

THÈSE

présentée à

L'UFR DES SCIENCES ET TECHNIQUES
DE L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

pour l'obtention du

GRADE DE DOCTEUR
DE L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ
Spécialité Sciences pour l'Ingénieur

**Baropodomètre écologique :
développement d'un chausson à semelle
instrumentée pour l'analyse de la marche**

par

Fany CHEDEVERGNE

le 11 Septembre 2008 à 14h30 devant la Commission d'Examen :

Rapporteurs :	DAMIEN CHABLAT ALAIN MARTIN	Chargé de recherche CNRS (HDR), École Centrale de Nantes Maître de conférence (HDR), Université de Bourgogne
Directeurs :	MARC DAHAN BERNARD PARRATTE	Directeur de recherche CNRS, Université de Franche-Comté Professeur hospitalo-universitaire, Université de Franche-Comté
Examineurs :	LAURENCE CHEZE JEAN-DENIS ROUILLON	Professeur des universités, Université Lyon I Professeur des universités, Université de Franche-Comté
Invité :	ARNAUD FAIVRE	Docteur en sciences pour l'ingénieur, Lyon

Remerciements

A Monsieur Marc DAHAN

pour l'encadrement de ce projet, sa disponibilité et son efficacité administrative, pour m'avoir permis d'exposer mes travaux dans de nombreuses conférences locales, nationales et internationales et pour avoir toujours su trouver les ressources financières indispensables à cette recherche.

A Monsieur Bernard PARRATTE

pour m'avoir éclairée sur l'intérêt clinique du baropodomètre écologique et m'avoir guidée dans l'approche médicale de ce sujet.

A Madame Laurence CHEZE, Monsieur Damien CHABLAT, Monsieur Alain MARTIN et Monsieur Jean-Denis ROUILLON

pour leur aimable participation à mon jury de thèse, leur jugement expert et leur encouragement pour ma jeune carrière professionnelle.

A Monsieur Alain BURTHERET

pour m'avoir prise sous son aile avec beaucoup d'application, m'avoir transmis une partie de son savoir-faire mécanique et expérimental et sans qui cette réussite n'aurait pas eu lieu.

Aux nombreux techniciens, ingénieurs et professeurs

du LMARC et d'ailleurs, qui ont contribué à l'avancement de ce travail avec beaucoup d'entrain, que ce soit en me formant ou en me dépannant à de nombreuses reprises.

A la direction du LMARC, de FEMTO-ST et de l'ED SPIM

pour avoir permis la réalisation de cette recherche et des nombreuses communications qui en ont découlé, avec beaucoup de gentillesse.

Aux deux stagiaires en informatique

pour leur contribution volontaire à ce projet et pour m'avoir ainsi permis une première expérience dans l'encadrement personnalisé d'étudiants.

Aux nombreux collègues et amis doctorants

pour m'avoir souvent aidée dans ma formation mécanique et électronique avec beaucoup de patience, pour avoir participé avec enthousiasme aux expériences cliniques menées et pour m'avoir soutenue moralement jusqu'au bout.

A mes parents et à ma soeurette

pour m'avoir spontanément donné un coup de pouce dans leur domaine de compétence respectif et pour avoir été mes plus fervents supporters tout au long de ce travail.

Table des matières

Introduction	1
1 Baropodométrie de la marche	3
1.1 Marche normale	4
1.1.1 Pluralité des patterns	4
1.1.2 Paramètres communs aux patterns de la marche normale	5
1.2 Troubles de la marche	12
1.2.1 Pressions plantaires et prévention	12
1.2.2 Pressions plantaires et diagnostic	13
1.2.3 Pressions plantaires et suivi médical	17
1.3 Outils baropodométriques	19
1.3.1 Tapis baropodométriques	21
1.3.2 Semelles baropodométriques	22
1.3.3 Capteurs libres	24
1.3.4 Chaussures à capteurs intégrés	25
1.3.5 Comparatif	26
1.4 Conclusion sur la baropodométrie de la marche humaine	27
2 Etude du prototype initial	29
2.1 Description du prototype initial	29
2.1.1 Le corps d'épreuve	32
2.1.2 L'élément de transduction	32
2.1.3 L'enregistreur	34
2.1.4 Le traitement des données	34
2.2 Analyse du prototype initial	38
2.2.1 Validation initiale	38
2.2.2 Etude des limites	39
2.2.3 Comportement mécanique des capteurs	42
2.3 Conclusion sur le prototype initial	46
2.3.1 Bilan technique	46

2.3.2	Les manques et les améliorations proposées	48
3	Développement d'un nouveau prototype	49
3.1	Conception d'un nouveau capteur	49
3.1.1	Nouvel assemblage	50
3.1.2	Redimensionnement de l'anneau	51
3.1.3	Nouvelle orientation du capteur	51
3.1.4	Conclusion sur les modifications du capteur	53
3.2	Amélioration des systèmes de conditionnement et d'acquisition	55
3.2.1	Utilisation d'un ordinateur de poche	55
3.2.2	Utilisation de composants National Instrument ®	58
3.2.3	Conclusion sur le système d'acquisition	61
3.3	Étalonnage et validation	62
3.3.1	Comportement à vide	63
3.3.2	Étalonnage électromécanique sur machine de traction	65
3.3.3	Validation en pesée de poids inertes	78
3.4	Bilan du nouveau prototype	79
4	Premières applications baropodométriques	83
4.1	Pesée d'individus	84
4.2	Instabilité monopodale	87
4.3	Marche humaine	92
4.3.1	Programme développé pour l'analyse de la marche	92
4.3.2	Affichages programmés à l'intention du praticien	94
4.3.3	Expérimentation	95
	Discussion et conclusion	107
	Bibliographie	113
	Table des figures	119
	Annexe A - Désignation des zones de la plante du pied	123
	Annexe B - Obtention de la composante verticale de la force de réaction	125
	Annexe C - Fiche technique de chaque capteur	127

Introduction

La baropodométrie, ou mesure des pressions plantaires, est une technique d'analyse de la posture et de la marche humaine de plus en plus répandue dans le secteur médical. Elle indique instantanément la répartition qualitative et quantitative de l'appui du pied du patient sur le sol. Elle informe sur les zones du pied sollicitées à chaque instant et sur l'intensité de cette sollicitation correspondant à la force de contact pied-sol ou à la pression lorsque cette force est considérée par unité de surface. Le praticien peut ainsi juger de la santé des équilibres statique et dynamique du patient, suivre ses progrès au cours d'une rééducation ou encore détecter des pathologies sous-jacentes.

La force exercée par le pied sur le sol est créée par l'individu d'une part pour lutter contre l'attraction terrestre et éviter la chute, et d'autre part pour réaliser la gestuelle souhaitée sans perdre l'équilibre. Cette gestuelle se traduit par une accélération du centre de gravité de l'individu et c'est cette accélération qui fait varier la force d'appui au sol. Pour illustrer ce phénomène, il suffit de se placer sur un pèse-personne et de constater qu'un mouvement des bras fait osciller l'aiguille de mesure. La seconde loi de Newton décrit cette relation en formulant que la somme des forces extérieures subies par le corps est proportionnelle à l'accélération de son centre de gravité. Si l'individu n'est en contact qu'avec le sol, son poids et la force de réaction du sol, force opposée à celle exercée par les pieds sur le sol, sont les deux seules forces extérieures qu'il subit. La somme de ces deux forces est donc équivalente à la quantité d'accélération. A noter qu'en statique, quand l'individu est immobile, cette accélération étant nulle, la force de réaction du sol est égale et opposée au poids du corps. C'est pourquoi, pour se peser sur une balance, il faut rester immobile.

Cette théorie permet d'appréhender toute la mécanique de la marche comme une succession de créations de déséquilibre et de rétablissements d'équilibre. La gestuelle de marche vise un déplacement efficace du corps tout en garantissant une absence de chute. Les pressions plantaires sont un témoin important de la stratégie gestuelle de l'individu pendant sa marche, souvent révélatrice de pathologies insoupçonnées. Pouvant être quantifiées, elles sont devenues un outil objectif pour le praticien et son patient, mais aussi pour les instances financières responsables du remboursement des soins en France.

Selon Bryant et *al.* (2000), les pédiatres, surveillant le développement de la marche chez l'enfant, et les chirurgiens, vérifiant le bon rétablissement de leurs patients, se tournent de plus en plus vers les technologies de mesure des pressions plantaires, aussi bien en pratique clinique qu'en recherche. Wang (2002) vante d'ailleurs les apports médicaux de la baropodométrie pour de nombreuses pathologies :

"La distribution des pressions plantaires est une caractéristique importante pour identifier des maladies telles que les neuropathies périphériques, les ulcères plan-

taires, les varus, les valgus ou encore les pieds plats.”

Toullec (2002) juge que la baropodométrie devrait aujourd’hui faire partie de l’examen clinique du chirurgien du pied car elle est un des rares examens qui permettent d’appréhender l’aspect dynamique des pathologies du pied et des conséquences du traitement chirurgical. La baropodométrie intéresse également le milieu sportif tant pour son intérêt médical que pour son influence sur les performances sportives. L’équipe de médecins et rééducateurs fonctionnels de l’Institut National du Sport et de l’Education Physique de France, constate les déséquilibres et les compense par le port de semelles réalisées sur mesure et en fonction du sport pratiqué. Ils proposent également parfois une rééducation pour améliorer la régulation du tonus de la posture. L’influence sur la performance dans les sports de précision, comme le tir, est appréciable.

L’industrie de la chaussure utilise également des technologies baropodométriques. Sont ainsi, par exemple, testées les qualités d’amortissement des chaussures de sport *via* l’observation du choc du talon au sol lors de la locomotion (Hamill, 1999).

Les outils baropodométriques existants sont divers et perfectionnés, mais souvent chers et rapidement détériorés, et aucun ne permet d’analyser la marche pieds nus sur de nombreux pas consécutifs de manière reproductible. Ces outils sont les plates-formes de force, les tapis et semelles baropodométriques, mais aussi des capteurs libres et des chaussures équipées. Ce mémoire de thèse présente une étape dans le développement d’un nouvel outil, un chausson baropodométrique, qui se veut efficace, pratique, résistant, non-contrainant, idéal pour l’analyse de la marche en contexte écologique et économique.

Le travail de recherche a été réalisé dans la continuité de celui développé par A. Faivre (thèse soutenue en 2003). Ce nouvel outil est destiné à intégrer le marché commercial des produits paramédicaux d’orthopédie. Le projet a été initié dès 2001 par le docteur B. Parratte, professeur au Laboratoire d’Anatomie de l’UFR Sciences Médicales et Pharmaceutiques de Besançon.

Le prototype initial a fait l’objet d’un dépôt de brevet européen (n° EP 1 464 281 B1). Il est constitué d’une paire de chaussons médicaux instrumentés de capteurs de force placés en huit zones spécifiques de la semelle de chaque chausson. Un système filaire remontant le long des jambes jusqu’à un sac-à-dos permet, grâce aux conditionneurs-enregistreurs placés dans ledit sac-à-dos, d’alimenter les capteurs et d’en recueillir le signal, et cela sans gêner la gestuelle naturelle de marche de l’individu.

Notre travail a débuté par l’étude de la place de la baropodométrie dans le milieu clinique pour comprendre comment l’analyse des pressions plantaires permet de juger de la santé du système locomoteur de l’individu. Cette recherche a également donné lieu à une critique des différents outils baropodométriques présents sur le marché.

Puis, le premier prototype du nouveau baropodomètre a été étudié pour en connaître les limites. Il s’avère très intéressant quant à son principe mais non encore adapté à l’analyse de la marche des populations pathologiques ou hors-normes.

Le troisième temps de notre démarche a donc consisté à proposer et tester des améliorations mécatroniques destinées à rendre le baropodomètre utilisable pour n’importe quel individu.

Enfin, des applications cliniques préliminaires ont été réalisées, sollicitant l’outil aussi bien en statique qu’en dynamique. Un traitement de données est également développé pour faciliter la visualisation et l’interprétation des résultats par la praticien.

Chapitre 1

Baropodométrie de la marche

Etienne Jules Marey (1838-1904), physiologiste français, fut le premier à mesurer les pressions sous le pied. Auteur de nombreuses inventions et études, il développa une chaussure équipée d'une chambre à air couplée à un outil d'enregistrement pneumatique (Fig. 1.1). Il est reconnu comme ayant fait passer la biomécanique d'une période de simples observations à une période de quantification. C'est toutefois au cours des dernières décennies que la mesure des charges plantaires s'est considérablement développée. Elle est devenue un outil clinique important dans l'évaluation des pathologies du pied. Elle a, par exemple, une place dans l'étude des pressions plantaires chez le diabétique, de même que chez le patient souffrant de péri-arthrite rhumatoïde, ou encore dans les indications et l'efficacité de la chirurgie corrective.

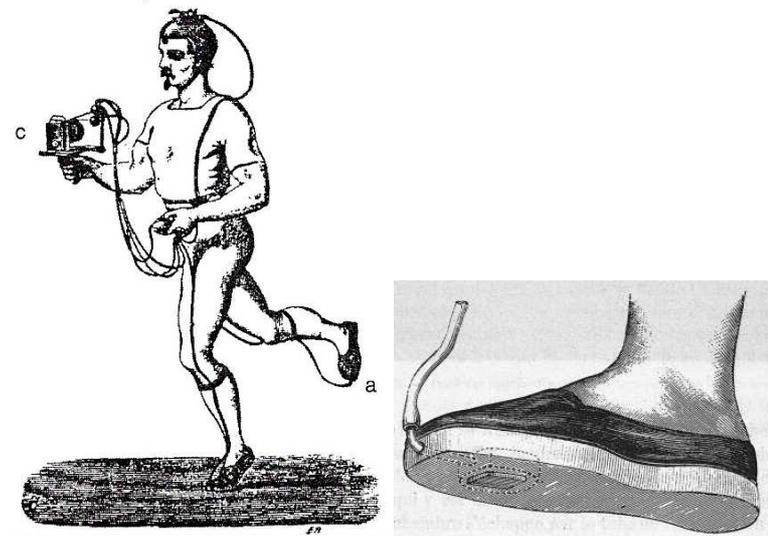


FIG. 1.1 – Premier outil connu de détection de la pression plantaire, destiné à enregistrer les allures d'un coureur et développé par E.J. Marey (1873).

En 2003, Bisiaux rapporte que l'étude baropodométrique est de plus en plus utilisée pour caractériser les stratégies de marche de l'individu.

Connaître le pattern des pressions plantaires dynamiques, c'est-à-dire au cours de la marche, c'est connaître la localisation sous le pied de ces pressions, leurs moments d'apparition et de disparition et ainsi leurs durées, leurs vitesses d'accroissement et de diminution et leurs intensités.

Mais le pattern, c'est également des informations déductibles de ces pressions comme, par exemple, la trajectoire du centre des pressions, la durée de la phase d'appui du pied sur le sol, la force verticale résultante sous le pied à chaque instant de l'appui.

1.1 La marche normale

1.1.1 Pluralité des patterns

La marche est une activité rythmique volontaire, automatique et réflexe, qui s'inscrit dans des contraintes de maintien de posture et d'équilibre. La cinématique de la marche n'est totalement acquise qu'après la détorsion tibiale qui intervient entre les âges de 6 et 10 ans (Dupuis, 1951).

La marche normale d'un individu est celle qui lui demande la moindre dépense d'énergie et c'est généralement cette marche qu'il adopte naturellement dans un contexte écologique, c'est-à-dire un contexte sans contrainte particulière, donc hors laboratoire d'analyse.

Elle varie d'un individu à l'autre du fait de l'âge (Craik, 1989 ; Viel, 2000), de la culture (Viel, 2000), du sexe (Molen, 1972 ; Finley, 1970 ; Hennig, 1993), des caractéristiques anthropométriques et anatomiques (Armstrong, 1984 ; Martin, 1991 ; Hennig, 1993), de la qualité et de la fatigabilité de l'appareil locomoteur (Bisiaux, 1999 ; Reinschmitd, 1994 ; Sato, 1991), de la condition physique (Cunninggham, 1982 ; Zatsiorsky, 1994 ; Holt, 2005).

Elle varie également pour un même individu, d'une situation à l'autre, du fait de l'habillement du pied (Grundy *et al.*, 1975 ; Hamill, 1984 ; Leber et Evanski, 1986 ; Schaff et Cavanagh, 1990 ; McPoil et Cornwall, 1992 ; Sanfilippo *et al.*, 1992 ; Sarnow *et al.*, 1994 ; Nyska *et al.*, 1995 ; Lavery *et al.*, 1997 ; Bus *et al.*, 2001 ; Drerup et Wetz, 2001) ou de la vitesse du déplacement (Andriacchi *et al.*, 1977 ; Vaughan *et al.*, 1987 ; Nilsson et Thorstensson, 1989 ; Rodano et Santambrogio, 1989 ; Winter, 1991 ; Perttunen, 2002).

Sur le plan médical, la marche normale de référence est celle d'un individu sain.

De nombreuses pathologies, qu'elles soient traumatologiques, neurologiques ou rhumatologiques, sont susceptibles de perturber la cinétique de marche d'un individu. L'objectif thérapeutique médical est alors d'améliorer l'aisance de l'individu dans ce mouvement.

Les thérapeutiques, en ce qui concerne la marche, sont variées. Différents traitements permettent par exemple de modifier les structures ostéo-articulaires ou le fonctionnement neuromusculaire chez des patients qui le nécessitent. Il en est ainsi de la chirurgie orthopédique de prothésation de hanche et de genou chez les patients rhumatoïdes ou des traitements spécifiques locaux de la spasticité chez les patients neurologiques.

Pour juger de la santé locomotrice de l'individu et de son évolution, il paraît nécessaire de comparer la marche de l'individu à une marche saine de référence. Il faut pour cela caractériser la marche saine, c'est-à-dire déterminer les points communs à la marche de tous les individus sains, critères constituant les paramètres du pattern de la marche saine.

1.1.2 Paramètres communs aux patterns de la marche normale

1.1.2.1 Une alternance des pieds au sol

Whittle (1996) rappelle que la marche est une activité cyclique et que c'est la succession de cycles relativement identiques qui constitue la locomotion.

Cette cinématique des deux membres inférieurs est clairement explicitée, et de façon complémentaire, dans les schémas des figures 1.2 et 1.3, respectivement publiés par Perttunen (2002) et Whittle (1996).

Cette alternance constitue le premier critère de reconnaissance de la marche saine.

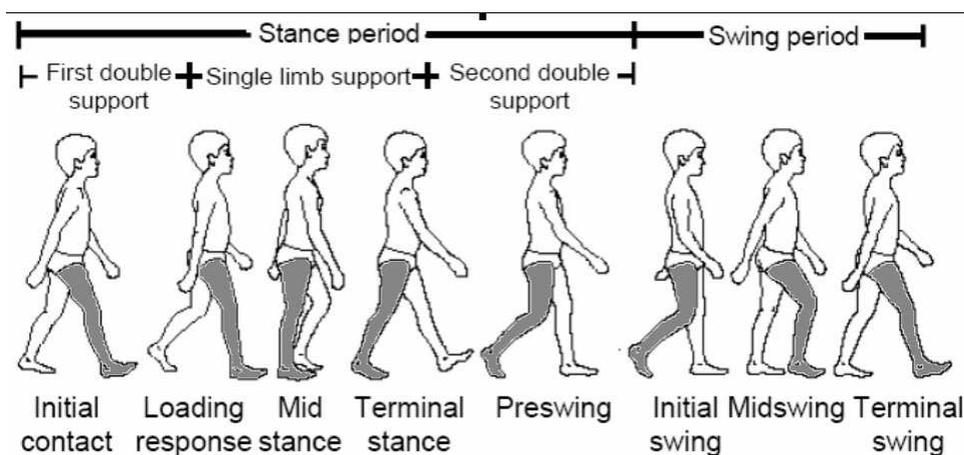


FIG. 1.2 – Identification des phases d'appui et d'oscillation d'un pied au cours d'un cycle selon Perttunen (2002) inspiré par Perry (1992) et Vaughan (1999). Traduction de gauche à droite et de haut en bas : *Stance Period* = phase d'appui ; *Swing Period* = phase d'oscillation ; *First double support* = premier double appui ; *Single limb support* = simple appui ; *Second double support* = deuxième double appui ; *Initial contact* = début du contact ; *Loading response* = mise en charge ; *Mid stance* = milieu de phase d'appui ; *Terminal stance* = fin de phase d'appui ; *Preswing* = pré-oscillation ; *Initial swing* = début de l'oscillation ; *Mid swing* = milieu de l'oscillation ; *Terminal swing* = fin de l'oscillation.

1.1.2.2 Un bon déroulement du pied au sol

Lors de la marche, le pied remplit deux fonctions primordiales : il supporte le poids du corps et agit comme un levier pour le propulser. L'anatomie fonctionnelle du pied présente ainsi deux triangles mécaniques sous la voûte plantaire : le triangle postérieur servant à l'appui et le triangle antérieur sollicité par la propulsion (Fig. 1.4). Le triangle postérieur est constitué par le calcanéum et les têtes des premier et cinquième métatarsiens, tandis que le triangle antérieur a pour base la première phalange et la tête de la seconde phalange de l'hallux et, pour pointe, la première phalange du cinquième orteil.

