can be used to determine if PO corrections induced by the brain are relevant for the overall optimal pacing strategy.[15,16]

Several studies have analysed the impact of road gradient on optimal pacing strategy.[17] Conversely, to the best of our knowledge, no study has yet reported the effect of repeating uphill TTs on pacing strategy. High-level cycling races, and in particular mountain stages, involve several climbs, which imply optimal pacing strategies during repeated efforts. Therefore, the aim of this study was to analyse pacing regulation during repeated uphill TTs in young elite cyclists. We hypothesized that the accumulating fatigue involved in repeated maximal efforts should induce degradation of pacing regulation, as illustrated by greater PO variations, decreased TT time and decreased mean PO. Further, use of

the EVA method should provide an in-depth analysis of the PO fluctuations.

Methods

Subjects

Twelve young elite cyclists volunteered to participate in the study. All subjects were members of the affiliate U23 development structure of a World-Tour team, and seven of them have become professional since the experiment. Their mean ± standard deviation values for age, height, body mass, VO_{2max} and maximal aerobic power (MAP) were 20.9 ± 2.3 years, 177.5 ± 4.8 cm, 65.5 ± 5.0 kg, 80.3 ± 6.9 ml·min^{-1}·kg^{-1} and 417 ± 23 W, respectively. The riders followed a regular training regimen and participated in races throughout the season. Prior to participating in any testing sessions, each subject provided written informed consent, which was conducted in accordance with the ethical principles of the Declaration of Helsinki and approved by the institutional ethics committee.

Experimental design

During the first session, the cyclists performed an incremental specific cycling test on a cycle ergometer. In the second session, the cyclists performed a field test including three distance-based uphill TTs with their personal road bicycle. The two sessions were conducted on two consecutive days. Subjects were asked to maintain their normal training the day before the first session.

Incremental specific cycling test

MAP was determined from an incremental specific cycling test on an SRM Indoor Trainer (SRM, Schoberer Rad Messtechnich, Jülich, Germany) equipped with clip-in pedals. To ensure accurate measures, a static calibration was applied before the study,[18] and the zero-offset frequency was adjusted according to the manufacturer's instructions. The workload was initially set at 100 W and was then increased incrementally by 30 W at 2-minute intervals. Subjects were allowed to freely select their cadence for each step. The test was performed until exhaustion, which consisted of both the rate of perceived exertion (RPE), as determined by the Borg's category-ratio scale (CR-10),[19] being between 9 and 10 and a significant decrease in pedalling cadence. The MAP was determined as follows: when the final PO level was maintained over the duration (2 min), the MAP corresponded to the mean of this PO level. However, if the athlete could not sustain the required effort over the duration of the level, the MAP was calculated as follows:[20]

$$MAP = PO_{lower\ level} + (PO_{final\ level} - PO_{lower\ level}) \times (Time_{final\ level} / 120)$$

where $PO_{lower\ level}$ is the value of the last complete workload (W), $PO_{final\ level}$ is the value of the last incomplete workload (W), and $Time_{final\ level}$ (s) is the time that the last incomplete workload was maintained.

VO_{2max} was determined from metabolic measurements, which were measured with a breath-by-breath portable gas analyser (Metamax 3B-R2, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Germany).[21,22] The Metamax 3B-R2 measured gas exchange using a bidirectional digital turbine. A 60-cm length of Permapure sampling tube was attached to the turbine to enable analysis of the O_2 and CO_2 concentrations using an electrochemical cell and an infrared analyser, respectively. VO_2 and CO_2 production (VCO_2) were calculated using standard metabolic algorithms. All data were immediately transmitted via Bluetooth telemetry to a computer using MetaSoft© studio software (Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Germany). Prior to being used, the system was turned on for at least 30 min and was then calibrated prior to every test according to the manufacturer's recommendations. This involved first calibrating the gas by using a reference gas (15% O_2 and 5% CO_2), and then verifying the calibration against the ambient air. Second, a volume calibration was performed using a standardized 3 L syringe (5530 series, Hans Rudolph, Inc., MO, USA).

Uphill time trials

The subjects performed three TTs on the same 2.8 km uphill course (Figure 1, mean slope of 7.0 ± 1.2%) and were instructed to complete the TTs with a self-selected pacing strategy to achieve the shortest total time (i.e., the sum of the durations of the three TTs was to be as low as possible).