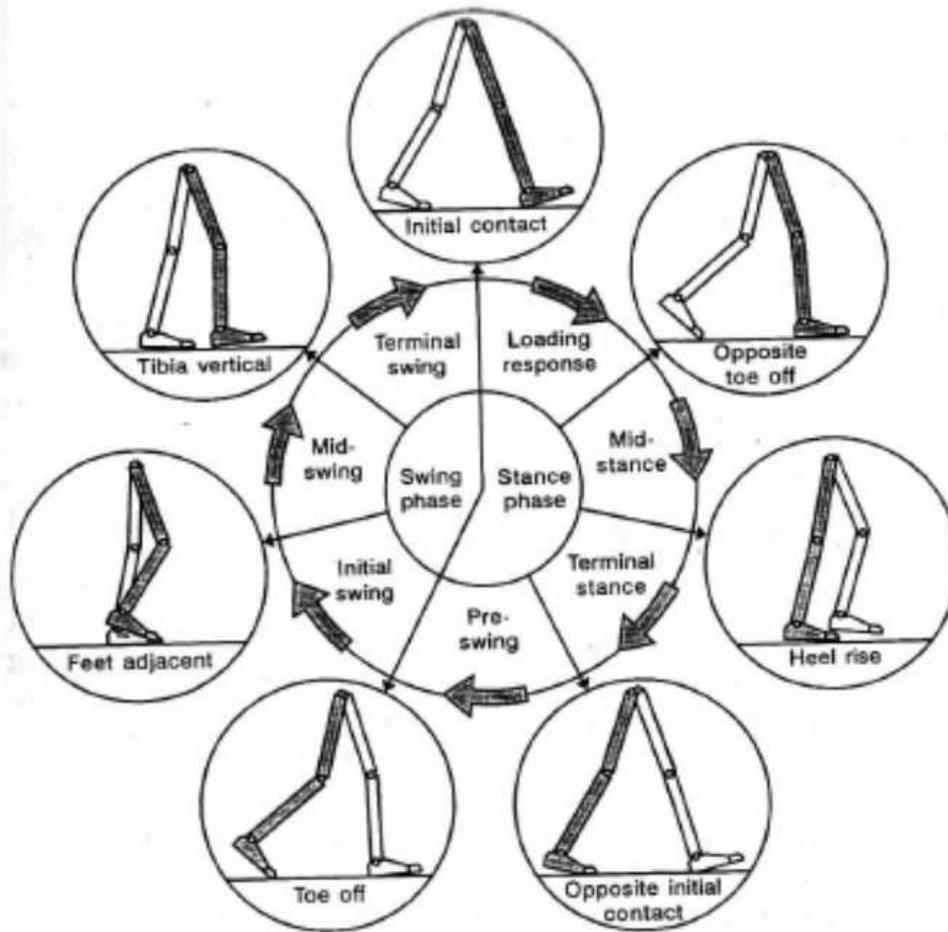


FIG. 1.3 – Identification des phases d'appui et d'oscillation d'un pied au cours d'un cycle selon Whittle (1996). Traduction des expressions en allant du centre vers l'extérieur du schéma et en suivant le sens des flèches : *Stance phase* = phase d'appui ; *Swing phase* = phase d'oscillation ; *Loading response* = mise en charge ; *Mid-stance* = milieu de phase d'appui ; *Terminal stance* = fin de phase d'appui ; *Pre-swing* = pré-oscillation ; *Initial swing* = début de l'oscillation ; *Mid-swing* = milieu de l'oscillation ; *Terminal swing* = fin de l'oscillation ; *Initial contact* = début du contact ; *Opposite toe off* = décollage des orteils du pied opposé ; *Heel rise* = levée du talon ; *Opposite initial contact* = début du contact du pied opposé ; *Toe off* = décollage des orteils ; *Feet adjacent* = pieds côte à côte ; *Tibia vertical* = tibia à la verticale.

Pour une marche normale, le pied effectue un déroulement au sol durant l'appui, du talon aux orteils.

Les observations de Perry (1992) (Fig. 1.5) montrent que l'appui ne sollicite d'abord que le talon, puis qu'il apparaît sous les têtes métatarsiennes en plus du talon et également souvent sous la partie latérale du médio-pied, et qu'il se concentre finalement sous l'avant-pied avant de se limiter uniquement à la première tête métatarsienne et à l'hallux.

La nomenclature des zones du pied est rappelée en annexe par la figure 1.

Bleau (1994) précise les appellations et le rôle des différentes phases de ce déroulement :

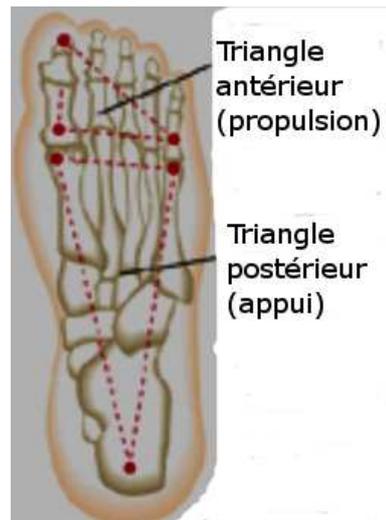


FIG. 1.4 – Localisation des triangles mécaniques de la voûte plantaire.

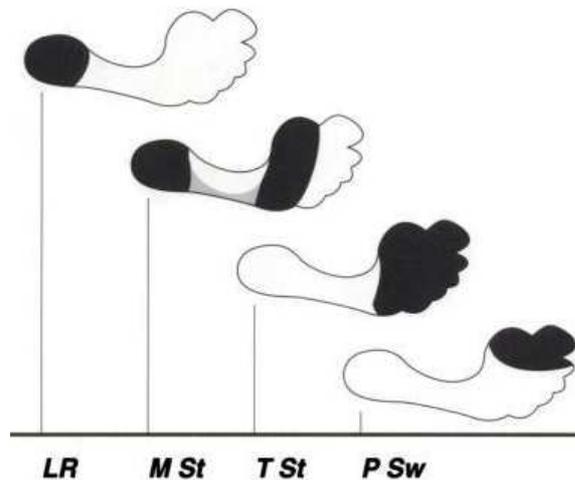


FIG. 1.5 – Représentation de la répartition des contacts plantaires au sol lors de la marche normale (de haut en bas et de gauche à droite), selon Perry (1992). "LR" = 'loading response'; "M St" = 'Mid Stance'; "T St" = 'Terminal Stance'; "P Sw" = 'Pre-Swing'.

- 1^{er} temps : l'attaque du talon, ou phase taligrade (première image de Perry), correspond à la phase de réception du pied. Ce premier contact avec le sol doit absorber les chocs.
- 2^e temps : le plein appui, ou phase plantigrade (deuxième images de Perry), correspond à la phase unipodale de la marche. Le pied supporte le poids du corps. Cette mise en charge est progressive.
- 3^e temps : la poussée des orteils, ou phase digitigrade (troisième et quatrième images de Perry), correspond à la phase de propulsion du pied. La charge est transférée sur les articulations métatarso-phalangiennes. La poussée se fait rapidement puis le pied entre en oscillation (phase de décharge du pied).

Ces différentes phases de contact plantaire au cours de la marche témoignent de la cinématique à trois bascules du pied identifiée par Perry (1992) (Fig. 1.6). La première bascule est la rotation du pied autour du talon au cours de la phase taligrade. La seconde correspond à la rotation du tibia autour du talon durant la phase plantigrade. Et la dernière considère

la rotation du pied autour des têtes métatarsiennes durant la phase digitigrade. Viel (2000) détaille d'ailleurs cette troisième rotation en deux phases. Tout d'abord le "roulement" de l'arrière-pied autour des articulations métatarso-phalangiennes lorsque le talon se soulève, que nous pourrions nommer "phase digitigrade initiale". Puis le "roulement" du pied autour de l'hallux en phase finale d'appui, que nous pourrions nommer "phase digitigrade finale".

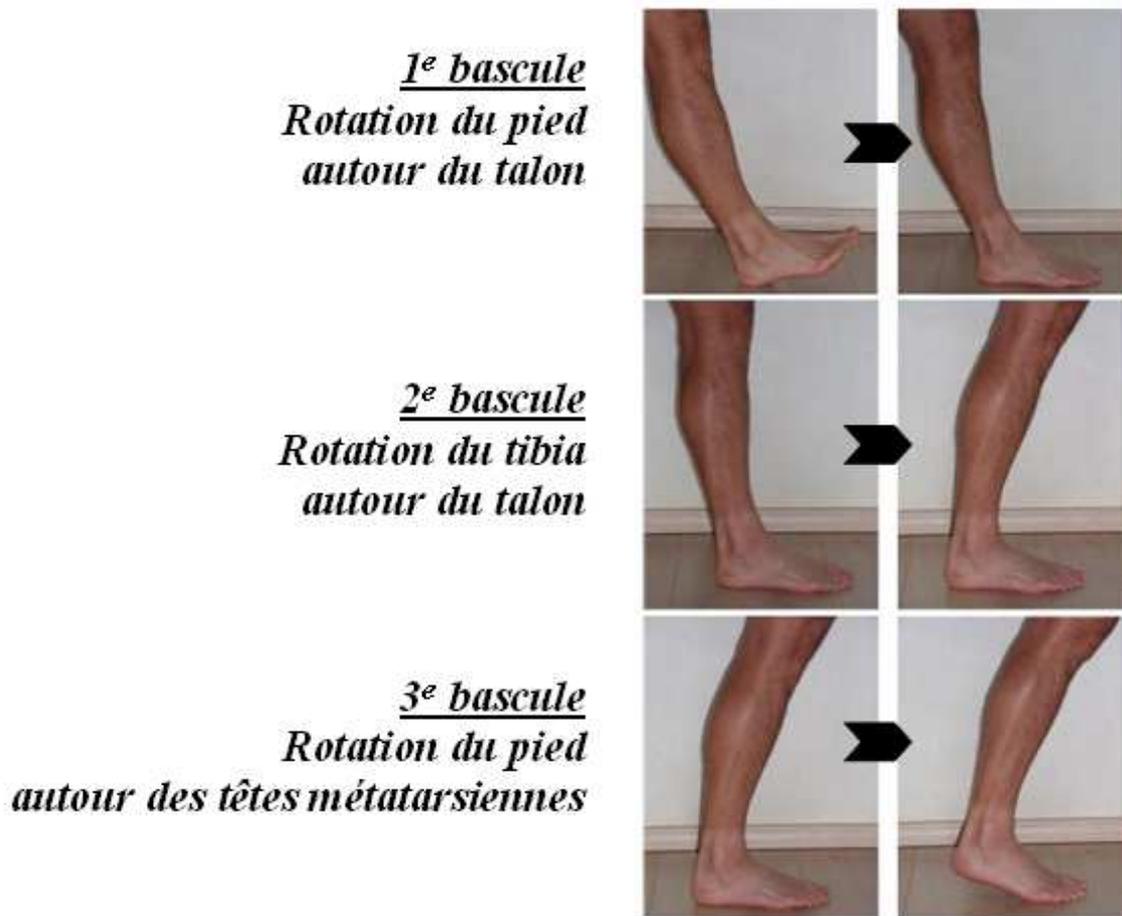


FIG. 1.6 – Identification des trois bascules du pied en phase d'appui au cours de la marche, selon Perry (1992) et reprises par Hagman (2005).

Les phases du cycle de marche sont repérées par rapport au temps total du cycle (Viel, 2000) :

- l'appui taligrade : de 0% à 15% du cycle
- l'appui plantigrade : de 16% à 45%
- l'appui digitigrade initial : de 46% à 60%
- l'appui digitigrade final : de 61% à 70%
- l'oscillation : 71% à 100%

L'observation du déroulement du pied entre dans l'identification de la marche saine.

1.1.2.3 Une trajectoire centrale du centre des pressions

Le centre des pressions est le barycentre des pressions exercées par les différentes zones d'appui du pied au sol. Il est défini à chaque instant de la phase d'appui.

Au cours du déroulement normal du pied sur le sol, le centre des pressions se déplace du talon jusqu'à l'avant-pied en conservant une position centrale dans la largeur du pied (Perttunen, 2002 ; Allard, 2000) (Fig. 1.7). Il est en quasi permanence équidistant des deux bords du pied, ne s'approchant du bord médial qu'en fin de parcours, lors de la propulsion. Une telle trajectoire signifie que, dans la marche normale, l'appui du pied n'est pas plus prononcé sur le bord médial que sur le bord latéral pendant les phases taligrade et plantigrade.

Cela peut être illustré si nous appliquons l'idée de coefficient médio-latéral de charge utilisée par Becker (1996) sur des patients souffrant d'instabilité de la cheville. Ce coefficient est le quotient de la pression exercée sur les zones médiales par celle exercée sur les zones latérales du pied. Par exemple, si la partie médiale du talon subit une pression de 80 kPa et la partie latérale une pression de 70 kPa, ce coefficient est égal à $80/70 = 1,14$. Un coefficient médio-latéral de charge proche de 1 indique donc une répartition équitable de la pression entre les zones médiales et les zones latérales du pied, donc une localisation très centrale du centre des pressions. Si ce coefficient est supérieur à 1, il signifie que l'appui est plus prononcé en zones médiales et que le centre des pressions se rapproche du bord médial du pied. Inversement, si ce coefficient est inférieur à 1, c'est que l'appui est principalement latéral et que le centre des pressions se rapproche alors du bord distal du pied.

Ainsi, lors d'une marche normale, ce coefficient est proche de 1 dans les phases taligrade et plantigrade puis devient significativement supérieur à 1 en fin de cycle dans la phase de propulsion.

Toute autre trajectoire du centre des pressions pourrait témoigner d'un trouble de la marche.

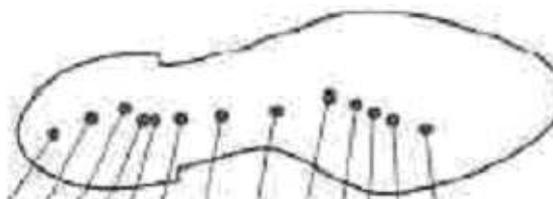


FIG. 1.7 – Trajectoire du centre des pressions sous le pied chez un sujet sain lors de sa marche (Allard, 2000).

1.1.2.4 Une courbe de force de réaction au sol verticale en "dos de chameau"

Le contact du pied au sol lors de la marche normale révèle une courbe de force verticale de réaction du sol à deux bosses (Fig. 1.8).

La force de réaction du sol est la force exercée par le sol sur l'individu et c'est exactement l'opposé de la force exercée par l'individu sur le sol, comme l'énonce la troisième loi de Newton liant action et réaction. Cette force s'obtient en sommant les forces localisées sous chaque zone du pied. Sa composante verticale est sa projection orthogonale sur l'axe vertical (Fig. 1 de l'annexe B). Pour une comparaison inter-individu aisée, cette force est souvent exprimée en pourcentage du poids de l'individu considéré.

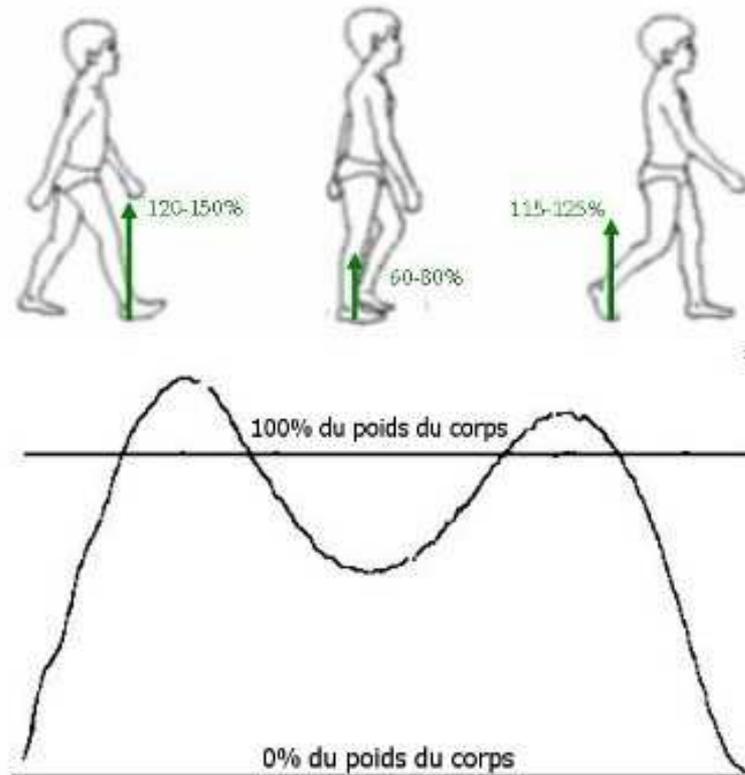


FIG. 1.8 – Représentation de la composante verticale de la force de réaction du sol lors de la marche normale, comparativement à la valeur du poids du corps de l'individu (trait horizontal).

Lors de la marche normale, cette force présente un premier pic d'intensité atteignant 120-150% du poids du corps au moment du contact talon-sol. Puis son intensité redescend jusqu'à 60-80% en plein appui. Enfin, un second pic d'environ 120% est atteint au moment de la propulsion par la région du triangle antérieur (Viel, 2000 ; Perttunen, 2002 ; Lampe, 2004). Ces deux bosses et ce creux forment une courbe en dos de chameau. Cette courbe est caractéristique de la marche saine.

1.1.2.5 La répétitivité du pas

La marche est une succession de pas et la marche saine est une succession de pas sains et donc identiques.

Pour un même pied, d'un appui à l'autre, le parcours central du centre des pressions doit être sain et répétitif et la forme en dos de chameau de la courbe de force verticale au sol doit être présente et superposable.

l'absence de répétitivité indiquerait une pathologie.

1.1.2.6 La symétrie des deux pieds

Perttunen (2002) met en évidence que la marche normale, quelle que soit la vitesse à laquelle elle est étudiée, montre une symétrie des empreintes dynamiques des deux pieds (Fig. 1.9).

Cette symétrie est spatio-temporelle : les deux pieds présentent la même répartition des

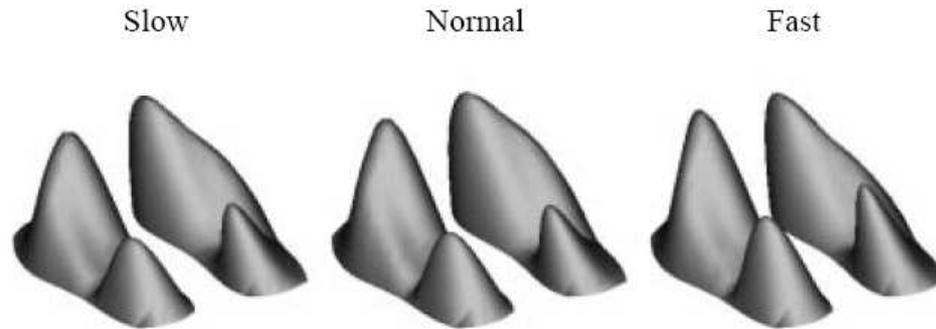


FIG. 1.9 – Empreintes dynamiques symétriques de la marche normale à différentes allures : *Slow* = marche à 4,0 km/h (soit 1,11 m/s), *Normal* = marche à 5,5 km/h (soit 1,53 m/s) et *Fast* = marche à 7,0 km/h (soit 1,94 m/s), d’après Perttunen (2002)

appuis dans la même période du cycle de la marche. Par exemple, si à 20% du cycle le pied droit est encore en phase taligrade, le pied gauche doit montrer le même phénomène et ne pas être déjà passé en phase plantigrade à cette phase du pas. Dans la même idée, si la force verticale sous le talon du pied droit est alors de 120% du poids du corps, elle doit également être proche de cette valeur sous le pied gauche lors de l’appui de celui-ci.

Pour juger de la symétrie inter-pied, Perttunen utilise l’indice de symétrie, noté *SI*, proposé par Herzog et *al.* (1989). Cet indice informe de ce que représente en pourcentage l’écart entre les valeurs de deux pieds par rapport à la moyenne de ces deux valeurs (Eq. 1.1). La symétrie parfaite correspond à la valeur 0, cependant la symétrie sera considérée comme acceptable si l’indice est compris entre -10 et +10. Un indice supérieur à 10 révélera une pression significativement plus élevée sous le pied droit que sous le pied gauche, et un indice inférieur à -10 témoignera d’un appui significativement plus prononcé sous le pied gauche que sous le pied droit.

$$SI = \frac{Xr - Xl}{\frac{Xr + Xl}{2}} * 100 \quad (1.1)$$

avec :

- Xr = valeur sous le pied droit
- Xl = valeur sous le pied gauche

1.1.2.7 Conclusions sur l’identification de la marche saine

Les critères que nous venons d’identifier pour la marche normale sont autant de conditions que toute marche doit respecter pour être jugée saine. L’absence d’un seul de ces aspects remarquables indiquerait la présence d’un état pathologique de la structure ostéo-articulaire ou du système neuromusculaire de l’individu.

1.2 Troubles de la marche

De nombreuses pathologies peuvent perturber la locomotion de l'individu et, inversement, la façon de marcher de l'individu peut entraîner diverses pathologies. L'analyse des pressions plantaires joue ici un rôle médical important tant dans la prévention que dans le diagnostic et le suivi de ces pathologies.

1.2.1 Pressions plantaires et prévention

Lors de la marche, le pied subit des pressions importantes qui peuvent être traumatisantes tant au niveau tissulaire qu'articulaire. Il est donc utile de connaître la répartition et l'intensité de la pression sous le pied de l'individu pendant sa marche pour mettre en place des procédures de prévention adaptées.

1.2.1.1 Ulcération

Chez les patients souffrant de neuropathie sensitive, le pied ne ressent plus la douleur et les pressions subies par le pied lors de la marche sont source de plaies (Bleau, 1994), voire d'ulcérations (Masson et *al.*, 1989). Il en est de même pour les patients lipodystrophiques privés de graisse amortissante sous les saillies osseuses (Kogler, 2001 ; Abouaesha, 2004). Dans le cas des patients diabétiques, présentant souvent ces deux pathologies (une neuropathie et une lipodystrophie), un individu sur vingt souffre d'ulcération du pied (Boulton, 2004 ; Wang 2002). Hosein et Lord (2000), ayant identifié que le talon et les 1^{er} et 2^e métatarses sont trois régions très propices aux ulcères chez les sujets diabétiques, ils ont développé une semelle instrumentée de capteurs de force sur ces trois localisations pour identifier les risques d'ulcères des sujets. Cet outil est présenté dans la partie "outils baropodométriques" de ce mémoire.

1.2.1.2 Arthrose

Les pressions plantaires, par répercussion des chocs dans le squelette, peuvent également engendrer de l'arthrose et donc des douleurs articulaires prononcées, en particulier lors d'une marche asymétrique (Perttunen, 2002) ou d'un pied bot varus équin (Haumont, 2003).

1.2.1.3 Prévention

Pour prévenir les pathologies dues aux chocs plantaires, il est nécessaire de modifier l'appui du pied soit de manière palliative, à l'aide de semelles amortissantes, soit de manière curative, par une réadaptation de l'individu. Des appareillages de rétro-information sont d'ailleurs développés pour permettre aux patients de connaître en direct l'aspect pathologique ou non des pressions que leurs pieds exercent sur le sol (Miyazaki, 1986 ; Thevenon, 1998 ; Pataky , 2000 ; Femery , 2003). Les seuils acceptables à ne pas dépasser en pression plantaire sont encore à l'étude (Cavanagh, 1999 ; Lavery , 2003).

1.2.2 Pressions plantaires et diagnostic

Les pressions plantaires sont modifiées par les pathologies entraînant des troubles de la marche. Certaines pathologies, comme l'hémiplégie, modifient la répartition des pressions plantaires lors de la marche de l'individu, et d'autres, comme la brièveté du gastrocnémien, modifient l'allure générale de la force de réaction au sol. L'étude du pattern des pressions plantaires permet dès lors d'identifier la présence d'une pathologie du système locomoteur par simple comparaison au pattern sain. De plus, le suivi de l'évolution de ce pattern plantaire au cours du temps peut indiquer l'évolution de la pathologie, qu'elle soit positive ou négative.

1.2.2.1 Hémiplégie

L'hémiplégie modifie le déroulement du pied au sol. Meyring et *al.* (1997), à l'aide d'un tapis de pression, matérialisent ces troubles. En comparaison avec un pied normal, les appuis sont modifiés sous les pieds parétiques (Fig. 1.10) : le temps de contact du talon au sol est significativement allongé, le passage sur le bord externe du pied est modifié et l'appui de l'avant du pied s'effectue sur des surfaces très réduites.