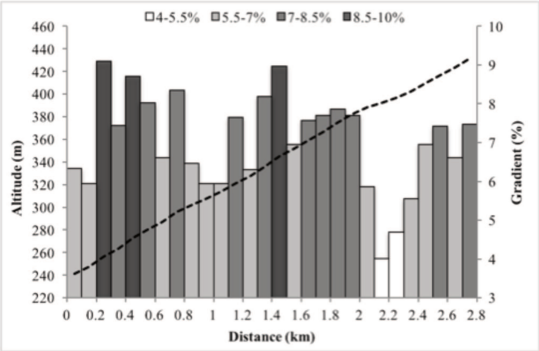


Figure 1. Uphill time trial course altimetry (dashed line) and gradient (bars).

No feedback regarding instantaneous PO was given during the TTs. Each climb was separated by 30 min of active recovery, which involved the cyclists to ride down the hill and spin easily prior to the next TT. Prior to the first TT test, the subjects performed the climb at a submaximal intensity to become accustomed to the TT course. The Metamax 3B-R2 was installed on the cyclists 5 min before the start and was removed at the end of each TT. Each bicycle was fitted with a SRM crankset (SRM, Schoberer Rad Messtechnich, Jülich, Germany) which was calibrated according to the method previously described and paired with a Garmin power control (Garmin 810, Olathe, USA) to record PO during the test. The

following variables were measured by the Metamax 3B-R2 during the three uphill TTs: VO_2, VCO_2, RER and HR. The cyclists were followed by a car (located at least 100 m behind), which contained a computer that recorded the metabolic data. Finally, RPE was measured by the CR-10 at the end of each TT.

Data analysis

The SRM data were analysed with TrainingPeaks software (WKO4, Peaksware, Boulder, USA). To further investigate exercise intensity regulation, PO data were analysed using the EVA that was computed using a customized excel spreadsheet. The EVA quantifies PO fluctuations' time and amplitude as an expression of the total TT time. In accordance with previous studies,[23,24] EVA quantified 1) the percentage of the total TT time that was spent within seven levels of the exercise intensity defined from the TT mean PO (<90%; 90 to 94%; 94 to 98%; 98 to 102%; 102 to 106%; 106 to 110%; >110%) and 2) the "acute" time for which PO was maintained within each predefined level of exercise intensity without changing to another power band. To facilitate exercise intensity regulation interpretations, time spent inside the different zones was summed based on three types of effort regulation used by the cyclist: 1) accurate PO for the optimal constant pacing strategy (APO; PO values between 90% and 110% of mean PO), 2) inaccurate PO for the optimal constant pacing strategy (IPO; PO <90% or >110% of the mean PO for more than 10 s continuously) and 3) short-time regulation of inaccurate PO (REG; PO <90% or >110% of the mean PO for less than 10 s continuously). Thus, in accordance with the hypothesis of St Clair Gibson et al.[15,16], the more time the athlete spent at the APO and REG, the more he is able to correctly interpret feedback from physiological systems in order to maintain an optimal PO for the overall pacing strategy and to quickly correct the motor signals sent to the muscles for every inaccurate effort at a too low or too high intensity. Conversely, the more time the athlete spends at IPO, the longer exercise intensity control is inadequate, with inaccurate PO levels remaining uncorrected over prolonged periods of time.

Statistical analysis

Descriptive statistics were computed and all data were expressed as the mean ± standard deviation. Statistical analyses were performed using SigmaPlot 12.0 software (Systat Inc. San Jose, USA). The Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors test was used to verify the Gaussian distribution of all results and showed that the data were normally distributed. The effects of both uphill TT and time on PO, cadence, VO_2, VCO_2, RER and HR were tested using a two-way repeated measures ANOVA. When a significant effect was detected, a post-hoc comparison was made using the Holm-Sidak test. Additionally, the evolution of RPE, APO, IPO and REG over the three uphill TTs was tested with a one-way repeated measures ANOVA. The level of statistical significance was set at $p<0.05$.

Results

TT time did not differ significantly between the three uphill TTs (7 min 48 s ± 24 s, 7 min 52 s ± 28 s, 7 min 51 s ± 24 s for TT1, TT2 and TT3 respectively). Mean PO was also similar between the three uphill TTs (409 ± 32 W, 406 ± 29 W and 407 ± 29 W respectively) (Figure 2), with no significant difference from the start to the 90% time splits of TTs.

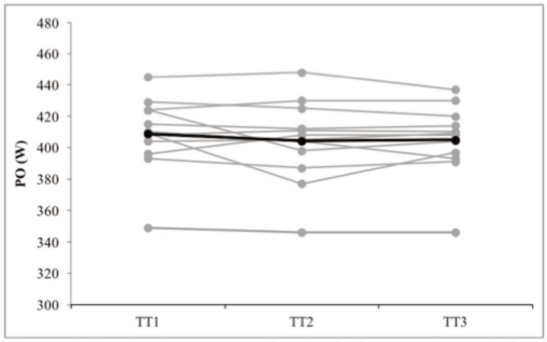


Figure 2. Scatterplot representing the influence of repeated uphill time trials (TT) on power output (PO). Grey lines: individual values; black line: mean values.

However, a significant interaction was observed at the end of the exercise, with a higher PO ($p<0.001$) in TT3 during the 100% time split when compared with TT2 (+9.7%) and TT1 (+14.1%) (Figure 3).

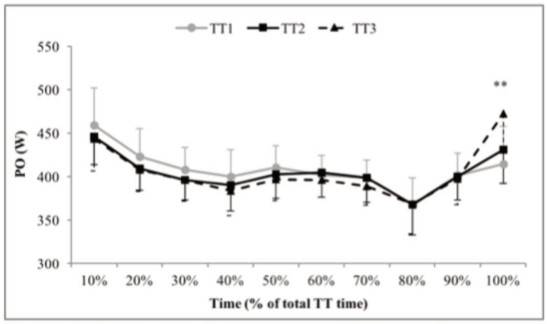


Figure 3. Evolution of power output (PO) over time during each uphill time trial (TT). ** Significant difference between TT3 and both TT1 and TT2.

No significant difference between TTs was observed for time spent at APO (74 ± 13%, 71 ± 11% and 68 ± 13% respectively) and REG (22 ± 10%, 22 ± 9% and 22 ± 9% respectively). Only the time spent at IPO was significantly increased from 4 ± 6% to 10 ± 7 % between TT1 and TT3 (Figure 4), with 56 ± 31% of this increase occurring in the final 10% of TT3.

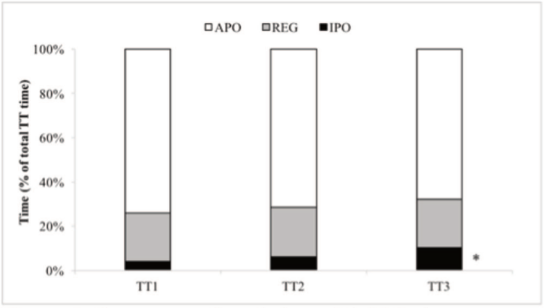


Figure 4. Percentage of total time trial (TT) time spent at accurate power output (APO), at short-time regulations of inaccurate power output (REG) and at inaccurate power output (IPO) during the three uphill TTs. * Significant difference from TT1 ($p<0.05$).

Table 1 describes the other variables measured during the three uphill TTs. There was a significant effect of uphill TT number on cadence, VCO_2, RER and RPE, whereas VO_2 and HR were not changed between the three TTs.

Table 1. Cadence, VO_2, HR, VCO_2, RER and RPE for the three consecutive time trials (TT) realized under similar conditions.