1.2.2.2 Crainte de douleurs

La crainte de la douleur post-opératoire peut entraîner une démarche précautionneuse traduite par une asymétrie de l'appui. Perttunen (2002) étudie le cas d'une fracture sévère du tibia. Dans les suites immédiates de l'opération de la fracture, la phase d'appui est plus longue et plus latérale sur le membre opéré et les pics de pressions moindres, témoignant d'une prise de précaution du patient (Fig. 1.11).

1.2.2.3 Différence de longueur

Une différence de longueur entre les membres inférieurs d'un individu provoque également une asymétrie des appuis. Le temps de contact au sol décroît du côté le plus court (Delacerda et Wikoff, 1982; D'Amico et *al.*, 1985; Schuit et *al.*, 1989; Kaufman et *al.*, 1996; Bhave et *al.* 1999).

Perttunen (2002) confirme ces résultats et note également que la composante verticale de la force de réaction au sol est plus faible sous ce membre.

1.2.2.4 Lipodystrophie

La lipodystrophie, maladie qui prive le dessous du calcanéum et des têtes métatarsiennes d'une couche de graisse naturellement amortissante, augmente le pic de force sous ces zones. Kogler (2001) observe en effet, chez ces patients, une augmentation significative du pic de force sous le talon à 180%, sous la tête du métatarse V à 110% et sous la tête du métatarse I à 174%, lors d'une marche à 1 m/s (Fig. 1.12).

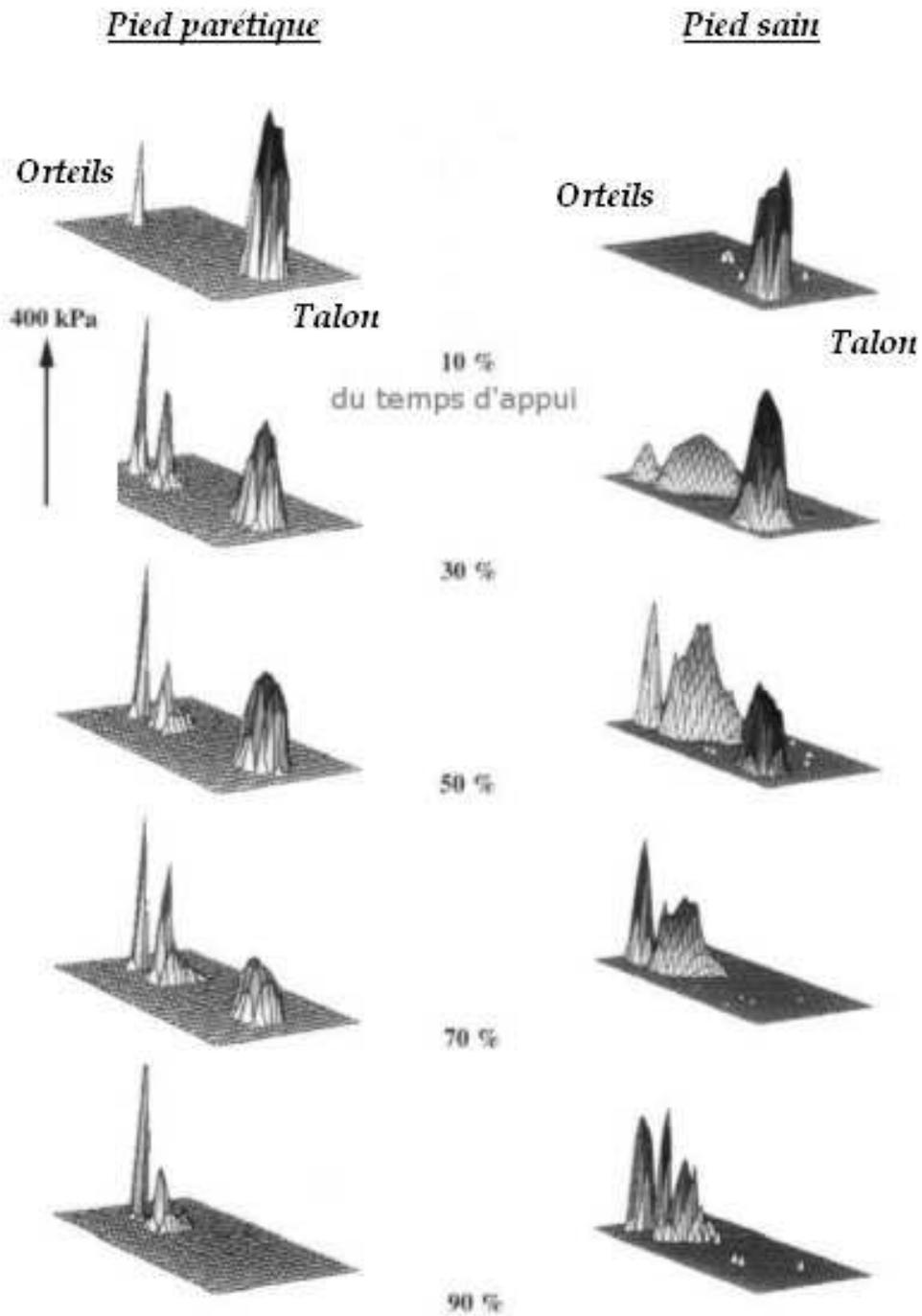


FIG. 1.10 – Distribution des pressions plantaires à différents instants de l'appui (exprimés en pourcentage du temps total d'appui) au cours de la marche (lecture de haut en bas) d'un pied parétique (à gauche) et d'un pied normal (à droite), d'après Meyring (1997).

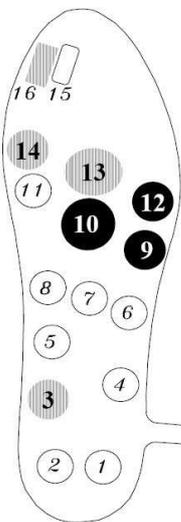


FIG. 1.11 – Différences significatives des pics de pressions plantaires observées chez les patients opérés suite à une fracture sévère du tibia, en comparaison avec des pressions plantaires normales, d’après Perttunen (2002) (zones d’augmentation indiquées en noir et zones de diminution indiquées en gris).

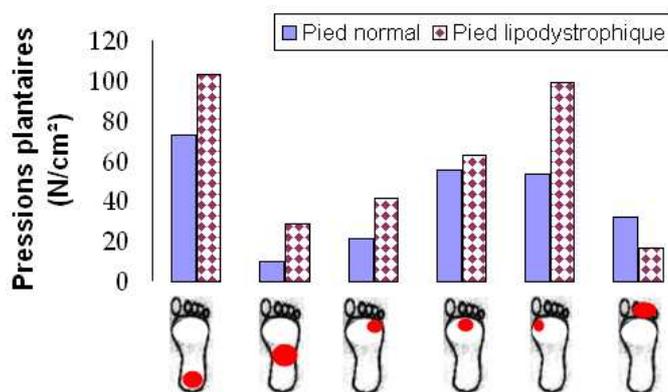


FIG. 1.12 – Effet de la lipodystrophie sur la répartition des pressions plantaires pendant la marche, d’après Kogler (2001).

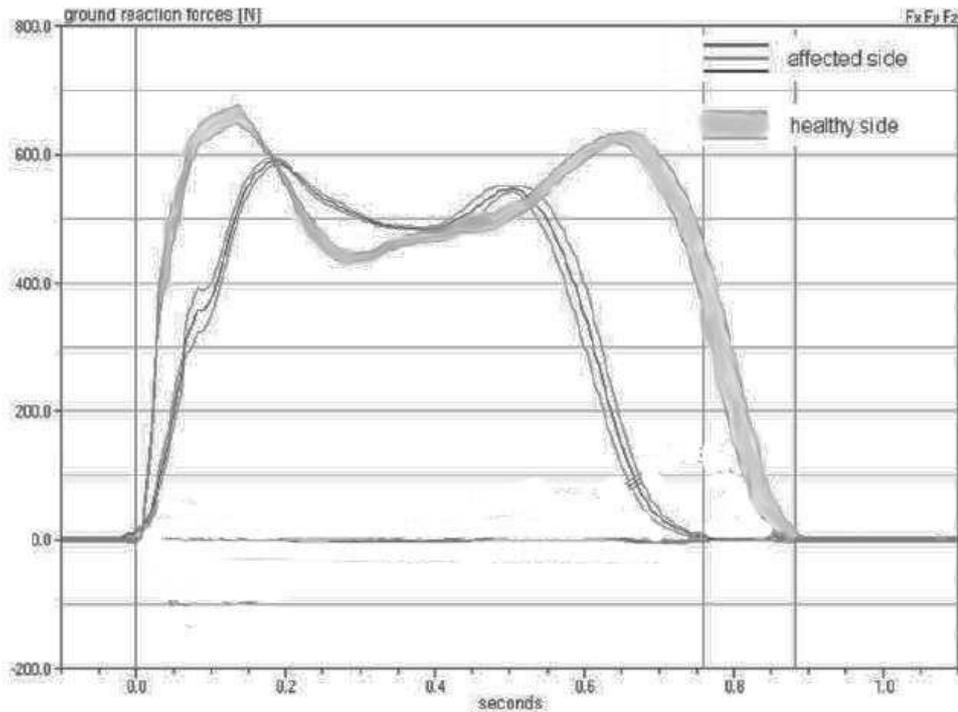


FIG. 1.13 – Comparaison des composantes de la force de réaction au sol entre le pied normal ("healthy side") et le pied atteint ("affected side") d'un sujet IMC souffrant d'hémiplégie, selon Lampe (2004).

1.2.2.5 Paralysie cérébrale

Chez certains infirmes moteurs cérébraux (IMC) hémiplégiques, l'étude des pressions plantaires montre des différences entre le membre sain et le membre pathologique. Dans le cas exposé par Lampe (2004), chez un patient atteint de paralysie cérébrale, la comparaison inter-pied de la composante verticale de réaction au sol révèle, d'une part, que l'appui sous le pied pathologique est plus court que celui sous le pied normal, d'autre part, que l'atteinte du premier pic est plus lente et que ce pic plus faible (Fig. 1.13). Lampe identifie également, sur cette courbe, un plateau entre les deux pics de force, ce qui en atténue la forme en "dos de chameau".

1.2.2.6 Brièveté du gastrocnémien

Une brièveté du muscle gastrocnémien, situé dans le mollet, touche plus de la moitié de la population. Cette pathologie anatomique très courante entraîne un passage rapide sur le talon et un choc d'impact fort et tôt sur l'avant-pied, accompagné éventuellement de pressions plus prononcées sous les têtes métatarsiennes autres que la première (Kowalski, 2000 et 2002). En effet, la courbe de force de réaction au sol obtenue par Kowalski montre, en comparaison avec la courbe d'une marche normale, une moindre force lors du contact initial du pied au sol et une force plus prononcée lors de la propulsion finale (Fig. 1.14).

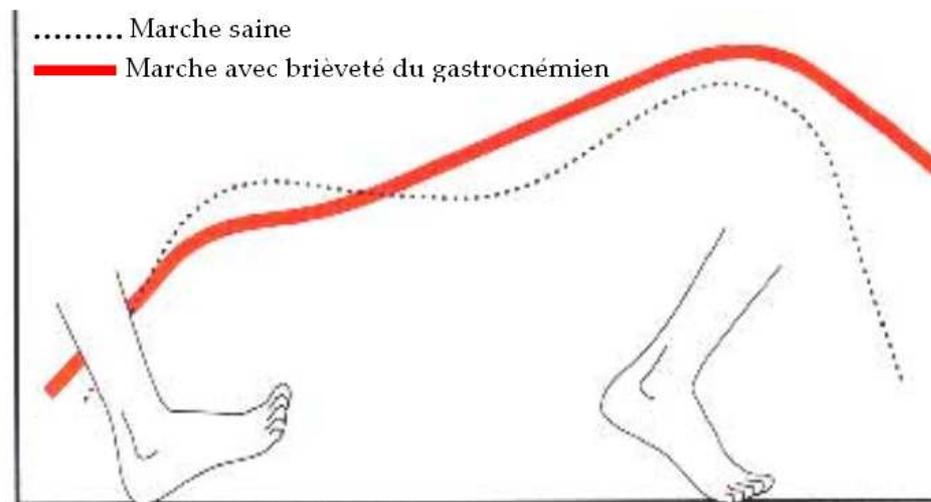


FIG. 1.14 – Effet de la brièveté du muscle gastrocnémien sur la force de réaction au sol du pied pendant la marche, d'après Kowalski (2004).

1.2.3 Pressions plantaires et suivi médical

En tenant compte de ces considérations, le suivi d'une pathologie au cours du temps permet également de juger de l'efficacité du traitement apporté, comme en témoignent les études de Perttunen (2002) et de Dujardin (1997).

Perttunen (2002) a étudié deux procédures d'égalisation de la longueur des membres inférieurs :

- une procédure pour ralentir la croissance du membre long : l'épiphyséodèse ;
- une procédure pour allonger le membre court : l'allongement intramédullaire.

Les résultats (Fig. 1.15 et 1.16) montrent que ces deux procédures d'intervention médicale permettent un retour presque parfait à une symétrie entre les deux pieds au bout de 52 semaines.

Le suivi temporel de l'évolution du pattern des pressions plantaires valide donc les deux techniques étudiées.

Dujardin (1997) a étudié l'efficacité des anti-inflammatoires pour faire disparaître la douleur des patients coxarthrosiques et ainsi élargir leur périmètre de marche. Il observe que la prise d'anti-inflammatoires permet au patient de diminuer son temps de double-appui au cours des heures suivant le traitement. Ces modifications suggèrent une amélioration globale de la marche. Le patient supporte mieux les phases d'appui unipodal.

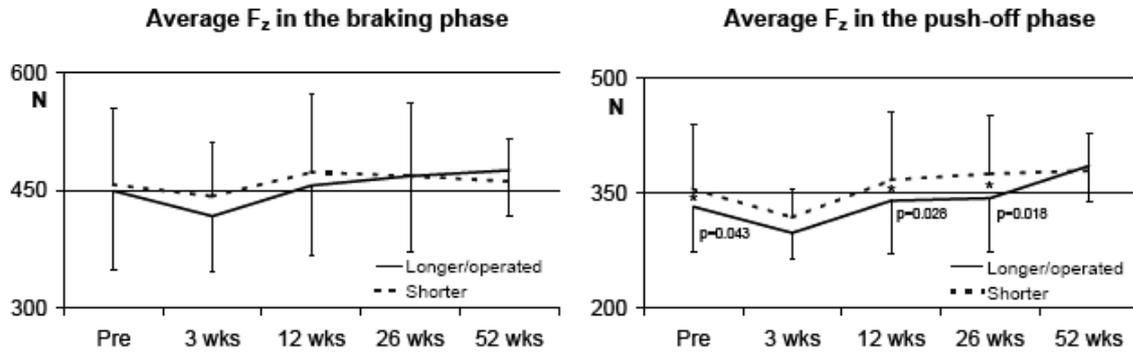


FIG. 1.15 – Comparaison des moyennes de force verticale du pied du membre le plus long opéré par épiphyséodésie ("longer/operated" en trait plein) et du pied du membre le plus court non opéré ("shorter" en trait pointillé), selon Perttunen (2002). Ces résultats sont recueillis au cours de la phase d'amortissement (graphique de gauche) et de la phase de propulsion (graphique de droite), avant opération ("Pre"), 3 semaines après l'opération ("3 wks"), 12 semaines après ("12 wks"), 26 semaines après ("26 wks") et 52 semaines après ("52 wks").

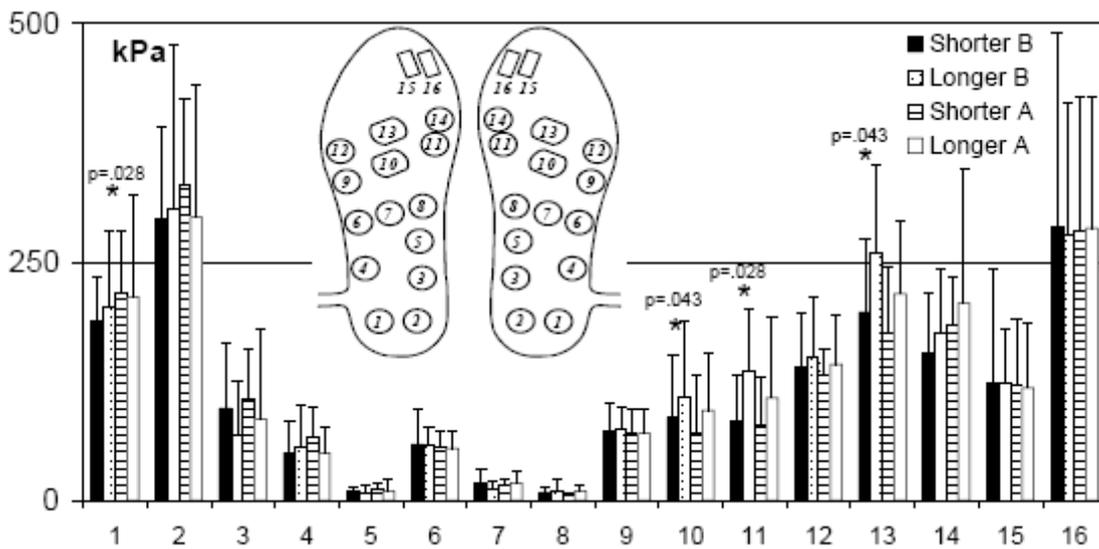


FIG. 1.16 – Comparaison des moyennes de pression, sur chaque capteur d'une semelle baropodométrique (dessin du centre), du pied du membre le plus long ("longer") et du pied du membre le plus court ("shorter") avant opération par allongement intramédullaire ("B") et 52 semaines après ("A"), d'après Perttunen (2002).

1.3 Outils baropodométriques

Comme le souligne Perttunen (2002), l'intérêt porté à la compréhension quantitative et qualitative des pressions plantaires au cours de la locomotion humaine a eu un impact important sur le développement des technologies de mesure. La baropodométrie est devenue un outil clinique très utile à travers les travaux pionniers de Beely en 1882 et de Elftman en 1934.

Actuellement, plusieurs systèmes de mesure des pressions plantaires, utilisant une large gamme de technologies, sont disponibles dans un but de recherche et d'utilisation clinique. Hughes et al (1993) estimaient déjà à près de 40 types de systèmes différents le nombre de systèmes utilisés jusqu'aux années 90. Lord (1981) avait également passé en revue l'ensemble des premiers outils baropodométriques développés depuis Elftman en 1934 jusqu'à l'année 1981 et les avait classés suivant trois technologies : les empreintes, les techniques de visualisation et les systèmes à cellules de force comme les plates-formes de force. Des répertoires plus récents existent également dans les thèses de Faivre (2003) et Delpierre (2004) ainsi que dans l'état de l'art réalisé par Dujardin (1997).

Cette bibliographie conduit à différencier les divers outils baropodométriques selon, d'une part, la variable qu'ils recueillent et, d'autre part, l'instant d'observation de cette variable.

La variable recueillie dépend du nombre de capteurs et de leur emplacement. Elle peut-être :

- soit uniquement la force verticale globale exercée par le pied, comme c'est le cas si on utilise une plate-forme de force
- soit la répartition de cette force dans la zone du pied en appui, si on utilise un système multi-capteurs tel que des semelles baropodométriques.

Dans le premier cas, la force calculée sera celle sous l'ensemble de la zone d'appui alors que, dans le second cas, cette force pourra être différenciée sous plusieurs zones du pied. A noter que ce deuxième type d'outil, acquérant la répartition de la force, permet également, par sommation, d'obtenir la force globale sous le pied, tandis que les outils qui n'acquièrent que la force globale ne permettent pas de déduire la répartition de cette force sous le pied.

Les plates-formes de force renseignent sur l'emplacement du centre des pressions et sur la valeur des trois composantes de la force globale de réaction au sol (F_x , F_y et F_z) à chaque instant et en direct (Fig. 1.17), mais elles ne donnent pas le contour de la zone du pied qui est en appui, ni la répartition de cette force globale sur cette zone. Il en est de même des tapis de marche dynamométriques, tel que le tapis ADAL ®, constitué de deux bandes roulantes (une pour chaque pied), chacune équipée d'une plate-forme de force (Fig. 1.18). Tous les autres outils dont nous parlons ici informent sur l'ampleur de la zone d'appui et la répartition de la force sur cette zone.

L'instant d'observation est également de deux types. Il peut correspondre à :

- une observation au cours du temps de façon à retracer l'évolution de la variable ;
- une observation finale ne donnant qu'une image des valeurs maximales atteintes par la variable durant l'acquisition.

Les outils permettant l'observation au cours du temps permettent également d'obtenir l'image finale des valeurs maximales atteintes par la variable, mais les outils ne donnant que cette image finale ne permettent pas de retracer l'évolution de la variable au cours du temps. Ces derniers outils sont ceux aboutissant à des empreintes obtenues par apposition d'encre sur du papier (exemple du podographe, figure 1.19) ou par déformation d'une feuille d'aluminium. Ils informent de la répartition de l'appui plantaire uniquement à l'issue de l'appui. L'empreinte est le résultat de toute la phase d'appui. Tous les autres outils dont nous parlons ici informent

sur l'évolution de la variable au cours du temps.

L'information la plus complète étant la répartition de l'appui plantaire à chaque instant de l'appui, nous présentons plus en détail les types d'outils qui répondent à ces deux critères. Ces outils revêtent des conditionnements divers. Ils existent des tapis et des semelles baropodométriques, outils les plus répandus, mais aussi des capteurs libres à coller localement, ou encore des chaussures à capteurs intégrés.

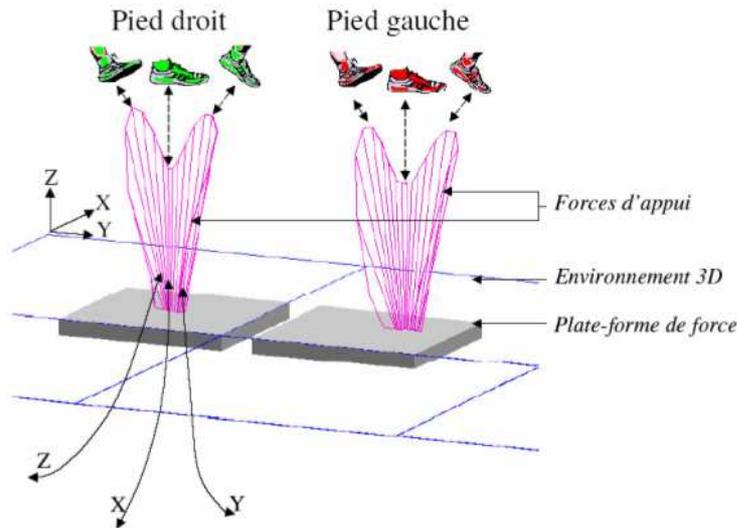


FIG. 1.17 – Représentation de deux plates-formes de force et de leur acquisition, selon Delpierre (2004).

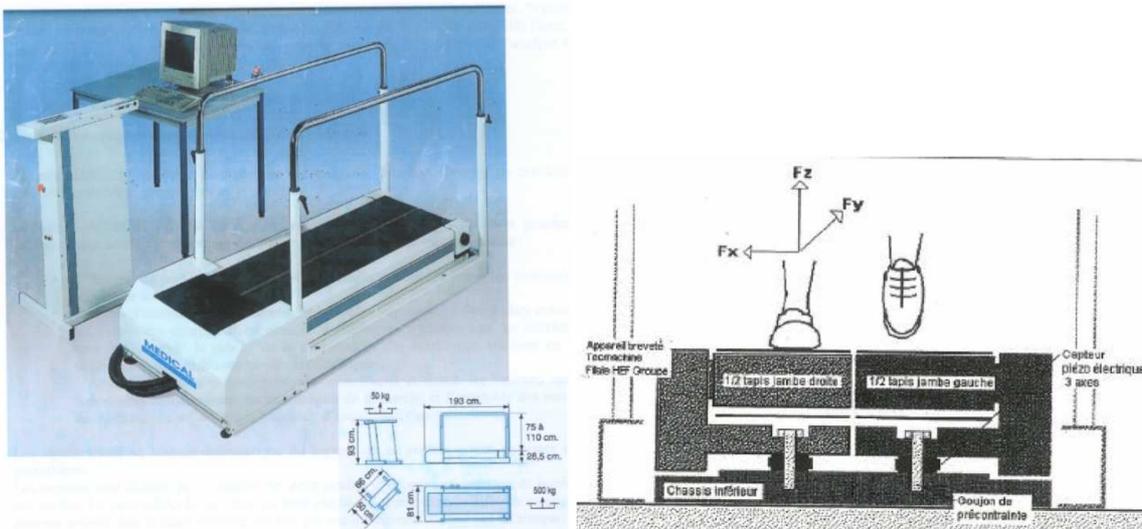


FIG. 1.18 – Tapis dynamométrique ADAL ®, équipé de deux bandes roulantes et des deux plates-formes de force associées.

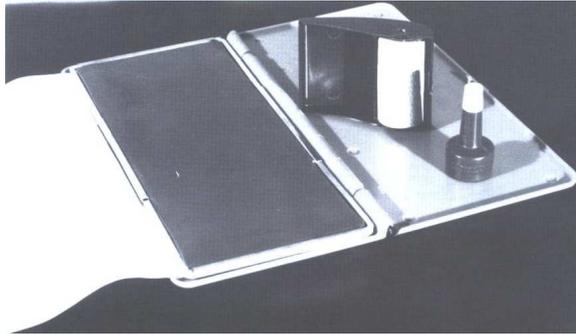


FIG. 1.19 – Podographe constitué d’une lame de caoutchouc (au centre), de la feuille d’inscription placée sous la lame de caoutchouc (débordant à gauche), d’un cylindre encreur et d’un flacon d’encre (à droite sur le couvercle), repris de Bourdiol (1980).

Quel que soit le conditionnement dans lequel ils sont utilisés, les capteurs de force peuvent relever de différentes technologies ou moyens de transduction. Les uns utilisent les propriétés des matériaux piézoélectriques, dont la caractéristique électrique dépend de la déformation du matériau, les autres sont dits résistifs, basés sur des jauges de contrainte, et enfin d’autres sont dits capacitifs, constitués de deux plaques parallèles conductrices espacées par un isolant électrique. Chacune de ces trois technologies est adaptée à des utilisations spécifiques.

Les capteurs piézoélectriques ont des temps de réponse très courts et constituent donc de bons outils de mesure pour les phénomènes fugaces comme, par exemple, une impulsion (Giacomozzi et Macellari, 1997). Ils ont aussi une fréquence de résonance supérieure et une gamme de mesure et de précision plus étendue que celles des jauges de contrainte.

Les jauges de contrainte ont des temps de réponse plus longs (en centièmes de seconde toutefois) mais une meilleure stabilité, permettant plus facilement l’étude de phénomènes lents avec appui prolongé comme la marche.

Les capteurs capacitifs, ou capteurs à magnétostriction, sont extrêmement résistants mais assez peu linéaires et très sensibles à la poussière et à l’humidité, d’où une certaine imprécision de la mesure. Cependant, cette technologie de fines couches de matériaux permet de disposer de 4 capteurs au cm^2 .

1.3.1 Tapis baropodométriques

Placés sur une piste de marche, ces systèmes permettent l’enregistrement des pressions plantaires exercées lors de la marche (Fig. 1.20). La marche peut être effectuée pieds nus, avec chaussures, avec orthèse, ou encore avec canne d’appui sur le tapis. Aucun appareillage n’est à porter par le sujet et la mise en place est très rapide puisqu’il suffit de poser le tapis au sol (et non de l’encastrier dans un chemin de marche comme les plates-formes de force). L’analyse des données indique clairement la pression exercée à chaque instant sur chacun des capteurs sollicités. Le temps de contact au sol est donc aisément connu. A noter que la densité de capteurs dans un tapis baropodométrique peut atteindre la valeur de 4 capteurs par cm^2 .

Les tapis baropodométriques sont utilisés dans de nombreux travaux. Par exemple, en 1996, Becker utilise un tapis baropodométrique de marque EMED-SF[®], basé sur une technologie capacitive (cf. paragraphe sur les technologies pour instruments baropodométriques)



FIG. 1.20 – Exemple de tapis baropodométrique : tapis F-mat [®] de dimensions 470 x 320 x 3 mm (Tekscan inc, Boston, USA).

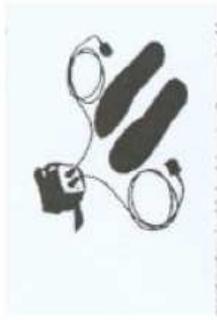
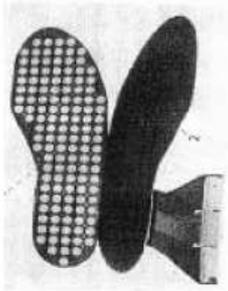
pour identifier d'éventuelles instabilités fonctionnelles ou mécaniques au niveau de la cheville de ses patients. Il révèle que, par comparaison à une cheville saine, une instabilité fonctionnelle de la cheville s'identifie par des pressions plantaires plus localisées au niveau du bord latéral du pied tandis qu'une instabilité mécanique de la cheville s'identifie par des pressions plantaires plus localisées au niveau du bord médial. En 2000, Bryant utilise un même tapis pour créer une base de données de valeurs normales (= non-pathologiques) pour la pression plantaire lors de la marche concernant en particulier les pics, la moyenne et l'intégrale au cours du temps de cette pression. En 1995, Quaney avait déjà comparé ce tapis à un Dynamic Pedobarograph [®], autre système d'acquisition des pressions plantaires. Kogler (2001) utilise également un tapis EMED [®] pour comparer les pics de choc à la pose du talon entre individus lipodystrophiques (= absence de graisse sous la peau) et individus sains lors d'une marche pieds nus.

Malgré ces atouts, n'étant pas un système embarqué sous le pied du sujet, le tapis baropodométrique ne peut acquérir qu'un nombre limité de pas successifs. Les études statistiques de la marche avec un tel outil demande donc un grand nombre de passages de chaque individu sur la zone du tapis de façon à obtenir une quantité de données suffisante pour aboutir à des conclusions valides. Par ailleurs, si le tapis est de faible dimension, le sujet peut être amené à dénaturer sa cinématique de marche afin de "bien poser" le pied sur le tapis.

1.3.2 Semelles baropodométriques

Les semelles baropodométriques fournissent les mêmes données et les mêmes avantages que les tapis baropodométriques, mais avec la possibilité supplémentaire d'enregistrer les pressions sur de nombreux pas consécutifs et sans cibler une zone de marche particulière puisqu'elles sont embarquées sous les pieds de l'individu.

Plusieurs types de semelles baropodométrique existent sur le marché. Faivre (2004) a listé les spécificités de cinq des semelles les plus utilisées (Fig. 1.21). La semelle Parotec [®] a été utilisée par de nombreux auteurs pour la mesure de l'équilibre (Murray M.P. et *al.* , 1975 ; Yuancheng J. et *al.* , 1993 ; Gill-Body K.M. et *al.* , 1997), pour la mesure de la fonction du

SYSTEMES					
Marque, fournisseurs	ZEBRIS system	Artisanales Cottalorda	Footscan@RS scan International Belgique	F-Scan Tekscan Satel posture France	Pedar Novel Electronics USA
Description	Semelles embarquées	Semelles souples avec élastomère conducteur	Semelle (chaussette) embarquée (force sensitive resistor)	Semelles embarquées (resistive technologie)	Semelle embarquée
Nombre de capteurs	PDC	127 capteurs	300 capteurs (/semelle)	960 ou 4 capteurs/cm ²	256
Fréquence d'acquisition	PDC	40 Hz	500-1000hz	165 Hz	10000
Pression (N/cm ²)	PDC	PDC	PDC	1-150 PSI	3-120
Épaisseur mm	5mm	2.5 mm	1.5 mm	5	1-2.6
Pointure disponible	3 tailles	Plusieurs taille		Découpe à la taille	24 à 47
Visualisation des données	Instantanée	Données spatio-temporelles	Pression sous chaque pieds en 2D ou 3D	Pression sous chaque pied en 2D ou 3D instantanées	Pression sous chaque pied en 2D ou 3D instantanées
Poids	PDC	Pression simple ligne de pression PDC	ligne de pression 264 g		577 g
Système télémétrique	PDC	Non	Non	Non	Oui (60 min) d'autonomie
Prix	PDC	PDC	12100 €	12000 € + 75 €paire de semelles	15000 € + 750 € pour chaque semelles

PDC : Pas de Données Constructeur

FIG. 1.21 – Récapitulatif des différents systèmes de semelles baropodométrie existants, selon Faivre (2004).

ped (Selby-Silverstein L., 1993 ; Song J., 1996) et pour la mesure de l'efficacité d'un traitement médical (Selby-Silverstein L., 1993 ; McPoil Jr T.G. et *al.* , 1989). Au sein de l'Institut Régional de Recherche sur le Handicap, Thevenon (1998) utilise également une semelle Parotec ® et deux plates-formes de force KISTLER ®, dans le cadre d'un projet visant à concevoir et réaliser un logiciel d'aide au diagnostic des pathologies de marche, en particulier pour des patients coxarthrosiques et hémiplegiques. Cet institut mène également un second projet lié aux pressions plantaires : celui de mettre au point un système intelligent de paramètres baropodométriques afin de fournir au patient un feedback instantané concernant la qualité de sa pose de pied. Cela permettrait, par exemple, aux sujets diabétiques d'éviter des lésions plantaires et aux médecins de suivre la rééducation à la marche de leurs patients. Dans cette même idée, la semelle Parotec ® est également utilisée par Bisiaux (2003) pour tenter de déterminer un seuil de pressions plantaires maximal à conseiller aux sujets diabétiques. Kogler (2001) utilise une semelle Pedar ® pour comparer la distribution plantaire avec ou sans orthèse de pied chez les individus lipodystrophiques pendant la marche avec chaussures.

L'inconvénient majeur des semelles baropodométriques est qu'elles ne peuvent être utilisées sans chaussure ou autre système de maintien sous le pied, ce qui rend difficile, voire impossible, l'acquisition de la marche pieds nus. Elles sont donc utilisées pour l'acquisition des pressions plantaires à l'interface pied-chaussure et aident ainsi à caractériser les qualités d'amortissement de la chaussure, par comparaison avec les données d'une marche pieds nus obtenues à partir d'un autre outil.

Les semelles baropodométriques ont aussi le désavantage d'être très fragiles. Elles s'usent vite et il est conseillé de ne pas dépasser 6 à 20 utilisations selon la technologie qu'elles utilisent. Le prix d'achat de ces systèmes étant déjà élevé, leur remplacement régulier ne fait que multiplier leur coût. De plus, leur utilisation nécessite une découpe de la semelle au format de la pointure du patient, la rendant souvent inadaptable au patient suivant.

1.3.3 Capteurs libres

Le système de capteurs à coller, sous la chaussure ou sous la plante du pied, est plus ancien. Il s'agit d'ailleurs souvent de simples contacteurs indiquant de façon binaire la présence ou l'absence d'un contact à leur emplacement. Cependant, il existe également des capteurs libres pouvant indiquer la pression recueillie sur leur surface (Fig. 1.22). De tels capteurs ont participé à l'appareillage conçu et utilisé par Miyazaki (1977 et 1983). Cet appareillage indique par un signal sonore le dépassement d'un seuil de force préalablement déterminé, au niveau du talon et des métatarses, à l'interface chaussure-sol. De même, Gross (1988) utilise des capteurs libres collés sous des repères de la voûte plantaire pour étudier la pose du pied de sujets courant sur un tapis roulant.

C'est un avantage incontestable pour le médecin qui ne souhaite observer les pressions plantaires que pour une zone spécifique du pied de son patient, par exemple le talon. Il peut réduire le coût de l'opération en n'investissant que dans un nombre restreint de capteurs libres.

Cependant, tout comme les semelles baropodométriques, ces capteurs sont très fragiles et sont donc à remplacer régulièrement.

Un autre inconvénient est la difficulté à renouveler précisément le positionnement des capteurs. L'interprétation des résultats pour une comparaison entre deux individus ou entre deux acquisitions chez un même individu est donc peu fiable.



FIG. 1.22 – Exemples de capteurs libres disponibles sur le marché : Contacteurs plantaires de type Flexiforce ® en a, Norswitch ® de Noraxon ® en b, Biogesta ® en c.

1.3.4 Chaussures à capteurs intégrés

Les chaussures équipées de capteurs intégrés sont rares et permettent d'acquérir l'information souhaitée sur de nombreux pas consécutifs.

La chaussure instrumentée de Ranu (1986) (Fig. 1.23) présente cinq capteurs de force fixés sous la semelle de la chaussure, deux sous le talon, deux sous les première et cinquième têtes métatarsiennes et un sous les orteils. Ces capteurs mesurent 8 mm d'épaisseur et 19 mm² de surface. Chacun acquiert la force perçue sur les trois directions de l'espace grâce à un système de jauges de déformation.

La chaussure instrumentée de Kirtley (2000) (Fig. 1.24) associe des capteurs baropodométriques et des capteurs cinématiques dont notamment un accéléromètre triaxial, un gyromètre, un positionnement par sonar, des capteurs de pression et une transmission des données par télémétrie et par conduction.

La chaussure instrumentée de Pappas (2004) accueille, dans sa semelle, un gyroscope et trois capteurs de force placés sous le talon et les métatarses.

La chaussure instrumentée de Asphahani (2004) présente un dispositif complexe d'accéléromètre et de capteurs de forces, relié à un système d'affichage digital placé sur le pied du patient (Fig. 1.25). La semelle étant entièrement équipée de capteurs, la distribution des pressions plantaires peut être connue.



FIG. 1.23 – Dessus de la semelle d'une chaussure équipée de cinq capteurs de force (Ranu, 1986).

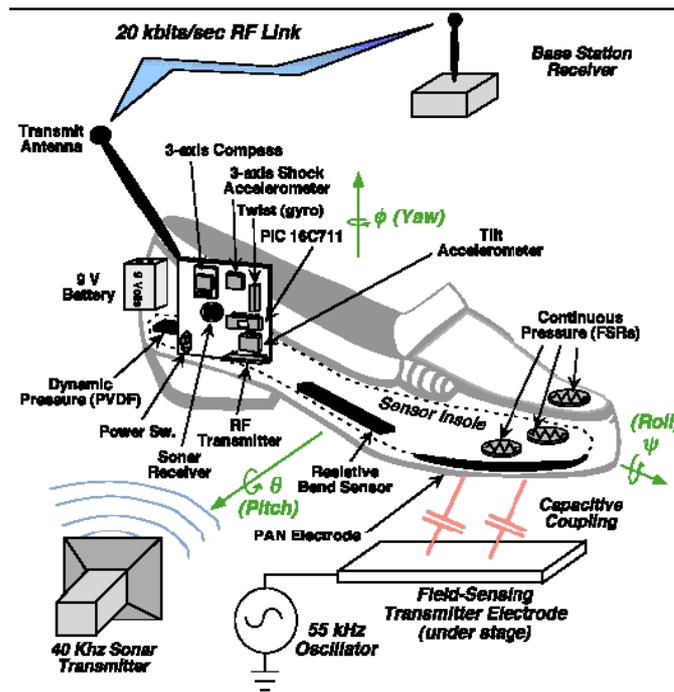


FIG. 1.24 – Chaussure instrumentée Smart sole (Kirtley 2000).

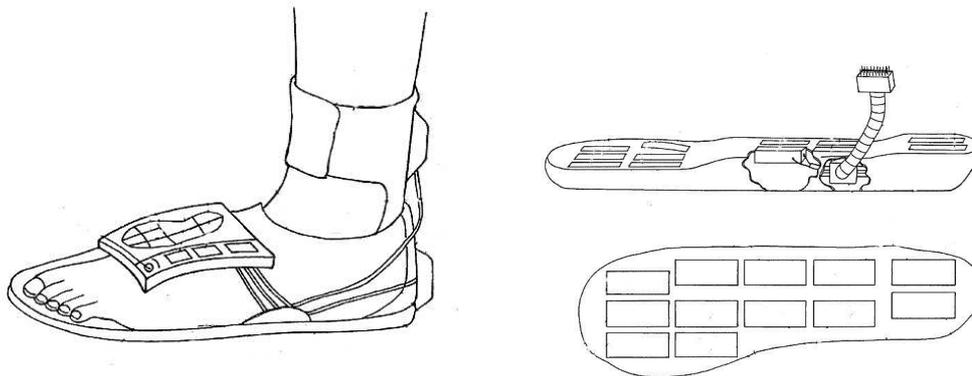


FIG. 1.25 – Chaussure instrumentée possédant 12 capteurs de force dans la semelle (Asphahani 2004).

L'utilisation de ces chaussures exige que l'individu chausse la pointure correspondante, à moins que les capteurs puissent être transférables d'une chaussure à une autre. Ce principe de chaussures instrumentées serait donc très intéressant s'il utilisait des capteurs amovibles.

1.3.5 Comparatif

Ces différentes technologies revêtent chacune leurs avantages et leurs inconvénients et répondent à des besoins divers.

L'analyse des outils baropodométriques existants, combinée à un avis médical avisé, permet d'identifier les fonctions intéressantes, voire indispensables, pour réaliser un diagnostic médical rigoureux et aisé. Comme l'indique le tableau comparatif, aucun de ces outils ne remplit l'intégralité de ces fonctions (Fig. 1.26).

1.4 Conclusion sur la baropodométrie de la marche humaine

La mesure des pressions plantaires participe à la prévention, au diagnostic et au suivi des pathologies et des traitements liés aux troubles de la marche, par sa capacité à évaluer les paramètres de la marche saine que sont :

- l'alternance des pieds au sol,
- le bon déroulement du pied au sol,
- la trajectoire centrale du centre des pressions,
- la courbe de force de réaction au sol verticale en "dos en chameau",
- la répétitivité du pas
- la symétrie des deux pieds.

Pour être adéquat à une utilisation clinique quotidienne valide, le baropodomètre doit être efficace, pratique, résistant, non-contrainquant, économique et permettre l'analyse de la marche en contexte écologique. De plus, puisque c'est la marche pieds nus qui témoigne de la santé du patient, les pressions mesurées doivent être celles que le pied exerce directement sur le sol et non celles du pied sur une semelle de chaussure.

La comparaison des types d'outils baropodométriques existants indique que seules les chaussures à capteurs intégrés ont le potentiel pour répondre à l'intégralité des besoins cliniques, mais qu'aucune n'y parvient actuellement.

Notre volonté est donc de combler ce manque en concevant un nouvel appareil se présentant sous la forme d'un chausson à semelle instrumentée. Un premier prototype a été réalisé en 2003 dans notre laboratoire, mais plusieurs modifications et améliorations sont à apporter aujourd'hui pour en permettre une utilisation clinique large.

Fonctions souhaitées	Plates-formes dynamométriques	Tapis baropodométrique	Semelles baropodométriques	Tapis de marche dynamométriques	Capteurs libres	Chaussures à capteurs intégrés
Mesure de la force globale sous le pied	oui	oui	oui	oui		oui
Distinction des trois directions de l'espace	oui			oui		oui
Mesure du temps de contact du pied au sol	oui	oui	oui	oui		oui
Détermination de la surface de contact au sol		oui	oui			oui
Distinction des zones d'appui du pied			oui			oui
Isolement de chaque capteur	oui			oui	oui	oui
Acquisition de la marche pieds nus	oui	oui		oui	oui	oui
Acquisition sur de nombreux pas consécutifs			oui	oui	oui	oui
Vitesse de marche laissée libre	oui	oui	oui	oui	oui	oui
Utilisation à domicile envisageable		oui	oui		oui	oui
Aucune attention demandée au marcheur (pas de cible à viser)			oui	oui		oui
Reproductibilité de l'emplacement des capteurs	oui	oui	oui	oui		oui
Bonne endurance des capteurs		oui		oui		oui

FIG. 1.26 – Comparatifs des différentes technologies baropodométriques.

Chapitre 2

Etude du prototype initial

Reprenant ce qu'a déjà écrit Faivre (2003), l'objectif est de : *"développer un outil d'analyse de la marche, simple, fiable, mobile, accessible aussi bien techniquement que financièrement, utilisable dans la vie quotidienne en condition écologique et permettant d'obtenir des informations objectives et exploitables sur les principaux paramètres spatio-temporels et les forces de réaction au sol lors de la marche."*

Rappelons qu'une condition écologique est une situation qui respecte les conditions habituelles de sollicitation du pied.

Dans cette étude, les mesures recherchées sont de deux natures :

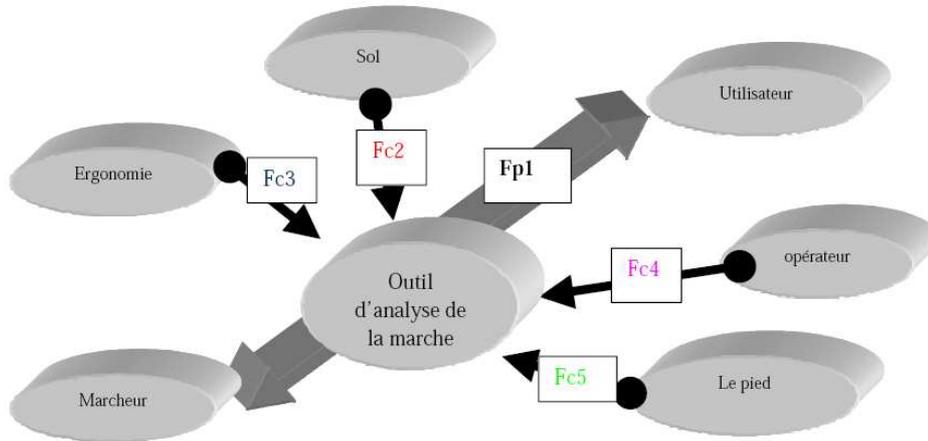
- des paramètres spatio-temporels : vitesse, cadence, longueur du pas, nombre de pas, temps d'oscillation, temps d'appui ;
- des paramètres dynamiques : intensité des pressions subies par chaque zone de la plante du pied et de la résultante verticale de la force subie par l'ensemble du pied.