Variable	*TT1*	*TT2*	*TT3*
Cadence (rpm)	88.1 ± 3.8	86.8 ± 4.9*	85.5 ± 4.6**
VO_2 (ml·min^{-1}·kg^{-1})	73.7 ± 6.3	72.6 ± 6.7	71.7 ± 6.9
HR (bpm)	178.3 ± 6.4	178.6 ± 7.1	178.1 ± 6.9
VCO_2 (l·min^{-1})	4.9 ± 0.4	4.8 ± 0.4*	4.7 ± 0.4**
RER	1.02 ± 0.06	1.00 ± 0.05*	1.00 ± 0.06*
RPE	8.0 ± 1.1	8.1 ± 1.0	9.0 ± 0.9#

VO_2, Oxygen consumption; HR, Heart rate; VCO_2, Carbon dioxide production; RER, Respiratory exchange ratio; RPE, Rate of perceived exertion.
Significant difference compared to TT1 at $p<0.05$* and at $p<0.001$**
Significant difference compared to TT1 and TT2 at $p<0.05$#

Table 2. Comparative statistics of cadence, VO_2, HR and VCO_2 between the different times of all uphill TTs. The two-way repeated measures ANOVA shows a significant main effect of time for all variables.

Variable	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
Cadence (rpm)	85 ± 7 [a]	84 ± 3 [a]	87 ± 3	89 ± 4	89 ± 4	87 ± 2	85 ± 2	88 ± 3	89 ± 4	85 ± 4 [a]
CV (%)	8.6%	3.2%	3.0%	3.9%	4.6%	2.1%	2.8%	3.0%	4.6%	4.5%
VO_2 (ml·min^{-1}·kg^{-1})	56.8 ± 6.2 [b]	71.2 ± 6.4	74.1 ± 6.1	74.2 ± 5.6	74.6 ± 5.7	75.4 ± 6.1	75.5 ± 6.7	75.2 ± 7.0	74.1 ± 6.9	75.4 ± 7.2
CV (%)	10.9%	9.0%	8.3%	7.6%	7.7%	8.0%	8.9%	9.3%	9.3%	9.5%
HR (bpm)	159 ± 8 [b]	172 ± 7 [c]	176 ± 6 [d]	178 ± 6 [e]	180 ± 6 [f]	182 ± 6	183 ± 6	184 ± 6	184 ± 7	186 ± 7
CV (%)	5.0%	4.0%	3.5%	3.3%	3.3%	3.3%	3.4%	3.4%	3.6%	3.8%
VCO_2 (l·min^{-1})	3.4 ± 0.3 [b]	4.7 ± 0.4 [g]	5.0 ± 0.3	5.0 ± 0.4	5.0 ± 0.4	5.0 ± 0.4	5.0 ± 0.4	5.0 ± 0.4	4.9 ± 0.4	5.0 ± 0.4
CV (%)	9.9%	7.7%	7.0%	8.1%	8.5%	8.2%	7.5%	7.7%	7.6%	7.4%
RER	0.91 ± 0.05 [b]	1.01 ± 0.05	1.04 ± 0.06	1.03 ± 0.06	1.02 ± 0.06	1.02 ± 0.06	1.02 ± 0.06	1.02 ± 0.05	1.01 ± 0.05	1.02 ± 0.05
CV (%)	4.9%	5.0%	5.3%	5.8%	6.0%	5.9%	5.6%	5.2%	5.3%	5.1%

VO_2, Oxygen consumption; HR, Heart rate; VCO_2, Carbon dioxide production; RER, Respiratory exchange ratio.
[a] Significant difference with 40-50-90%
[b] Significant difference with all times
[c] Significant difference with all times excepted 30%
[d] Significant difference with 10-60-70-80-90-100%
[e] Significant difference with 10-20-70-80-90-100%
[f] Significant difference with 10-20-100%
[g] Significant difference with 10-60-70%

The evolution of the different physiological variables recorded during the TTs are detailed in Table 2. For all TTs, the mean VO_2, VCO_2 and RER were significantly increased by 25.2% (14.3 ml·min^{-1}·kg^{-1}), 38.9% (1.3 l·min^{-1}) and 10.9% (0.10), respectively, between the 10% and 20% time splits and then stabilized between 20 and 100% of the TTs (an example for VO_2 is provided in Figure 5). Finally, the mean HR continuously increased by 17% (27 bpm) over the duration of the test.

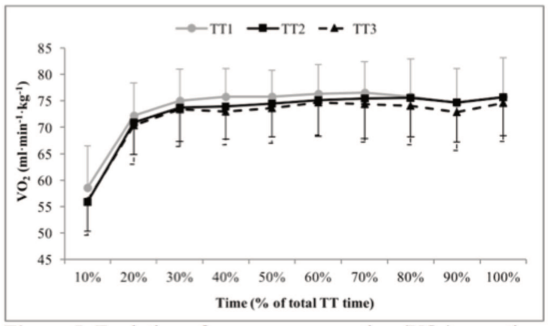


Figure 5. Evolution of oxygen consumption (VO_2) over time during each uphill time trial (TT).

Discussion

The results of this study show that young elite cyclists are able to repeat the same global pacing strategy during three repeated uphill TTs in order to achieve their best performance. The percentage of time spent at APO and the mean PO remained remarkably stable and high during the three TTs, with no significant difference between 0 and 90% of the TT duration. These results suggest that exercise intensity is centrally regulated very well in elite cyclists on the basis of a predetermined end-point, as proposed by the central governor model.[25] This concept suggests that self-selected exercise intensity is continuously regulated within the brain based on a complex algorithm involving peripheral feedback and the anticipated remaining workload. This "teleoanticipatory" self-selection of pacing strategy must allow the athlete to identify the optimal exercise intensity in order to achieve best performance, without exhaustion or any excessive fatigue before the finish. Our results suggest that these central regulation mechanisms were extremely accurate and efficient in our elite athletes, despite their young age (20.9 ± 2.3 years), allowing them to perfectly regulate their effort and to achieve outstanding physical performance (mean PO and VO_2 of 6.2 ± 0.4 $W \cdot kg^{-1}$ and 75.0 ± 6.3 $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$, respectively, for a total effort duration of 23 min 30 s ± 1 min 13 s). To the best of our knowledge, this is the first study to highlight this noteworthy precision of elite cyclists for maintaining a constant pacing strategy during repeated uphill TTs.

As previously observed in several studies involving self-selected pacing strategies, PO only increased in the last 10% of the TT3, creating an "end-spurt". However, the PO of this end-spurt was low, and the duration was short relative to the overall duration of the exercise (+14.1% over 47 s ± 2 s for a total effort duration of 23 min 30 s ± 1 min 13 s), compared to previous studies with less experienced athletes.[26,27] The very high level of physiological strain maintained over the TTs (mean VO_2 and RER of 94 ± 5% of VO_{2max} and 1.01 ± 0.04, respectively), suggests that the optimal self-selected pacing strategies of elite athletes allow them to reach the finish in a state very close to their physiological limits. Thus, they are only able to slightly increase exercise intensity for the end-spurt, likely due to a greater motivation when only a short effort duration is remaining, as demonstrated by Marcora and Staiano.[28] Further studies with quantification of the physiological reserves remaining after exercise are needed to verify these assumptions, but it is still possible to hypothesize from these results that optimal pacing strategies of elite athletes allow them to have a greater use of their physiological potential and to reach the finish with minimal physiological reserves still available.

As mentioned by St-Clair Gibson et al.[15,16], PO data also illustrate "quantal units of information" sent by the brain via the motor nerves in order to control muscular contraction. Thus, the non-monotonic variations of the PO signal are not simply random measurement noise, but rather illustrate each correction performed by the brain after integration of the feedback returning from different peripheral systems. To the best of our knowledge, this study is the first to quantify this phenomenon via the EVA method. The results of this analysis also underline the great regulation capacities of our subjects, which allow them to maintain a remarkably stable and high PO over the TTs. All the athletes spent most of the time at an accurate PO for an optimal constant pacing strategy (APO, 71 ± 12% of total effort duration). Furthermore, when PO left this optimal constant zone, for the most part the athletes quickly corrected exercise intensity (in less than 10 s, REG, 22 ± 9%), and very few efforts remained with prolonged time (more than 10 s) at a too high or too low PO (IPO, 7 ± 5%). This very accurate "template" of exercise intensity regulation also remained stable over the three TTs, despite the accumulating efforts at a high exercise intensity, with only a significant increase of time spent at IPO in TT3, which was mainly explained by the end-spurt (with 56 ± 31% of the additional time spent at IPO during TT3 occurring in the last 10% of total TT time). These results suggest that young elite cyclists possess a strong brain template of exercise intensity regulation that allows them to precisely regulate high levels of PO during repeated TTs. The integration of this strong brain template of exercise intensity regulation probably implies considerable hours of self-paced training and can partly explain the remarkable ability of elite athletes to sustain high exercise intensity over prolonged periods of time.