Faivre a procédé à une analyse fonctionnelle du produit avant de le concevoir de façon à mettre en évidence les conditions d'utilisation souhaitées et les contraintes techniques qui en découlent (Fig. 2.1).

Le prototype réalisé par Faivre (2003) (Fig. 2.2) est le point de départ de notre réflexion. Ainsi, notre premier travail de recherche est l'analyse de ce produit pour en comprendre et en vérifier les choix technologiques et les résultats quantitatifs.

2.1 Description du prototype initial

Le système baropodométrique développé par Faivre repose sur des capteurs extensométriques insérés dans une paire de chaussons médicaux. Chaque chausson accueille plusieurs capteurs (jusqu'à huit pour un adulte) disposés le long du chemin d'appui du pied que réalise une marche saine. Dans le chausson, le pied repose donc sur autant de plaques de 6 à 8 cm² positionnées sous le talon, le bord externe, les têtes des métatarses et l'hallux ou gros orteil (Fig. 2.3). Chacune de ces plaques, dite plaque supérieure, appuie sur le haut d'un boîtier enfermant un anneau dynamométrique et chaque boîtier repose sur une seconde plaque, dite plaque inférieure, en contact avec le sol. Chaque anneau est équipé d'une jauge d'extensométrie. Le couvercle des boîtiers coulisse verticalement pour permettre la compression verticale



Fonction	Milieu extérieur	Verbe	Critères	Performances
Fc1	Utilisateur		Compétences	Pas de connaissance particulière :s'adapte à tout utilisateur
			Apprentissage du système	Facile
	Patient		Pied :- pointure - forme	36 à 46 Tous types de pied.
mesurer suivre			Paramètres spatio-temporels et force de réaction au sol Evolution de la marche	
Fc2	Sol		- Type de revêtement - Thermique	Tous types de sol dur. Température ambiante
Fc3	Ergonomie		- Portabilité	Facile à transporter Léger Ne doit pas perturber la marche du patient (câbles et boîtier portables + batterie éventuelle)
Fc4	Opérateur		- Utilisation - Lecture - Données	Facile Simple Se limiter aux données essentielles
Fc5	Pied		- Pointure - Forme	37 à 46 Toutes pathologies

FIG. 2.1 – Diagramme pieuvre du cahier des charges établi par Faivre (2003) avec la fonction principale (Fp1-Fc1) que doit assurer l’outil et les fonctions contraintes (Fc2 à Fc5) qui découlent de l’environnement d’utilisation.

Fp1 = "permet de mesurer et de suivre l’évolution du marcheur".

Fc2 = "doit s’adapter au milieu courant et pouvoir être utilisé sur tout type de sol dur".

Fc3 = "doit s’adapter au corps humain et ne pas gêner la marche".

Fc4 = "doit être facile d’utilisation et ne doit pas nécessiter des compétences particulières".

Fc5 = "doit s’adapter à tout type de pied" (pointure, pied plat, pied creux ...).



FIG. 2.2 – Photo du prototype initial produit par Faivre (2003) : deux chaussons équipés chacun de huit capteurs reliés à un système d’acquisition placé sur le dos du sujet.



FIG. 2.3 – Chaussou du prototype initial : emplacements et composition des huit capteurs placés dans la semelle (Faivre, 2003).

de l'anneau et la semelle est pré-perforée à la forme des boîtiers de façon à ce que chaque capteur traverse la semelle et puisse être compressé sans gêne tout en étant maintenu en place sur une zone précise du pied.

Le chausson ainsi équipé permet le recueil de la pression plantaire qu'exerce le pied au sol, sans intervention de la semelle, comme lors d'une marche pieds nus.

Ces capteurs, chargés de traduire la force subie en signal électrique, ont pour corps d'épreuve un anneau métallique en bronze au béryllium (CuBe2) qui est déformé sous une compression diamétrale par la charge qu'il supporte. Une jauge de déformation collée sur l'anneau subit la déformation et la traduit en variation électrique, c'est l'élément de transduction. Le module électronique de conditionnement des jauges est un produit INTAB ® qui fonctionne avec le logiciel EasyView ® pour alimenter le système et recueillir les variations électriques des jauges. Après l'acquisition des données, leur analyse peut alors être menée directement avec EasyView ® et/ou Excel ®.

Nous étudions donc ici le travail produit par Faivre sur ces différents volets pour en faire un bilan technique, identifier les éventuels points à modifier et les compléments à apporter avant de pouvoir procéder à la validation clinique de l'outil sur différentes populations.

2.1.1 Le corps d'épreuve

Le corps d'épreuve utilisé par Faivre est un anneau en cuivre à 2% de béryllium (CuBe2). Ce matériau a été choisi pour ses qualités d'élasticité : son module d'Young n'est que de $1,3 \cdot 10^{11}$ Pa, ce qui lui garantit une bonne souplesse, et sa limite élastique s'élève à $1,75 \cdot 10^8$ Pa, ce qui est une excellente résistance mécanique pour un matériau aussi déformable. Les dimensions retenues pour l'anneau sont 12,7 mm pour le diamètre extérieur, 9,3 mm pour le diamètre intérieur (soit une épaisseur de 1,7 mm) et 8 mm de profondeur (Fig. 2.4). Ces dimensions devaient permettre à l'anneau d'être assez sensible pour se déformer sous de faibles charges (dès 10 N) et assez rigide pour rester en déformation élastique, sans détérioration, sous les charges maximales attendues lors de l'utilisation (1200 N pour la marche d'une personne saine de 80 kg). Le choix de ces dimensions sera remis en question lors de l'analyse du prototype.

Cet anneau est tronqué par un méplat de 3 mm de large pour définir une position stable de référence dans laquelle il ne roule pas. C'est dans cette position que l'anneau est placé dans son boîtier et donc dans la semelle du chausson. Cette position permet également de définir l'emplacement de la jauge de déformation : à l'équateur de l'anneau (= au niveau du diamètre horizontal) et au milieu de sa longueur (= à 4 mm de chaque bord). La jauge est collée transversalement à la longueur de l'anneau, c'est-à-dire dans le sens de la force appliquée.

Pour assurer une compression diamétrale verticale, l'anneau est logé dans un boîtier métallique dont la partie supérieure coulisse librement de haut en bas le long de la partie inférieure.

2.1.2 L'élément de transduction

La jauge de déformation CEA-06-125UN-350 (Fig. 2.5) a été choisie pour ses dimensions, environ 6 mm de longueur de grille, mais aussi pour sa haute précision et son amplitude de déformation qui est de 3%, soit 0,18 mm. De plus, cette jauge peut subir plus de 10^6 cycles de compression sans se détériorer.

Cette jauge, collée sur l'anneau, subit la même déformation que l'anneau, c'est-à-dire le

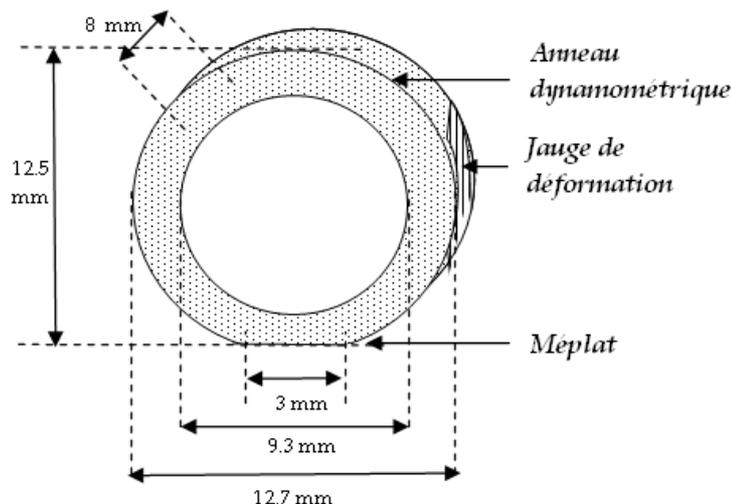


FIG. 2.4 – Dimensions de l'anneau dynamométrique (Faivre, 2003).

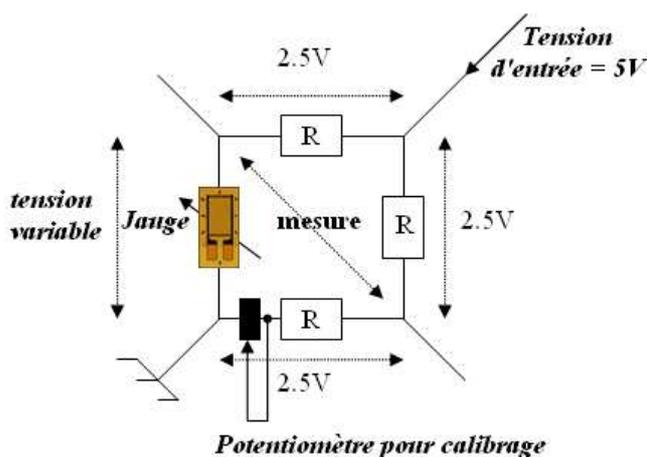


FIG. 2.5 – Schéma du montage en quart de pont de Wheatstone incluant une jauge de déformation de type CEA-06-125UN-350 et photo du conditionneur pour les huit jauges d'un chausson.

même rapport entre la longueur ajoutée (dL) et la longueur initiale de la jauge (L_0) : $\frac{dL}{L_0}$. Cette déformation est traduite par l'augmentation de la résistance électrique du fil de la jauge qui s'amincit sous l'effet de l'étirement qu'il subit. Cette variation de résistance est recueillie par un montage en pont de Wheatstone au niveau du conditionneur de jauge placé dans le sac-à-dos. Un montage en quart de pont est utilisé (Fig. 2.5). Ce montage demande de disposer pour chaque jauge de trois résistances de précision de valeur égale (ici : 350 ohms) et d'un potentiomètre utile à la calibration. Le conditionneur utilisé par Faivre (Fig. 2.5) a été développé au laboratoire spécialement pour cette application et couplé au boîtier d'acquisition INTAB ®.

La tension d'entrée du pont (V_{in}) étant connue et celle de sortie étant mesurée (V_{out}), on obtient la variation de la tension due à l'étirement de la jauge de contrainte (l) par la formule (2.1) dans laquelle K représente le coefficient de déformation de la jauge.

$$\frac{V_{in}}{V_{out}} = \frac{Kl \times 10^{-3}}{4 + 2Kl \times 10^{-6}} \quad (2.1)$$

2.1.3 L'enregistreur

Le conditionneur précédemment présenté a été inséré dans un système électronique acheté pour enregistrer les variations de résistance électrique perçues. Ce système est composé d'un boîtier INTAB PC LOGGER ® (Fig. 2.6) et du logiciel Easyview qui le pilote, à installer sur un ordinateur annexe. Le logiciel permet de programmer les paramètres de l'enregistrement dans le boîtier : la fréquence, le signal de déclenchement, la durée. Une fois le boîtier programmé, il peut enregistrer les signaux de façon autonome, c'est-à-dire sans être relié à l'ordinateur.

Pour une paire de chaussons, deux boîtiers d'enregistrement sont nécessaires (un par chausson). Chacun pèse 2,5 kg (soit 5 kg à porter dans un sac-à-dos) et occupe un volume de 315 x 165 x 62 mm³. Nous verrons par la suite que ce poids et cet encombrement limitent l'utilisation du prototype à une population saine en exceptant les enfants et les personnes âgées.

À la suite de l'enregistrement, le transfert des données recueillies est réalisé par branchement à l'ordinateur et par pilotage du logiciel EasyView ®. Le traitement peut alors être mené de façon minimale avec EasyView ® ou de façon plus avancée avec Excel ®.



FIG. 2.6 – Dimensions et intérieur d'un boîtier INTAB PC LOGGER ®.

2.1.4 Le traitement des données

Pour pouvoir traduire la tension recueillie en sortie du pont de jauge de chaque capteur, Faivre (2003) a soumis chacun d'eux à un test de compression de 0 à 1200 N à l'aide d'une machine de traction asservie. Il constate que la relation entre ces deux grandeurs est linéaire et obtient pour chaque capteur le coefficient α permettant de passer de l'une à l'autre (Fig. 2.7).

capteur	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8
α (mV/N)	0.0036	0.0043	0.0044	0.0045	0.0035	0.0039	0.0038	0.0047

FIG. 2.7 – Coefficient α liant la tension des capteurs à la force qu'ils subissent (Faivre, 2003).

Lors de l'utilisation du baropodomètre, Faivre (2003) effectue le traitement des données en utilisant Easyview 5.0 ® et Excel 2000 ® (Fig. 2.8). Les tensions recueillies en sortie de pont de jauge pour chaque capteur sont traduites en force subie, à l'aide des coefficients α , tout au long de la marche. Puis est calculée la force moyenne subie par chaque capteur au cours d'un pas; Faivre obtient ainsi le pas moyen. Il procède également au calcul de la force de réaction verticale du sol tout au long de la marche et pour le pas moyen, par sommation de la force subie par chaque capteur.

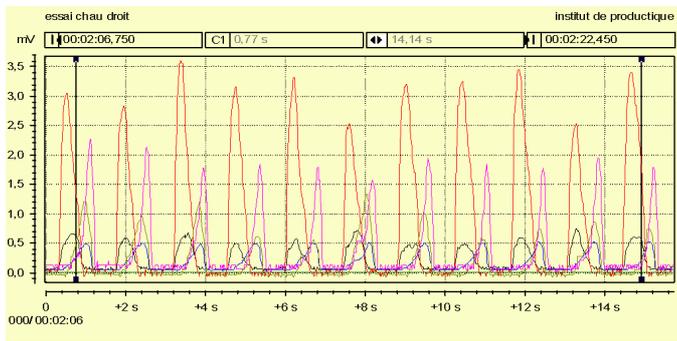
L'intérêt du baropodomètre étant de permettre au praticien de visualiser aisément de la dynamique au sol des pieds de son patient, Faivre prévoit l'affichage des résultats sous forme graphique.

Un premier graphique (Fig. 2.9) représente la localisation des contacts plantaires du pied lors du pas moyen et leur intensité symbolisée par des cylindres de tailles proportionnelles à la pression mesurée (en kPa). Cette information concernera trois instants-clé de la marche : l'impact du talon au sol, le passage en plein appui et la propulsion par l'avant-pied.

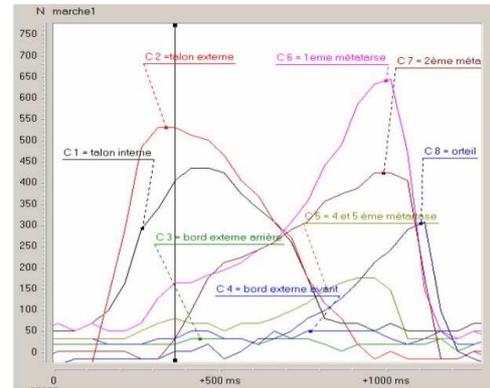
Un second graphique (Fig. 2.10) indique l'évolution de la force de réaction verticale du sol lors du pas moyen de chaque pied (exprimée en pourcentage du poids du corps) tout au long du temps (exprimée en pourcentage du temps total de cet appui moyen). Pour comparaison, seront également affichées la valeur de référence de la marche saine et la valeur obtenue lors des prestations antérieures du même individu.

Par ailleurs, un logiciel destiné au médecin a été réalisé par Zhang (2003) en utilisant le langage Visual Basic 6.0 ®. Le médecin peut alors facilement recevoir les résultats des mesures et gérer les informations connexes (données patients, enregistrements ultérieurs...) par des interfaces Windows ® comprenant : l'interface principale (Fig. 2.11) qui permettait l'ouverture de l'interface de collecte des courbes et l'interface de gestion des patients.

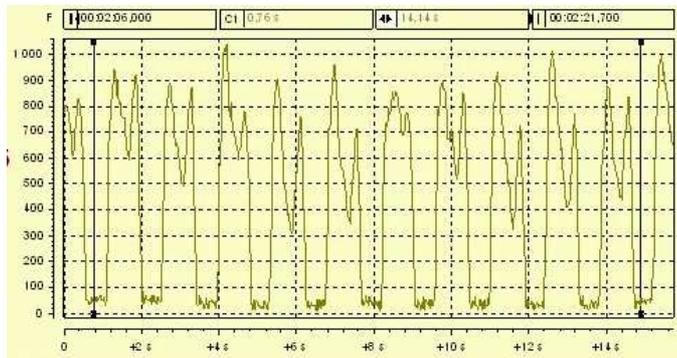
Ce prototype réalisé par Faivre (2003) est le point de départ de notre travail. Nous procédons donc maintenant à son analyse.



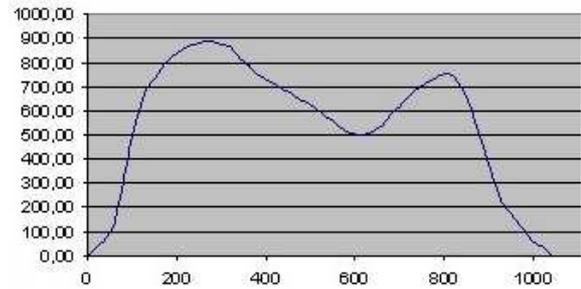
(a) Tension recueillie pour chacun des capteurs au cours de onze pas



(b) Force subie par chacun des capteurs lors du pas moyen



(c) Force de réaction verticale du sol calculée au cours de onze pas



(d) Force de réaction verticale du sol subie lors du pas moyen

FIG. 2.8 – Traitement des données réalisé à partir des tensions recueillies par les huit capteurs du pied droit lors d’une marche de 14 secondes composée de 11 pas (Faivre, 2003).

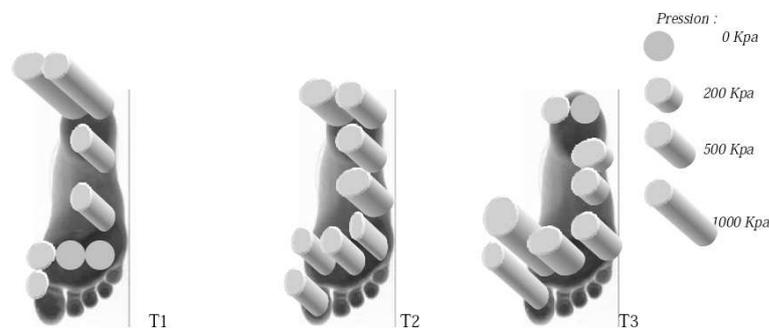


FIG. 2.9 – Exemple de représentation envisagée par Faivre (2003) pour la localisation et l’intensité des pressions plantaires enregistrées par les huit capteurs en fonction du temps d’appui pour un pied. T1 : impact talon, T2 : pied à plat et T3 : propulsion. Les valeurs sont données à titre indicatif.

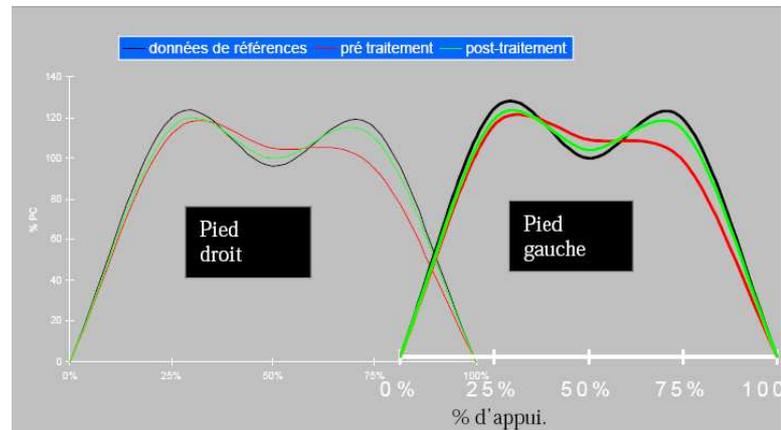


FIG. 2.10 – Exemple d'affichage envisagé par Faivre (2003) pour la force de réaction verticale du sol lors du pas moyen de chaque pied. Les courbes noires en dos de chameau sont celles de la marche de référence (celle d'un sujet sain) et indiquées à titre de comparaison. Les courbes rouges et vertes représentent les forces enregistrées sur un marcheur pathologique (avant et après traitement médical).

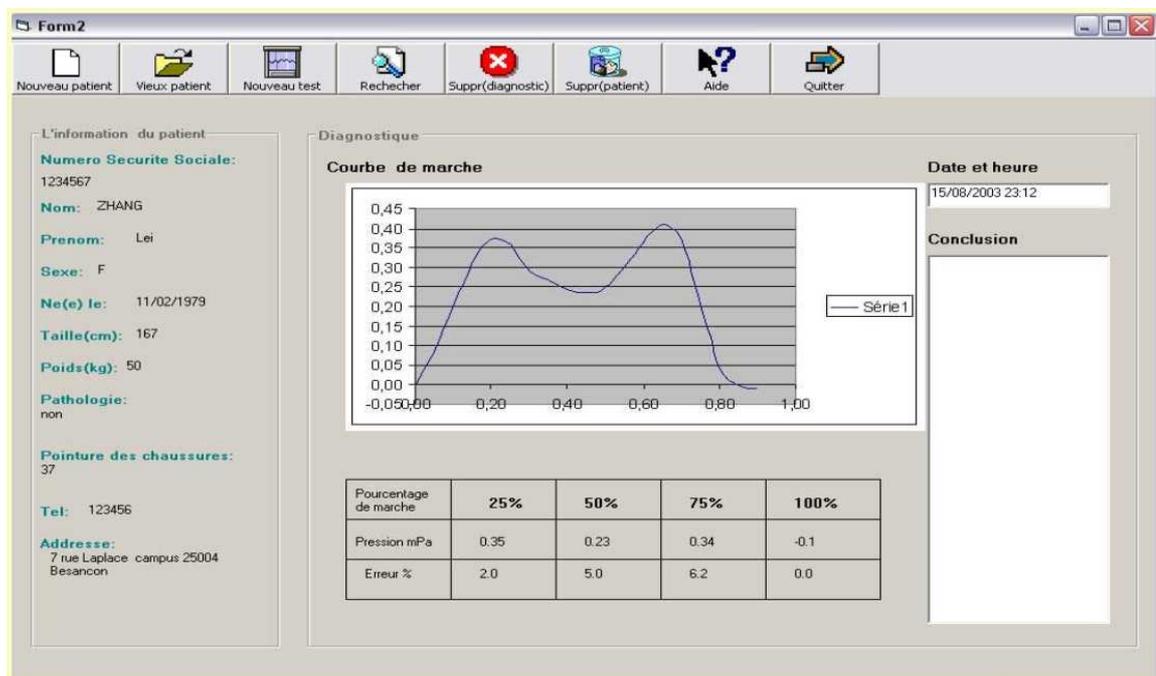


FIG. 2.11 – Interface principale du logiciel développé par Zhang (2003) pour les médecins.