The strong template of exercise intensity regulation seemed to be mainly regulated from RPE. Indeed, even though RPE was already high during the first two TTs, it still increased to near maximal values at the end of TT3. It seems that exercise intensity was regulated across all TTs, with the aim to reach maximal perceived exertion only when crossing the finish line of the last TT, which is essential to achieve the best possible performance.[25] In this regard, recent psychophysiological models of endurance performance[5,28] have proposed that RPE is the main determinant of fatigue and exhaustion, limiting muscle fibre recruitment by the brain in order to preserve physiological homeostasis during an effort. Thus, optimal exercise intensity regulation must allow for a controlled rise of RPE, with a maximal value only occurring at the end of the exercise to prevent the anticipated exhaustion and large decrease in PO. Our results confirm this hypothesis, demonstrating that elite cyclists are able to finely regulate exercise intensity over repeated and prolonged high intensity exercises in order to provide a controlled rise in the RPE, with a maximal value only occurring at the end of the effort.

The high level of expertise in exercise intensity regulation of our elite cyclists allowed them to maintain high effort intensity and avoid exhaustion despite the high level of physiological strain during the TTs. Mean VO_2 and HR remained stable over the TTs, with the same evolution during the three TTs. Only mean VCO_2 and cadence were significantly decreased during TT2 (-3.5 ± 2.3% and -1.6 ± 1.3%, respectively) and TT3 (-5.0 ± 1.4% and -3.0 ± 1.5%, respectively) compared with TT1. Thus, physiological state remained generally stable over the three TTs, despite the very high intensity of the effort. These results are in accordance with the hypothesis of recent psychophysiological models of endurance performance, which explained that fatigue and exhaustion are not related to disturbance of physiological

homeostasis, but rather to a decrease of central command.[5,25,28] The great pacing capacities and mental strength[29] of our young elite cyclists allowed them to tolerate a very high level of physiological strain, but the perturbations were still insufficient to disturb homeostasis and to prevent muscular contraction derived from only peripheral changes.

Practical applications

The results of this study are interesting for coaches and scientists because they show that pacing capacities are one of the main characteristics that allow elite cyclists to sustain very high exercise intensity during repeated climbs, which are observed in professional mountain stages. It would be interesting for future studies to determine whether these pacing abilities are genetically determined or whether they are acquired after prolonged hours of training and practice. This study is also the first to quantify the brain control mechanisms illustrated by the non-random fluctuations of PO during self-paced TTs via the EVA method. This innovative method provides a novel technique for scientists to further analyse pacing strategies and elucidate brain regulation mechanisms involved during self-paced endurance exercises. Further studies are also needed to determine if this method can be used by coaches in the field to monitor and quantify the ability of their athletes to optimally regulate the effort during self-paced TTs.

Conclusions

This ecological study is the first that reports the effect of repeated uphill TTs on pacing regulation according to the requirements of the competition in young elite cyclists. The findings show that young elite cyclists present noteworthy pacing capacities, allowing them to perform at a similar mean PO in three consecutives uphill TTs. Despite the very high level of exercise intensity, the physiological state of the cyclists remained relatively stable over the three TTs, illustrating that performance was not limited by physiological disturbance of homeostasis.

Acknowledgments

The authors wish to thank all participating cyclists and most particularly those of the "Cycle Formation FDJ" for their cooperation. This research was not supported by external funding. The authors declare no conflict of interest. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal.

References

1. Atkinson G, Peacock O, Passfield L. Variable versus constant power strategies during cycling time-trials: prediction of time savings using an up-to-date mathematical model. *J Sports Sci.* 2007;25(9):1001-1009.
2. Hettinga FJ, De Koning JJ, Broersen FT, Van Geffen P, Foster C. Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(8):1484-1491.
3. Abbiss CR, Laursen PB. Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. *Sports Med.* 2008;38(3):239-252.
4. Foster C, Snyder AC, Thompson NN, Green MA, Foley M, Schrager M. Effect of pacing strategy on cycle time trial performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1993;25(3):383-388.
5. Tucker R. The anticipatory regulation of performance: the physiological basis for pacing strategies and the development of a perception-based model for exercise performance. *Br J Sports Med.* 2009;43(6):392-400.
6. Mauger AR, Jones AM, Williams CA. Influence of feedback and prior experience on pacing during a 4-km cycle time trial. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(2):451-458.
7. Aisbett B, Le Rossignol P, McConell GK, Abbiss CR, Snow R. Effects of starting strategy on 5-min cycling time-trial performance. *J Sports Sci.* 2009;27(11):1201-1209.
8. Aisbett B, Lerossignol P, McConell GK, Abbiss CR, Snow R. Influence of all-out and fast start on 5-min cycling time trial performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(10):1965-1971.
9. Buchheit M, Laursen PB. High-intensity interval training, solutions to the programming puzzle. Part II: anaerobic energy, neuromuscular load and practical applications. *Sports Med.* 2013;43(10):927-954.
10. Abbiss CR, Thompson KG, Lipski M, Meyer T, Skorski S. Pacing Differs Between Time- and Distance-Based Time Trials in Trained Cyclists. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016.
11. Brick N, MacIntyre T, Campbell M. Attentional focus in endurance activity: new paradigms and future directions. *Int Rev Sport Exerc Psychol.* 2014;7(1):106-134.
12. Tucker R, Bester A, Lambert EV, Noakes TD, Vaughan CL, St Clair Gibson A. Non-random fluctuations in power output during self-paced exercise. *Br J Sports Med.* 2006;40(11):912-917.
13. Lander PJ, Butterly RJ, Edwards AM. Self-paced exercise is less physically challenging than enforced constant pace exercise of the same intensity: influence of complex central metabolic control. *Br J Sports Med.* 2009;43(10):789-795.
14. Abbiss CR, Straker L, Quod MJ, Martin DT, Laursen PB. Examining pacing profiles in elite female road cyclists using exposure variation analysis. *Br J Sports Med.* 2010;44(6):437-442.
15. St Clair Gibson A, Swart J, Tucker R. The interaction of psychological and physiological homeostatic drives and role of general control principles in the regulation of physiological systems, exercise and the fatigue process – The Integrative Governor theory. *Eur J Sport Sci.* 2017:1-12.
16. St Clair Gibson A, Lambert EV, Rauch LH, et al. The role of information processing between the brain

and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. *Sports Med.* 2006;36(8):705-722.
17. Swain DP. A model for optimizing cycling performance by varying power on hills and in wind. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(8):1104-1108.
18. Wooles AL, Robinson AJ, Keen PS. A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. *Sports Eng.* 2005;8:137-144.
19. Borg G, Ljunggren G, Ceci R. The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1985;54(4):343-349.
20. Bouillod A, Pinot J, Soenen F, Ouvrard T, Grappe F. Dependence of the nature of the pedaling activity on maximal aerobic power in cycling. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017;12(1):44-49.
21. Vogler AJ, Rice AJ, Gore CJ. Validity and reliability of the Cortex MetaMax3B portable metabolic system. *J Sports Sci.* 2010;28(7):733-742.
22. Macfarlane DJ, Wong P. Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(7):2539-2547.
23. Ebert TR, Martin DT, McDonald W, Victor J, Plummer J, Withers RT. Power output during women's World Cup road cycle racing. *Eur J Appl Physiol.* 2005;95(5-6):529-536.
24. Lucia A, Hoyos J, Carvajal A, Chicharro J. Heart rate response to professional road cycling: the Tour de France. *Int J Sports Med.* 1999;20(03):167-172.
25. Noakes T, St Clair Gibson A, Lambert EV. From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: summary and conclusions. *Br J Sports Med.* 2005;39(2):120-124.
26. Micklewright D, Papadopoulou E, Swart J, Noakes T. Previous experience influences pacing during 20 km time trial cycling. *Br J Sports Med.* 2010;44(13):952-960.
27. Thomas K, Stone MR, Thompson KG, St Clair Gibson A, Ansley L. Reproducibility of pacing strategy during simulated 20-km cycling time trials in well-trained cyclists. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(1):223-229.
28. Marcora SM, Staiano W. The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle? *Eur J Appl Physiol.* 2010;109(4):763-770.
29. Jones G. What is this thing called mental toughness? An investigation of elite sport performers. *J Appl Sport Psychol.* 2002;14(3):205-218.