2.2 Analyse du prototype initial

Pour finir son travail, Faivre (2003) a testé le comportement mécanique des capteurs individuellement et le comportement global du chausson instrumenté lors de la marche et en a conclu à la validité du prototype.

Par rigueur scientifique, nous avons commencé notre étude en renouvelant les tests mécaniques sur les capteurs pour en déterminer précisément les limites d'utilisation possible.

2.2.1 Validation initiale

Avant d'insérer les capteurs dans le chausson, leur comportement mécanique a été étudié par Faivre (2003) à l'aide de tests de compression réalisés sur une machine de traction. Tous les tests ont été effectués avec des cycles de charge/décharge de 50 à 1200 N à des vitesses de 40 N/s.

Les premiers essais ont permis de valider le bon fonctionnement de la chaîne d'instrumentation (capteur, liaison filaire, pont de jauge, enregistreur, logiciel).

Pour les seize capteurs testés, la réponse en tension du capteur était linéaire sur l'intégralité de la plage de force de 50 à 1200 N. Aucune dérive du retour à zéro des capteurs n'a été observée et l'amplitude des pics entre plusieurs cycles était identique pour un même capteur.

Pour des valeurs supérieures à 100 N, le capteur offre une précision de l'ordre de 2 à 3% (cf. tableaux 6.5 à 6.12 de Faivre, 2003), ce qui semblait suffisamment précis pour l'application visée. Cependant, lors de faible mise en charge, la précision des capteurs est médiocre, avec des valeurs supérieures à 3% et pouvant atteindre 10,8% (tableaux 6.5 à 6.12 de Faivre, 2003). Faivre attribue ces erreurs à la fois à la mécanique du capteur mais aussi à l'ensemble de la chaîne d'acquisition.

L'étude du comportement du chausson instrumenté lors de la marche effectuée par Faivre (2003) est une étude préliminaire menée avec un unique sujet, un homme sain de 27 ans, mesurant 1,80 m et pesant 70 kg, sur 10 mètres de marche, à sa vitesse naturelle de marche et avec l'enregistreur placé sur chariot roulant déplacé par un autre individu.

L'analyse de cette marche (Fig. 2.12) a fait apparaître la dynamique de déroulement plantaire représentative de la marche saine. Le sujet exerce tout d'abord, à l'instant T1, une force importante dans la zone du calcanéum enregistrée par les capteurs S1 et S2 tandis que les autres capteurs sont peu sollicités : c'est la phase d'attaque du talon. Puis, à l'instant T2, la sollicitation du talon a diminué et celle des têtes métatarsiennes (capteurs S5, S6 et S7) est apparue. Ces deux zones supportent alors la même charge ce qui illustre le passage du pied en plein appui. A noter que la très faible charge relevée sur les capteurs S3 et S4, situés sous le bord extérieur du pied, témoigne d'une morphologie creuse du pied en cette zone lors de la marche. Enfin, à l'instant T3, la charge n'est plus subie que par les têtes métatarsiennes et l'hallux, et ce avec une forte amplitude : c'est la phase de propulsion du pied par l'avant-pied. Le pied a alors effectué un déroulement complet au sol avant de repasser en phase aérienne d'oscillation identifiée à l'instant T4 par la décharge complète de l'ensemble des capteurs.

A souligner également que le sujet a déclaré n'avoir trouvé aucun désagrément au port des chaussons instrumentés.

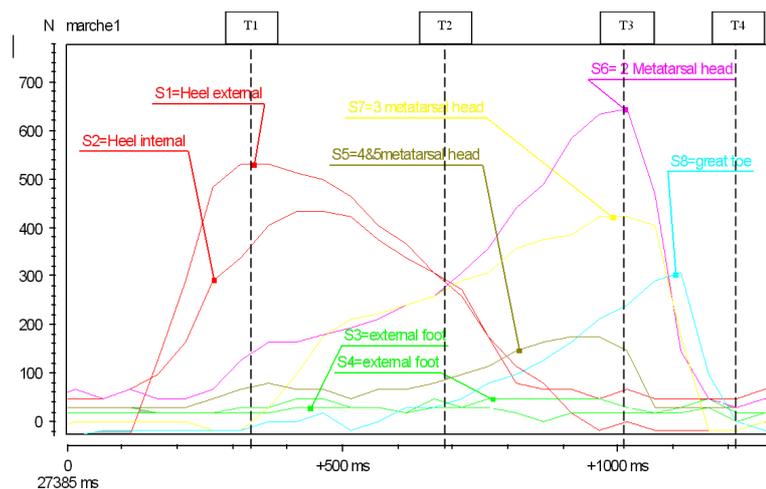


FIG. 2.12 – Variation moyenne de la force subie par chacun des huit capteurs d'un même chausson sur la phase d'appui chez un individu sain (moyenne sur 15 pas) (Faiivre, 2003).

2.2.2 Etude des limites

Faiivre (2003) a garanti la linéarité de ses capteurs de 50 à 1200 N. Or, 1200 N est la force maximale qui serait atteinte lors de la marche saine d'un individu de 80 kg environ (en effet $1200 \text{ N} = 150\%$ de 800 N). Il semble donc important de vérifier que ces capteurs sont utilisables pour des forces bien plus importantes pouvant découler d'une surcharge pondérale de l'individu, ou d'une pathologie entraînant une cinématique avec choc du pied au sol, ou encore d'une combinaison de ces deux facteurs. La déformation du capteur doit pouvoir être interprétée en force subie de manière fiable sur une plus large plage de force, allant de 0 à 4000 N, voire plus.

Pour déterminer la limite maximale de force que ces capteurs peuvent mesurer avec fiabilité, nous avons tout d'abord recherché la limite élastique des anneaux à l'aide d'une simulation numérique par éléments finis, puis nous avons procédé à des tests de compression des capteurs sur une machine d'essai.

2.2.2.1 Détermination de la limite élastique de l'anneau dynamométrique

L'anneau est en bronze béryllium. Ce matériau a une limite élastique correspondant à une contrainte interne de 660 MPa (ou 660 N/mm^2) selon la fiche technique du fabricant. Au-delà de cette contrainte, ce matériau subit des déformations irréversibles : il plastifie.

De par la forme annulaire non axisymétrique de notre corps d'épreuve, il est difficile de déterminer de manière analytique la contrainte interne induite en tout point de l'anneau par la force externe appliquée diamétralement. Nous procédons donc à une simulation numérique à l'aide d'un logiciel spécialisé pour le calcul d'éléments finis (COMSOL®). En reconstruisant la géométrie propre de l'anneau et en y indiquant les propriétés du bronze béryllium (module d'Young de 125 MPa et coefficient de Poisson de $0,28$), nous obtenons la distribution des contraintes en tout point de l'anneau et nous pouvons la visualiser par un jeu de couleurs. Nous réalisons cette simulation pour différentes valeurs de forces externes jusqu'à trouver celle qui entraîne le dépassement de la limite élastique. Nous constatons que cette force externe est de 1850 N (Fig. 2.13) et que la contrainte interne limite apparaît à l'intérieur de l'anneau au niveau équatorial, en compression (Fig. 2.15(a)). La déformation verticale est également

maximale à cet endroit avec une valeur de $4,92 \times 10^{-3}$, et atteint $3,51 \times 10^{-3}$ sur l'extérieur de l'anneau où est collée la jauge (Fig. 2.15(b)).

Force appliquée par simulation (N)	1800	1850	1900
Contrainte maximale constatée (MPa)	648,4	665,7	683,9

FIG. 2.13 – Contrainte verticale maximale indiquée par COMSOL ® lors de l'application d'une force externe de 1800 à 1900 N pour un anneau de 8 mm de long, 10,7 mm de diamètre externe et de 9,3 mm de diamètre interne.

Pour confirmer les résultats de cette simulation, nous avons procédé à un test d'écrasement sur un anneau identique (même géométrie et même matériau). L'anneau est alors soumis à une force externe croissante jusqu'à ce qu'un écrasement soit visible. La courbe liant la micro-déformation subie par la jauge à la force externe appliquée montre que la limite d'élasticité linéaire de l'anneau est franchie à environ 1800 N (Fig. 2.14). En effet, cette courbe est linéaire jusqu'à cette valeur. La pente, ou module d'Young apparent de l'anneau, est alors de 0,7. Au-delà de 1800 N, l'anneau passe en déformation non linéaire jusqu'à plastification du matériau. La déformation subie par la jauge au moment de la perte de linéarité est d'environ $2,7 \times 10^{-3}$, soit 10% de la déformation maximale que peut accepter la jauge.

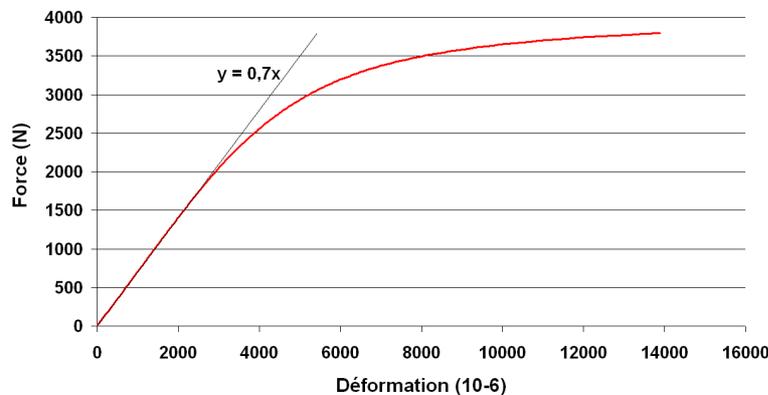


FIG. 2.14 – Graphique force-déformation obtenu lors de l'écrasement d'un anneau de 8 mm de long, 10,7 mm de diamètre externe et de 9,3 mm de diamètre interne. Le module d'Young apparent est de 0,7 MPa et la plastification se produit aux alentours de 1800 N.

Le seuil de force externe toléré par l'anneau serait donc trop faible pour une utilisation du prototype avec des populations en surcharges pondérales ou présentant des appuis anormalement violents.

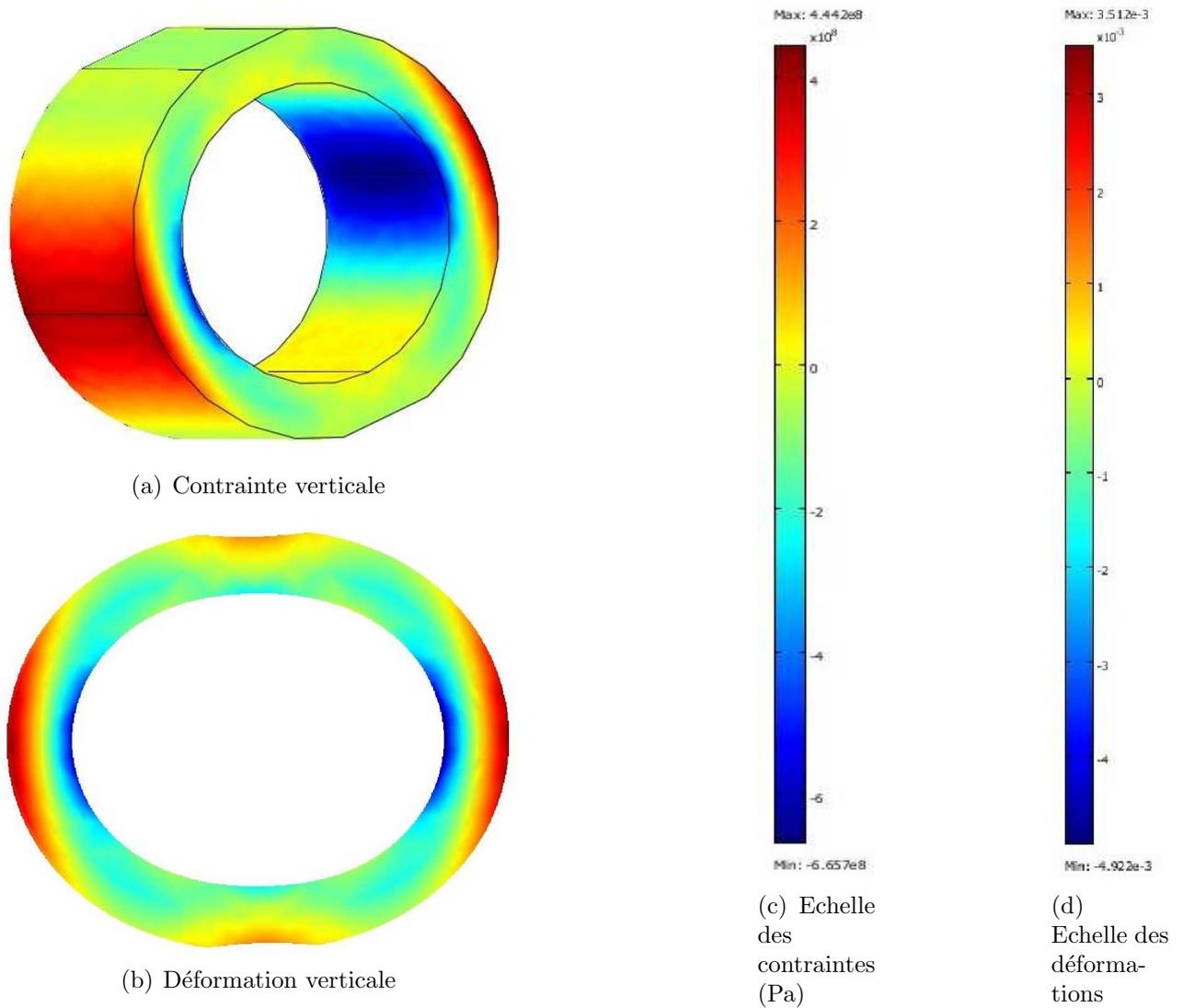


FIG. 2.15 – Répartitions de la contrainte verticale et de la déformation verticale, données par COMSOL [®], lors de l'application d'une force externe de 1850 N pour un anneau de 8 mm de long, 10,7 mm de diamètre externe et de 9,3 mm de diamètre interne. La valeur de contrainte maximale est atteinte en compression (contrainte négative) à l'intérieur de l'anneau (partie bleue).

2.2.3 Observation du comportement mécanique des capteurs lors de tests de compression

La limite élastique des anneaux étant estimée à 1850 N par la simulation numérique, leur limite de plastification doit se situer autour de 2000 N, c'est pourquoi nous ne dépasserons pas cette valeur pendant nos essais de traction.

Pour déterminer si les capteurs (assemblage anneau-boîtier-plaques dans un chausson) répondent bien de façon élastique jusqu'à 2000 N, nous les avons tout d'abord soumis à 20 cycles de charge-décharge de 0 à 2000 N, à la vitesse de 250 N/s, effectués par une machine d'essais de traction. La machine de traction permet d'appliquer une traction ou une compression à une structure quelconque. Pour cela, la structure à tester est installée entre la traverse et le vérin de la machine de traction (Fig. 2.16). La traverse est immobilisée dans une position choisie pour assurer un contact initial puis le vérin est piloté soit en lui imposant son déplacement soit en lui imposant la force à appliquer.

Ces tests révèlent que, si certains capteurs répondent avec une bonne élasticité à la déformation subie, d'autres montrent une défaillance (Fig. 2.17). Sont pris ici en exemple quatre capteurs du chausson droit, numérotés D1, D2, D3 et D5. Les capteurs D2 et D3 montrent une bonne élasticité. Les valeurs de déformation de ces deux capteurs sont très proches (à moins de 5% près) en charge et en décharge pour une force donnée. D2 est en déformation élastique non-linéaire, puisque sa courbe d'élasticité est de forme polynomiale, tandis que D3 est en élasticité linéaire (avec une courbe droite). A l'inverse, les capteurs D1 et D5 montrent une hystérésis importante : leurs courbes forment des boucles indiquant que les valeurs de déformation sont plus faibles en charge qu'en décharge pour une même force. Cela signifie que l'anneau, et donc la jauge, de ces capteurs tarde à reprendre sa forme lors de la décharge. Nous soulignons cependant que, pour ces quatre capteurs comme pour les autres, la répétitivité de la réponse au cours des cycles est remarquable puisque les vingt cycles de charge et décharge se superposent parfaitement pour chacun.

La variété de ces comportements est inattendue puisque tous les capteurs sont de la même conception. Cependant, des défauts d'usinage, de collage des jauges, de positionnement vertical de l'anneau et d'assemblage du boîtier par coulissement peuvent intervenir.

L'hystérésis constatée pour certains capteurs révèle un retard dans la reprise de forme de leur anneau lors de la décharge.

A noter que cette hystérésis ne correspond pas à une plastification des anneaux. La plastification se manifesterait par un non retour à zéro de la déformation lors de la décharge complète. Un résiduel de déformation d'au moins 2% serait constaté (Fig. 2.18), or au retour la reprise de forme initiale des anneaux est complète, mais juste retardée.

Le retard de la réponse du capteur au relâchement peut provenir de la présence de frottements au niveau du boîtier. Lors de la décharge, c'est l'énergie élastique emmagasinée par l'anneau qui repousse les deux parties du boîtier jusqu'à ce que l'anneau ait repris sa forme initiale. Cette dynamique est probablement freinée par des frottements importants entre les parois du boîtier. Cette enceinte jouerait le rôle d'un patin gênant l'expression de l'élasticité de l'anneau et donc du capteur.

La présence des plaques d'aluminium pourrait également produire un léger retard dans la reprise de forme de l'anneau dans le cas où ces plaques seraient déformables et où leur énergie élastique entrerait en action avant celle de l'anneau. Ainsi le capteur commencerait à reprendre sa forme au niveau des plaques, sans que la jauge reprenne sa forme, puis au niveau de l'anneau où la jauge est collée.



FIG. 2.16 – Machine de traction permettant les tests mécaniques sur les capteurs.

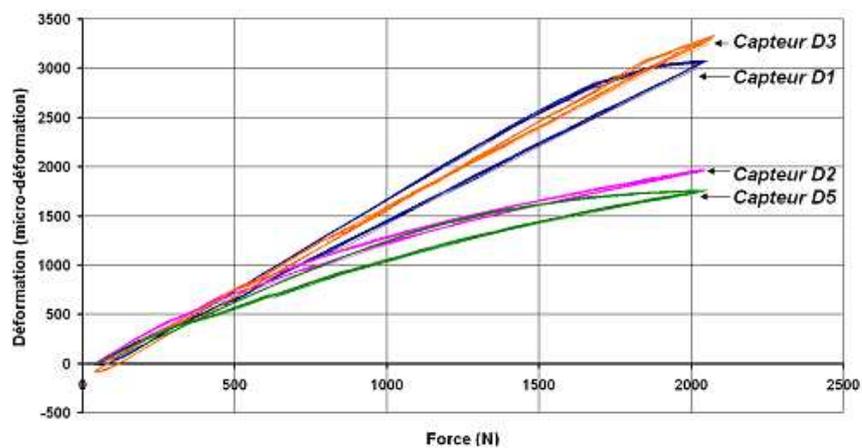


FIG. 2.17 – Courbe de déformation de la jauge en fonction de la force appliquée pour les capteurs D1, D2, D3 et D5.

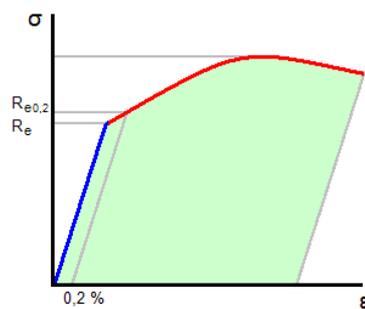


FIG. 2.18 – Courbe représentant le comportement mécanique de tout matériau : augmentation linéaire de la déformation ϵ en fonction de la contrainte σ jusqu'à l'atteinte de la limite élastique 'Re', puis relation polynomiale et franchissement de la limite de plasticité 'Re_{0,2}'.

Afin de vérifier ces hypothèses nous avons procédé à une série de tests pour observer l'influence de l'assemblage anneau-boîtier-plaques-semelle sur les résultats de la courbe force-déformation des capteurs.

2.2.3.1 Détermination de l'effet de l'assemblage anneau-boîtier-plaques-semelle

Nous avons émis l'hypothèse de la présence de frottements au niveau des parois du boîtier et également l'hypothèse d'une déformation des plaques d'aluminium, ce qui expliquerait un retard de reprise de forme de l'anneau.

Pour étudier ces deux phénomènes possibles, nous avons procédé à des tests mécaniques de compression sur le capteur, d'abord intégralement monté, puis progressivement démonté, en le débarrassant tout d'abord de ses plaques, puis de son boîtier pour ne garder au final que l'anneau dynamométrique (Fig. 2.19). Ce protocole a permis d'analyser le rôle de chacune de ces pièces dans la dynamique de la compression du capteur. Chaque test a été réalisé sur 10 cycles de 0 à 500 N.

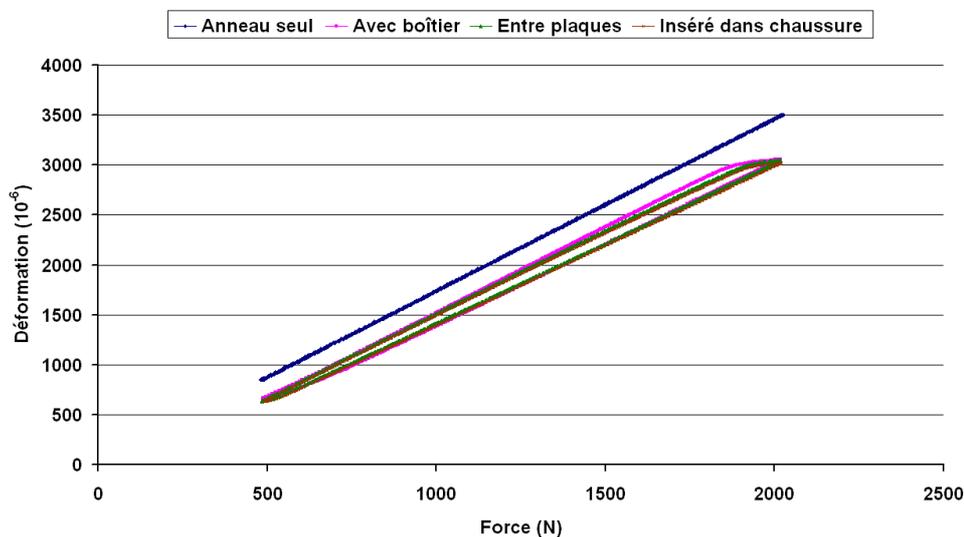


FIG. 2.19 – Relations microdéformation/force d'un capteur à chaque étape de son assemblage et de son insertion dans la semelle.

Le test de compression sur l'anneau isolé montre une réponse parfaitement linéaire de la déformation en fonction de la charge (courbe bleue). Le test sur l'anneau inséré dans le boîtier (courbe rose) donne des résultats bien différents : la courbe est décalée vers le bas, donnant des déformations moindres pour une même force appliquée, et prend la forme d'une boucle, indiquant une déformation plus importante en décharge qu'en charge pour une même force, c'est-à-dire que l'anneau tarde à reprendre sa forme initiale. C'est l'hystérésis, précédemment mise en évidence dans ce mémoire, qui apparaît ici. Le test entre plaques et le test avec le capteur inséré dans le chausson montrent exactement les mêmes résultats (les deux courbes sont superposées). Ces résultats sont à peine différents de ceux du test avec seulement l'anneau dans le boîtier ; le retard de reprise de forme de l'anneau est juste légèrement amoindri.

Ces résultats nous amènent à conclure que l'hystérésis est principalement due à la présence du boîtier et donc probablement à des frottements entre ces parois lors du coulisement en décharge. Ces frottements freineraient la poussée verticale de l'anneau que l'énergie élastique emmagasinée lui procure.

Cette hystérésis n'est pas gênante pour interpréter la force subie à partir de la déformation recueillie puisque, comme nous l'avons vu, l'hystérésis est répétitive, la même à chaque cycle de charge-décharge du capteur lors d'un test cyclique de charge. Cependant, il nous faut vérifier qu'elle est également la même à chaque nouvel assemblage du capteur, ce qui est peu probable puisque cela signifierait que les frottements créés par assemblage au niveau des parois des boîtiers sont toujours les mêmes. Une hystérésis non-reproductible nécessiterait un ré-étalonnage à chaque nouvel assemblage du boîtier.

Pour vérifier cet aspect mécanique, nous avons procédé à ce même test de compression, de 0 à 2000 N en 250 N/s, à deux reprises sur un même capteur démonté et réassemblé entre les deux tests (Fig. 2.20). L'exemple pris ici montre que pour une force de 1500 N, la déformation subie en phase de charge est d'environ 2450 N lors de l'essai 1 et 2150 N lors de l'essai 2, soit une différence d'environ 12% entre les deux mesures. Ce test indique donc malheureusement que les frottements du boîtier ne sont pas les mêmes à chaque montage et donc que l'étalonnage d'un même capteur doit être réalisé après chaque montage, ce qui est peu adapté à une utilisation fréquente et rapide des capteurs. Ces frottements sont probablement également à l'origine de l'imprécision constaté par Faivre (2003) en-deçà de 100 N de charge.

Il nous reste à vérifier que l'anneau, lorsqu'il est pris seul, répond toujours de la même manière à une même sollicitation sur plusieurs tests étalés dans le temps.

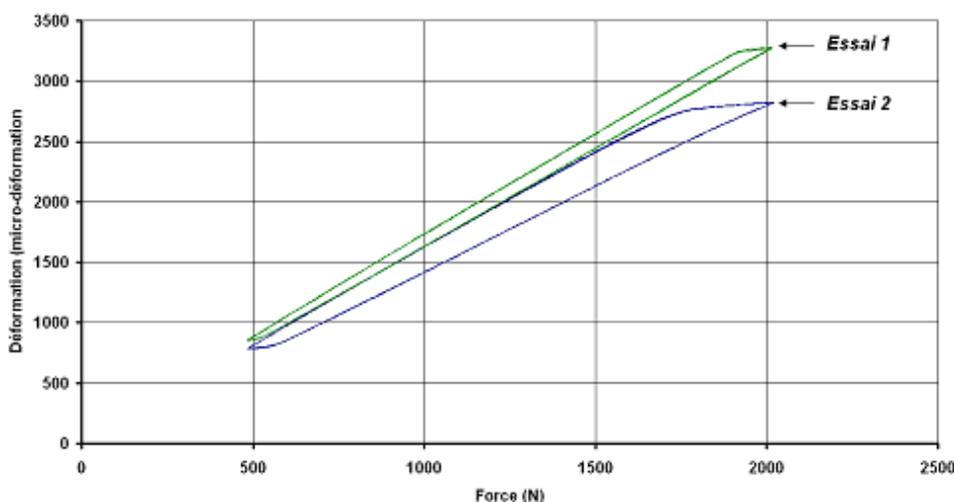


FIG. 2.20 – Relations microdéformation/force d'un même capteur lors de deux essais avant et après démontage-réassemblage complet du capteur.

Pour vérifier que la relation force-déformation de l'anneau seul est toujours la même, nous avons procédé aux mêmes tests de compression de 0 à 2000 N sur un même anneau à dix dates différentes. Les courbes ainsi obtenues pour les différents tests se révèlent toujours très linéaires et avec des coefficients directeurs très similaires (Fig. 2.21). Les coefficients force-déformation varient en effet entre 0,6323 et 0,6467, avec une moyenne à 0,6396, soit une variation maximale de $\pm 1,15\%$ autour de la moyenne, ce qui indique une répétabilité excellente.

Il est donc envisager de conserver le principe de l'anneau dynamométrique et d'étudier un nouveau montage pour le capteur dans la semelle en éliminant le boîtier de façon à s'affranchir des frottements qu'il crée. Ce nouveau montage, ne conservant que l'anneau et les plaques, annulerait tout effet d'hystérésis et limiterait à un étalonnage unique et fiable du capteur.

L'étude d'un nouveau capteur sans boîtier devra prendre en compte la perte de la triple

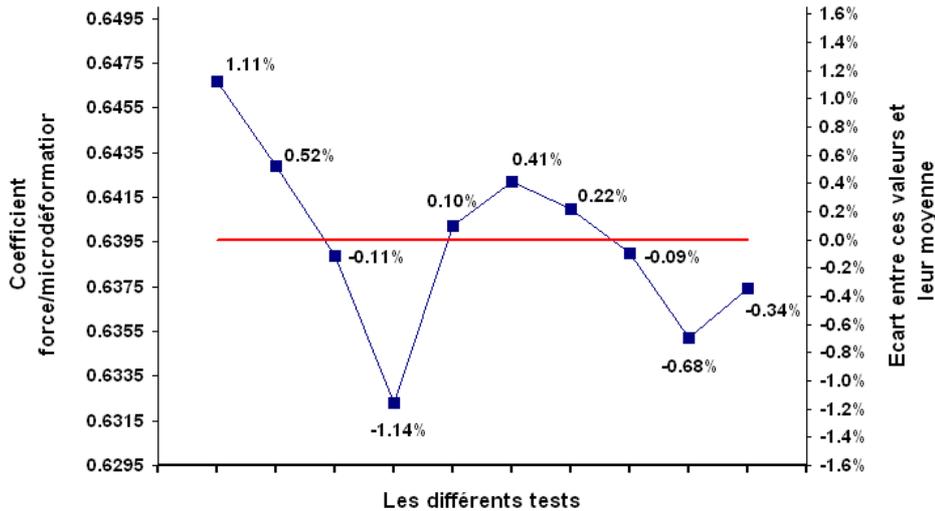


FIG. 2.21 – Coefficient de la relation linéaire force/microdéformation d'un même anneau lors de dix essais distincts.

fonction qu'assurait le boîtier :

- positionner l'anneau verticalement et dans une position de référence déterminée,
- garantir la mesure de la seule composante verticale de la force externe appliquée par le pied (les composantes horizontales de cette force n'étant pas transmises par le boîtier),
- permettre également, en arrivant en butée, d'éviter que l'anneau ne subisse un écrasement trop important lui faisant dépasser sa limite élastique et provoquant ainsi une détérioration irréversible.

2.3 Conclusion sur le prototype initial

Ce prototype semble pouvoir répondre aux besoins des praticiens quant à l'observation de l'appui du pied au sol sur de nombreux pas consécutifs sans que le patient soit gêné.

2.3.1 Bilan technique

La chaîne d'instrumentation (capteur, liaison filaire, pont de jauge, enregistreur, logiciel) est opérationnelle. L'anneau dynamométrique est un mécanisme validé pour une mesure répétitive de la force mais la présence du boîtier nuit à cette répétabilité dans la mécanique du capteur.

L'emplacement des huit capteurs convient pour la reconnaissance de la marche saine : la dynamique de déroulement du pied enregistrée chez un sujet sain est comparable à celle donnée dans la littérature.

Les paramètres spatio-temporels souhaités sont obtenus : la durée de l'appui unipodal, la durée du double appui moyen et la durée du cycle de marche et, en conséquence, la durée du pas et le nombre de pas.

Comparé aux autres outils de mesure de la pression plantaire, cet instrument revêt de nombreux avantages, tant dans son aspect pratique d'utilisation que dans son intérêt médical.

Il assure aux praticiens une analyse précise et rigoureuse de la pose naturelle du pied au sol. Il permet l'étude de la marche en contexte écologique, c'est-à-dire dans un contexte habituel pour le patient.

Le chausson possède une semelle souple permettant de dérouler librement le pied, et chaque chausson est relié au système d'acquisition situé dans le sac-à-dos par un fil souple long de 1,2 m qui suit le mouvement de la jambe sans la gêner. L'appareillage reposant uniquement sur les épaules et le dos du sujet, les membres supérieurs sont libres de leur mouvement ce qui permet à l'individu de conserver sa cinématique habituellement adoptée durant la marche. Le poids supplémentaire de 5 kg placé dans le sac-à-dos n'affecte pas la marche des personnes de plus de 50 kg puisque Delpierre (2004) indique que "la locomotion est perturbée lors du port d'une charge de plus de 10% de son poids (Grimmer et al., 1999 ; Stanford et al., 2002)".

Il est donc facilement transportable et n'altère pas la marche, ce qui n'est pas le cas lors de l'utilisation d'un tapis roulant par exemple. De plus, il n'exige aucune vitesse particulière de marche et assure l'acquisition des données sur une succession de pas et sans contraindre la localisation de la pose du pied, ce qui n'est pas envisageable avec des plates-formes ou des tapis de force.

L'avantage majeur est qu'il mesure cette pression directement entre le pied et le sol, comme lors d'une marche pieds nus, ce qui n'est pas le cas lors de l'utilisation de semelles baropodométriques puisque celles-ci sont situées à l'interface du pied et de l'assise plantaire de la chaussure. Cette analyse du contact pied-sol est la seule qui puisse permettre aux praticiens de conclure sur une pathologie subie par l'appareil locomoteur. Par ailleurs, à l'opposé des capteurs d'une semelle baropodométrique, il mesure la pression très localement. Chaque capteur est isolé des autres et ne renseigne donc que sur la pression à laquelle il est directement soumis de manière discrète, tandis que dans les semelles baropodométriques les capteurs sont reliés dans une même couche et sont déformés indifféremment par la pression directe et par les pressions périphériques.

Les données temporelles et dynamiques mesurées sont nécessaires et suffisantes. Le praticien obtient directement le rythme de marche *via* la durée de l'appui, la durée de l'oscillation et, par extension, la durée du pas et celle du cycle. Il recueille également la dynamique de marche, c'est-à-dire la qualité et la quantité de sollicitations pour chaque capteur. Il connaît ainsi les instants et durées des sollicitations ainsi que les valeurs de force verticale subie par chaque capteur. La pression exercée sous chaque zone du pied est donc connue instantanément, ce qui permet d'identifier, par exemple, les valeurs maximales et moyennes subies par chaque zone du pied lors d'un pas et lors de plusieurs pas, l'ampleur de la zone de contact du pied au sol à chaque instant, ainsi que la vitesse de charge et de décharge de chaque zone.

Le baropodomètre sera peu coûteux à l'achat puisqu'il repose sur une technologie très répandue qu'est l'extensométrie, et également à long terme puisque ces capteurs sont résistants et sont les mêmes quel que soit le patient. Il est utilisable sans détérioration au cours d'un nombre *quasi* infini de pas dans le cadre de l'utilisation pour laquelle il a été conçu, tandis que les capteurs de semelles et de tapis baropodométriques se détériorent très rapidement. D'un patient à l'autre, les mêmes capteurs sont utilisables puisqu'ils sont amovibles. Un même capteur peut être installé et désinstallé à volonté. Ainsi, l'achat d'un jeu de seize capteurs permet une utilisation pour l'ensemble des patients sans se préoccuper de leur pointure, alors que l'utilisation de semelles baropodométriques nécessite l'achat d'une paire de semelles par pointure concernée.

2.3.2 Les manques et les améliorations proposées

A la suite des travaux de Faivre (2003), il reste à adapter l'outil à une utilisation pour toute population, de l'individu le plus léger au plus lourd, et quelle que soit sa pathologie. Il faut assurer la reproductibilité de l'étalonnage du capteur en éliminant les frottements créés par le boîtier. Il est également nécessaire de repousser le seuil de force externe toléré par l'anneau, actuellement trop faible pour une utilisation du prototype avec des populations en surcharges pondérales ou présentant des appuis anormalement violents.

Nous proposons donc d'étudier plusieurs améliorations du système :

- une nouvelle conception du capteur, sans le boîtier qui est à l'origine du manque de reproductibilité de l'étalonnage et donc de la mesure.
- une nouvelle géométrie de l'anneau pour repousser sa limite élastique à une force d'au moins 4000 N, tout en conservant le cuivre au béryllium comme matériau constitutif puisque le couplage module d'Young - limite élastique fait de lui un excellent alliage pour réaliser des structures devant assurer un effet de ressort comme notre anneau.
- l'augmentation du nombre de capteurs par semelle de façon à couvrir l'intégralité de la surface plantaire et ainsi pouvoir observer les appuis sortant du chemin de déroulement sain du pied. Cela permettrait également d'obtenir la trajectoire du centre des pressions, indice résumant correctement la cinématique du pied au sol.
- le remplacement des enregistreurs, lourds (2.5 kg chacun) et encombrants (315 x 165 x 60 mm³ chacun) donc peu appropriés à l'évaluation de la marche d'une large population incluant les enfants, les personnes âgées et les sujets présentant des troubles de la marche très prononcés.
- le remplacement du conditionneur de jauge qui ne peut garantir la fiabilité des acquisitions.
- l'amélioration du traitement actuel des données pour permettre l'affichage clair des résultats et faciliter l'interprétation par les praticiens.

Chapitre 3

Développement d'un nouveau prototype

L'amélioration de l'outil est nécessaire pour permettre une utilisation clinique aisée et large, pour tout individu quels que soient sa pathologie et son poids.

Le capteur actuel est adapté à l'analyse de la marche d'un sujet sain moyen mais il se détériore sous une charge de 1850 N, charge fréquemment dépassée lors des pics d'amortissement ou de propulsion du pied pendant la marche d'un individu sain de plus de 120 kg ou d'un individu sujet à un trouble de la marche provoquant une frappe du pied au sol. Il est également peu pratique dans sa conception actuelle car il nécessite un étalonnage à chaque nouvel assemblage. Il est donc nécessaire d'améliorer le système mécanique pour s'affranchir de l'étalonnage du capteur à chaque installation dans le chausson. Il faut aussi garantir que le capteur peut encaisser sans déformation irréversible des forces importantes de l'ordre de 4000N, voire plus. C'est pourquoi nous proposons ici une nouvelle conception du capteur, sans boîtier.

Concernant le système d'acquisition, lourd et encombrant, peu fiable puisque dépendant d'un conditionneur dont la linéarité ne peut être garantie, il a paru nécessaire de rechercher et adapter un nouveau système électronique pour l'acquisition des déformations des différents capteurs.

3.1 Conception d'un nouveau capteur sans boîtier

Le manque de répétitivité de l'étalonnage du capteur provient des frottements aléatoires créés au niveau des parois du boîtier du capteur lors de son assemblage. La solution la plus simple pour permettre la répétitivité de l'étalonnage est donc d'éliminer le boîtier tout en assurant sa triple fonction :

- positionner l'anneau bien verticalement et dans une position de référence déterminée,
- garantir le recueil unique de la composante verticale de la force externe appliquée par le pied (les composantes horizontales de cette force n'étant pas transmises par le boîtier),
- permettre, en arrivant en butée, d'éviter que l'anneau ne subisse un écrasement trop important et irréversible.

Supprimer le boîtier demande donc de reconsidérer la géométrie et le système de positionnement de l'anneau.

Dans cette optique, nous avons développé un nouveau capteur, sans boîtier, en apportant

une réponse à chacun des trois besoins.

3.1.1 Nouvel assemblage

Le boîtier assure le posage de l'anneau dans sa position de référence, position nécessaire pour garantir la plus grande sensibilité de la jauge. En effet, l'acquisition de la force appliquée se fait *via* une jauge de déformation collée sur l'anneau métallique. Pour que cette acquisition soit optimale, il est nécessaire que la jauge soit localisée à l'endroit de la déformation maximale subie par la périphérie de l'anneau. Or, comme nous l'avons vu précédemment, cette déformation maximale est localisée au niveau du diamètre horizontal lors d'une compression verticale. Ainsi, l'anneau doit être positionné de façon à ce que la jauge soit située à l'équateur de l'anneau, c'est pourquoi la position de référence est déterminée grâce à un méplat. Il est donc important de s'assurer que l'anneau soit correctement positionné sur son méplat. Le boîtier garantissait cette position. Son élimination met l'anneau en contact direct avec les plaques. Pour assurer désormais cette fonction, la forme de l'anneau a été légèrement modifiée et la liaison anneau-plaques a été repensée.

Les plaques inférieures des capteurs se posant sur le sol lors de la marche, le positionnement vertical de l'anneau sera garanti si et seulement si l'anneau est perpendiculaire à la plaque inférieure. En fixant le méplat de l'anneau sur la plaque, l'anneau se retrouve automatiquement en position de référence. Le maintien est réalisé grâce à deux vis qui traversent la plaque et se fixent dans l'anneau.

Concernant la liaison avec la plaque supérieure, il faut assurer le parallélisme entre cette plaque et la plaque inférieure pour que le pied se déroule sur le même plan que le sol afin de bien simuler la marche pieds nus. Il est donc décidé d'utiliser le même montage que pour la liaison entre la plaque inférieure et l'anneau en créant sur l'anneau un second méplat, diamétralement opposé au premier et parfaitement identique, sur lequel la plaque supérieure viendra se fixer à l'aide de deux vis (Fig. 3.1).

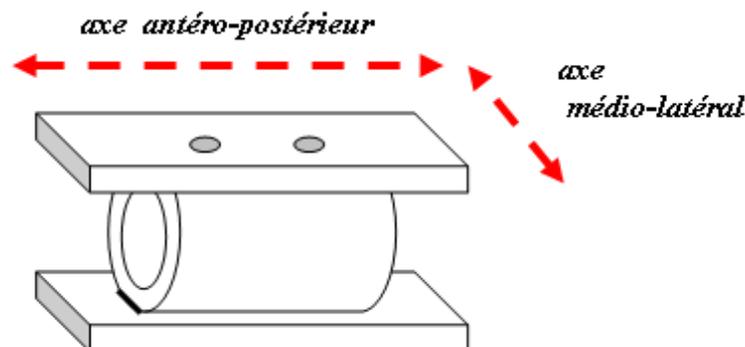


FIG. 3.1 – Nouvel assemblage du capteur, sans boîtier : les deux plaques sont directement solidaire de l'anneau par vissage dans les deux méplats.

3.1.2 Redimensionnement de l'anneau

La protection de l'anneau n'étant plus assurée par le boîtier, il faut redimensionner l'anneau pour le rendre plus résistant et permettre une utilisation clinique large où la charge pourra dépasser les 4000 N.

La détérioration d'une structure intervient lorsque la limite élastique du matériau qui la compose est dépassée. L'anneau est en cuivre au béryllium (CuBe2). Ce matériau a une limite élastique correspondant à une contrainte interne de 660 MPa (ou 660 N/mm²) selon les caractéristiques techniques données par le fournisseur. Nous avons vu précédemment que cette limite plastique est atteinte pour une force assez basse, d'environ 1850 N. Cependant, nous conserverons le cuivre au béryllium comme matériau puisque son couplage module d'Young (130 GPa) et limite élastique (660 MPa) fait de lui un excellent alliage pour les structures devant assurer un effet de ressort comme notre anneau.

La contrainte interne, notée σ , est le rapport entre la force exercée, notée F , et la surface sur laquelle cette force se répartie, notée S : $\sigma = F/S$. Ainsi, pour réduire la contrainte interne du matériau, il nous faut augmenter la surface interne supportant la force appliquée. La zone ici considérée sera celle située à l'intérieur de l'anneau au niveau équatorial puisque c'est celle qui subit la plus grande déformation. Cette zone est quasi linéique et longe tout l'intérieur du trou de l'anneau à son niveau équatorial. Pour augmenter cette zone, nous choisissons d'allonger l'anneau, et comme nous souhaitons passer d'une limite plastique de l'anneau d'environ 1850 N à plus de 4000 N, nous décidons de doubler la longueur de l'anneau pour doubler le paramètre de surface pris en compte dans le calcul de la contrainte. La simulation numérique indique que la limite élastique est bien atteinte aux environs de 4000 N (Fig. 3.2 et 3.3).

Pour confirmer cette résistance théorique, un test mécanique de compression est réalisé au-delà de 4000 N sur le nouvel anneau ainsi dimensionné avec une longueur de 16 mm (Fig. 3.4). Ce test montre que l'anneau n'entre pas en phase de détérioration : son comportement garde même une apparente linéarité jusqu'à 6000 N. Il garantit une résistance suffisante pour l'étude de la marche de toute population, pathologique ou non.

Force appliquée par simulation (N)	3900	4000	4100
Contrainte maximale constatée (MPa)	643,8	660,5	676,4

FIG. 3.2 – Contrainte verticale maximale indiquée par COMSOL ® lors de l'application d'une force externe de 3900 à 4100 N pour un anneau de 16 mm de long, 10,7 mm de diamètre externe et de 9,3 mm de diamètre interne.

3.1.3 Nouvelle orientation du capteur

Le boîtier garantissait la déformation de l'anneau sous la seule composante verticale de la force externe appliquée par le pied puisque le coulisement des parois du boîtier ne pouvait se faire que dans cette direction. Ainsi, les composantes horizontales de la force externe n'étaient pas transmises à l'anneau.

En l'absence du boîtier, la certitude de la seule mesure de la composante verticale ne semble plus pouvoir être garantie, donc nous souhaitons simplement rendre négligeable l'influence des composantes antéro-postérieures et médio-latérales.

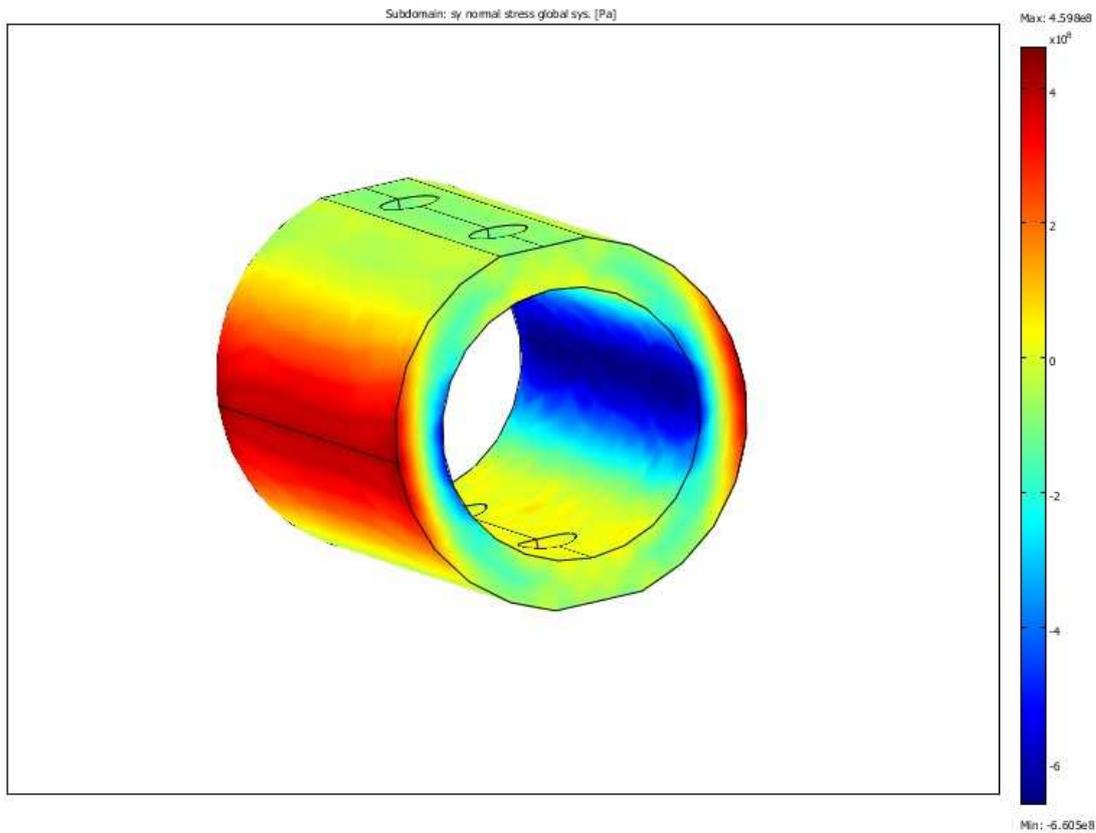


FIG. 3.3 – Répartition de la contrainte verticale donnée par COMSOL ® lors de l'application d'une force externe de 4000 N pour un anneau de 16 mm de long, 10,7 mm de diamètre externe et de 9,3 mm de diamètre interne.

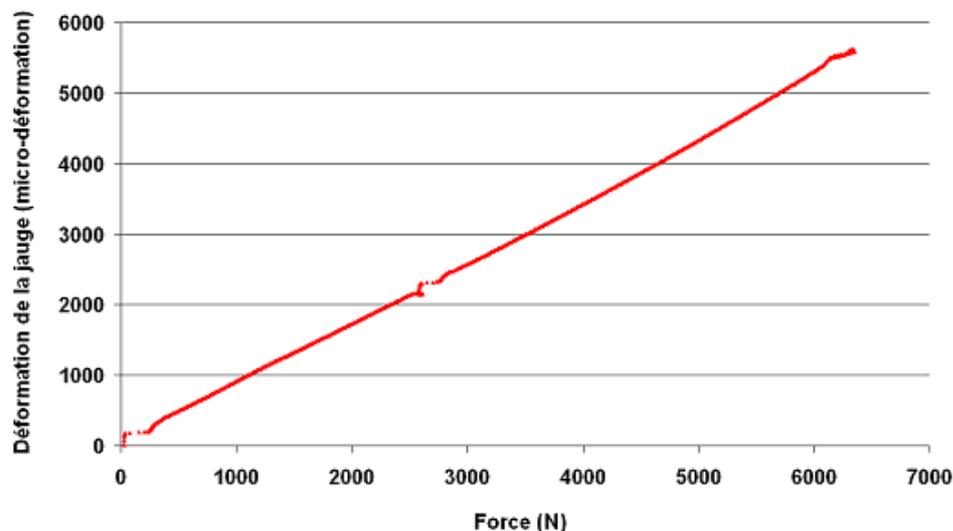


FIG. 3.4 – Comportement quasi-linéaire de l’anneau de 16 mm de long en charge jusqu’à 6000 N.

Les forces médio-latérales sont déjà très faibles par rapport à la force verticale lors de la marche saine (Fig. 3.5), ne dépassant pas 5% du poids du corps. Lors de marches pathologiques, il est possible que cette sollicitation soit supérieure, cependant le contact horizontal défini par l’appui de la plaque sur le méplat limite la transmission de cette composante latérale à l’anneau.

Pour la composante antéro-postérieure, là aussi le contact horizontal défini entre le méplat et la plaque atténue la transmission de cette composante à l’anneau. Cependant, l’intensité de cette composante étant souvent peu négligeable lors de la marche, nous avons complété cette atténuation en positionnant l’anneau de manière longitudinale dans la semelle du chausson de façon à ce que l’axe antéro-postérieur du chausson soit l’axe de la longueur de l’anneau (Fig. 3.1), ce qui limite la déformation de l’anneau sous cette force.

3.1.4 Conclusion sur les modifications du capteur

Le capteur initial ayant été validé quant à son principe technologique pour mesurer les forces de compression entre le pied et le sol lors de la marche d’un individu sain, nous l’améliorons ici pour l’adapter à la marche d’individus pathologiques ou hors-normes.

Avoir ôté le boîtier assure la disparition des frottements aléatoires précédemment présents lors de l’assemblage du capteur initial. Pour compenser cette absence du boîtier, les modifications apportées concernent la géométrie de l’anneau (Fig. 3.6), son assemblage et son orientation dans la semelle du chausson. Nous passons d’un capteur constitué d’un anneau dynamométrique inclus dans un boîtier et pris en sandwich par deux plaques, à un capteur simplement constitué d’un anneau similaire pris entre deux plaques. L’anneau est adapté géométriquement en doublant sa longueur et en rajoutant un second méplat diamétralement opposé au premier, où viennent désormais se fixer les plaques.

Lors d’une marche pathologique, qui par définition se différencie de la marche saine, le

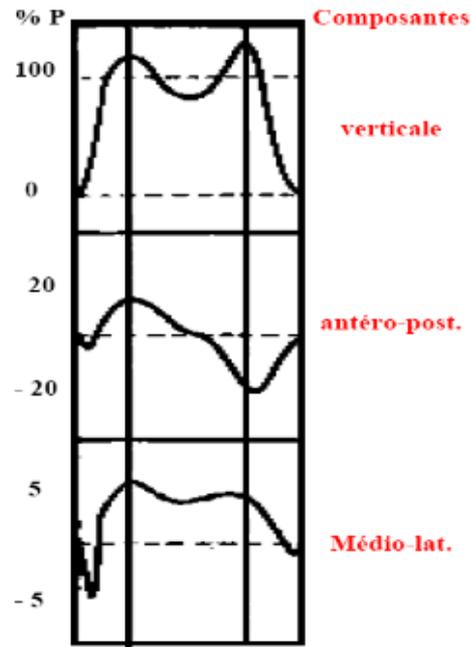


FIG. 3.5 – Composantes de la force de réaction du sol lors de la marche saine selon les 3 axes de l'espace, exprimées en pourcentage du poids du corps (Chèze, 2007).

Le pied ne suit pas forcément le chemin de déroulement sain, c'est pourquoi, pour rendre l'outil apte à l'analyse des marches pathologiques, nous augmentons le nombre de capteurs pour une chaussure adulte de huit à onze afin de couvrir l'intégralité de la surface plantaire. Sont ainsi rajoutés deux capteurs sur l'intérieur du pied et un sous les orteils. Toute la plante du pied est désormais équipée de capteurs, et non plus seulement le chemin de déroulement du pied sain (Fig. 3.7).

Toutes ces modifications rendent les nouveaux capteurs plus simples de fabrication, plus faciles à installer dans les semelles et adaptés à l'analyse de la marche de toute population.

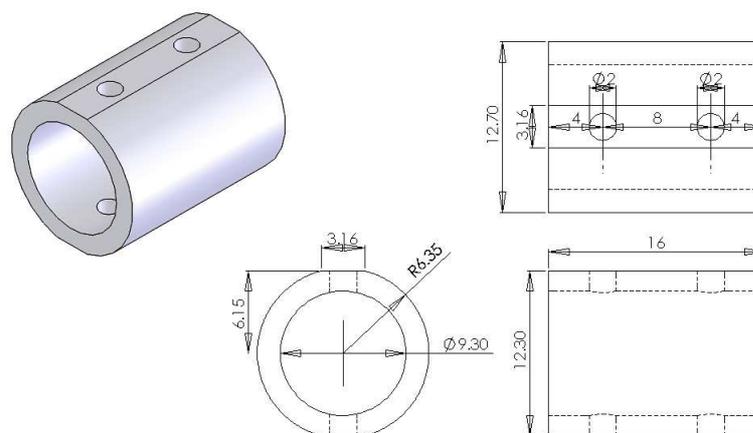


FIG. 3.6 – Dimensions du nouvel anneau.

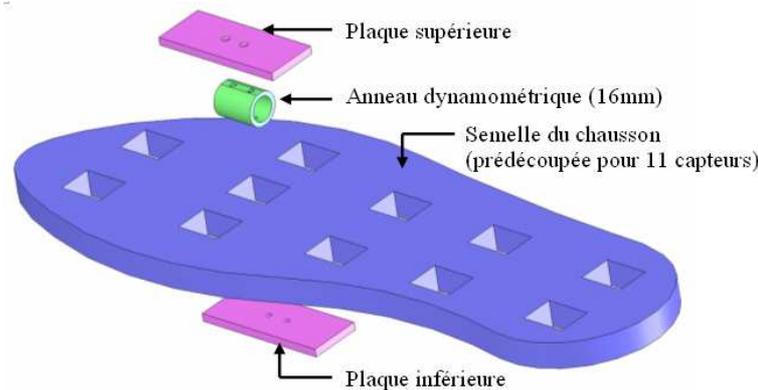


FIG. 3.7 – Assemblage et emplacement des nouveaux capteurs dans le chausson.

3.2 Amélioration des systèmes de conditionnement et d'acquisition

L'acquisition consiste à mesurer la variation de tension de plusieurs ponts de jauge (16 ponts de jauge pour le prototype initial et 22 pour le nouveau prototype). Avant acquisition, ces ponts de jauge demandent à être rééquilibrés pour garantir leur fiabilité. Ce rééquilibrage consiste à régler manuellement la résistance d'un potentiomètre branché sur le pont de jauge pour obtenir une tension nulle en sortie de pont ou à déclarer électroniquement comme "zéro de référence" la tension délivrée par chaque pont lorsque le capteur n'est soumis à aucune charge.

Le système d'acquisition utilisé par Faivre (2003) était constitué de deux boîtiers d'acquisition, chacun couplé à un conditionneur manuel développé au laboratoire. Les boîtiers d'acquisition étaient trop lourds (chacun 2,5 kg) et encombrants (chacun 315 x 165 x 60 mm³) pour être utilisés avec des patients pathologiques ou faibles (enfants ou personnes âgées). Les conditionneurs de jauges, réalisés au laboratoire, ne pouvaient garantir la linéarité de l'acquisition et la fiabilité de l'équilibrage des ponts. Nous avons donc recherché des solutions de remplacement pour fiabiliser le conditionnement et l'acquisition et les adapter à l'analyse de la marche de toute population.

Une première solution d'acquisition, basée sur un ordinateur de poche et conservant le conditionneur manuel, est étudiée avant d'être rejetée du fait d'un manque de capacité de stockage des données. Une seconde solution, reposant sur un ordinateur portable léger couplé à un conditionneur National Instrument ®, piloté par le logiciel LabView ®, est dès lors proposée et retenue.

3.2.1 Utilisation d'un ordinateur de poche

Une solution d'acquisition par un ordinateur de poche est étudiée avec l'appui de deux stagiaires en informatique recrutés pour ce projet (Gervais, 2005 ; Dahan, 2006). Cette technologie est envisagée pour son très faible poids et son très faible encombrement. De plus, l'ordinateur de poche peut être porté à la ceinture du sujet et non plus sur son dos, ce qui peut être perçu comme moins intrusif pour le sujet.

Ce matériel doit permettre d'équilibrer les ponts de jauges et d'enregistrer leurs tensions de sortie, puis de transférer les données recueillies vers un ordinateur de bureau pour procéder à leur traitement. Or, ce genre d'utilisation pour des ordinateurs de poche est inhabituel et encore peu développé. Ainsi, cette étude demande tout d'abord de rechercher un appareillage

apte à remplir cette fonction en s'assurant de la compatibilité des différents systèmes électroniques nécessaires, puis de développer un programme d'acquisition particulier, adapté à la gestion par un ordinateur de poche et facile d'utilisation par le praticien.

3.2.1.1 Description du matériel nécessaire

Peu d'ordinateurs de poche disposent de connectiques permettant l'acquisition de tensions électriques et, pour ceux qui en disposent, ces ports n'acceptent souvent que très peu de canaux de recueil. Or, nous souhaitons acquérir les tensions d'au moins seize capteurs, donc il nous faut au moins seize canaux d'acquisition.

Une seule solution d'acquisition basée sur un ordinateur de poche a été trouvée pour acquérir en parallèle seize canaux. Cette solution repose sur un PDA (Personal Digital Assistant) de type iPAQ HP 5500 [®], ne pesant que 200 g, auquel peut être rajouté un double port d'accueil de cartes de type PCMCIA, chaque carte PCMCIA acceptant la connexion de huit canaux (Fig. 3.8). La compatibilité du matériel n'est assurée que si chaque produit provient du même fabricant : Hewlett Packard [®].

Ce matériel léger et compact paraît totalement adapté à nos besoins. Cependant, il n'inclut pas de système de conditionnement de jauge et nécessite donc de conserver le conditionneur manuel en complément. Ainsi, pour chaque chausson instrumenté, un conditionneur de jauges à huit canaux et une carte PCMCIA sont requis (Fig. 3.9).



FIG. 3.8 – Matériel d'acquisition : deux cartes PCMCIA, un double port de carte PCMCIA et un PDA.

3.2.1.2 Programme développé

La programmation de logiciels destinés à être utilisés sur des ordinateurs de poche ne peut se faire qu'à l'aide de certains langages informatiques spécifiques. Pour le programme d'acquisition ici nécessaire, c'est le langage Visual C++ qui est retenu par les deux stagiaires en informatique. Ce programme doit permettre d'acquérir les valeurs d'au moins seize ponts de jauge, tout en proposant une interface facilement compréhensible par l'utilisateur. Une requête supplémentaire a été émise : la possibilité que le système indique automatiquement la stabilisation des ponts de jauges. En effet, à chaque allumage de l'alimentation des ponts de jauges, les jauges subissent ce qu'on appelle couramment un effet Joule. Le courant passant dans le

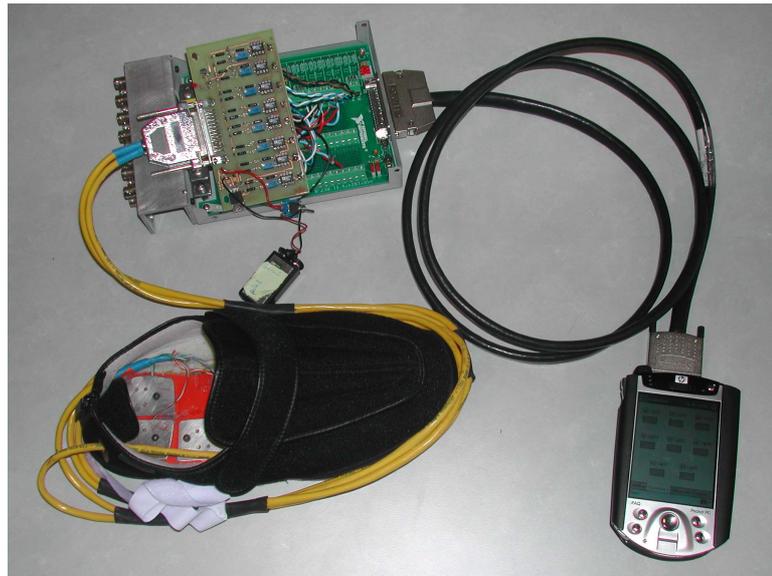


FIG. 3.9 – Chaîne d'acquisition avec le PDA pour une chaussure.

fil de la jauge augmente sa température, ce qui le dilate et change par conséquent sa résistance électrique. Au bout d'une dizaine de minutes, la jauge atteint une température stable et sa résistance se stabilise. Avant toute utilisation des capteurs, il faut donc s'assurer de la stabilité de la tension de sortie des ponts de jauge. Nous souhaitons que le PDA nous informe automatiquement de cet état. Pour juger de cette stabilité, nous imposons que l'écart-type des valeurs de tension soit calculé pour chaque capteur sur un nombre de valeurs que l'utilisateur pourra choisir et à des intervalles de temps également choisis par l'utilisateur. Le PDA signalera l'instant à partir duquel la stabilité de l'ensemble des capteurs sera atteinte par un écart-type inférieur à un seuil également déterminé par l'utilisateur.

Ainsi, pour répondre à nos exigences, le programme développé propose un interface composé de quatre pages (Fig. 3.10).

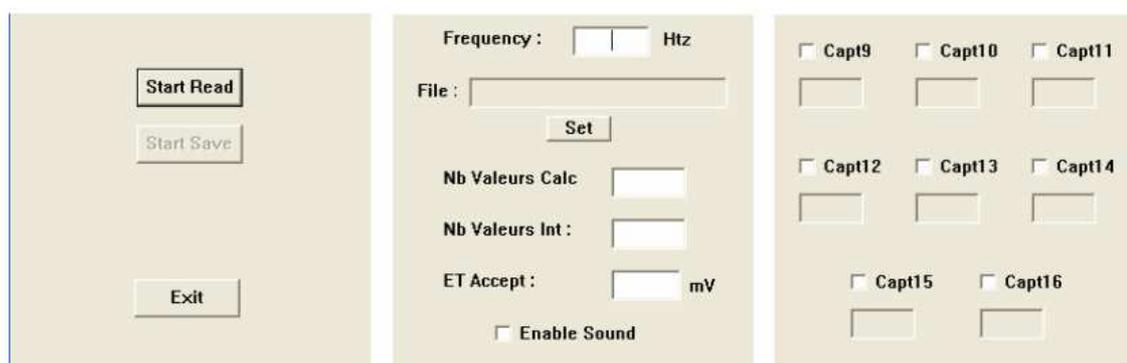


FIG. 3.10 – Interfaces créées pour l'acquisition par PDA : une première page pour le menu général d'enregistrement (à gauche), une seconde page pour le réglage des options d'acquisition et d'évaluation de la stabilité des ponts de jauge (au milieu), les troisième et quatrième pages identiques pour l'affichage des valeurs recueillies par chaque capteur (à droite).

La première page, appelée 'menu général', permet le déclenchement et l'arrêt de la lecture des tensions (bouton 'Start Read') et de leur enregistrement (bouton 'Start Save'), ainsi que la fermeture du logiciel à la fin de son utilisation (bouton 'Exit').

La seconde page demande d'entrer la fréquence d'acquisition souhaitée par l'utilisateur, le nom d'enregistrement du fichier acquis et les paramètres d'évaluation de la stabilité des ponts de jauge. Ces paramètres sont, tout d'abord, le nombre de valeurs à prendre en compte pour le calcul de l'écart-type (noté 'Nb Valeurs Calc'), puis le nombre de valeurs à ignorer entre deux calculs (noté 'Nb Valeurs Int') et enfin la valeur seuil de l'écart-type (notée 'ET Accept') à partir de laquelle les ponts de jauge seront jugés stables. L'atteinte de la stabilité de tous les ponts de jauge est dans tous les cas indiquée par l'activation du bouton 'Start Save' de la première page, mais est également proposée par un signal sonore en cochant la case 'Enable Sound' en bas de deuxième page. La fréquence d'acquisition peut être choisie entre 50 et 500 Hz, pour répondre à notre demande.

Les deux dernières pages sont similaires et indiquent chacune les valeurs de tension des huit capteurs d'un chausson à chaque instant.

3.2.1.3 Tests de validation de ce système d'acquisition

Ce système d'acquisition ainsi configuré est testé en y connectant un seul chausson de l'ancien prototype, soit huit capteurs. Dès le lancement de la lecture des huit canaux, le logiciel développé affiche une erreur signalant une saturation du buffer, l'espace de stockage temporaire des données sur le PDA. La capacité d'acquisition du PDA se révèle trop faible pour gérer la rapidité de lecture des cartes PCMCIA.

Aucune solution n'a pu être apportée, que ce soit sous forme de programmation informatique ou sous forme électronique.

En conclusion, malgré l'étude préalable de la compatibilité du matériel et l'important travail effectué par deux stagiaires successifs, le PDA se révèle malheureusement inadapté à nos besoins. Nous orientons donc nos recherches vers une autre solution d'acquisition, en privilégiant cette fois non plus la légèreté du système d'acquisition mais la fiabilité du conditionneur, tout en prenant soin toutefois de rester dans des poids et encombrements minimums.

3.2.2 Utilisation de composants National Instrument ®

Le système de conditionnement utilisé par Faivre (2003) ne garantit pas la linéarité de l'acquisition des données, ni l'équilibrage des ponts de jauges. Nous cherchons donc ici une solution plus fiable.

Ne disposant pas des compétences techniques (électronique + informatique industrielle) pour améliorer les caractéristiques de ce conditionneur, nous choisissons de nous tourner vers les conditionneurs proposés sur le marché. Nous retenons la solution commerciale proposée par National Instrument ®. C'est un système de conditionnement Compact DAQ ® pilotable par le logiciel LabView ® du même fabricant. Il permet l'acquisition simultanée de trente-deux ponts de jauges et réalise leur équilibrage de façon automatique dans une large gamme de températures. Les tests de validation montrent que ce système répond correctement à nos besoins.

3.2.2.1 Description du matériel nécessaire

La solution retenue repose donc sur un système d'acquisition de données Compact DAQ[®] (type NI cDAQ-9172) acceptant la connexion de huit conditionneurs de jauge (type module NI 9237) pouvant chacun accueillir quatre ponts de jauge. Ce système est relié à un ordinateur par un port USB et peut être alimenté par une tension continue comprise entre 11 et 30 volts (Fig. 3.11). Pour faciliter sa portabilité, nous utilisons une batterie Li-Ion de 11 V de la marque Bosch[®] (166 g). L'ordinateur devant être relié en permanence au conditionneur pendant l'acquisition, il devra être transporté par le patient pendant les tests, c'est pourquoi nous avons choisi en 2006 un ordinateur portable ultra-léger (1,5 kg) de marque Dell[®]. La connectique reliant les ponts de jauges aux conditionneurs a été réalisée en utilisant une nappe de fils souple et longue de 2 m pour ne pas gêner la mobilité du patient.

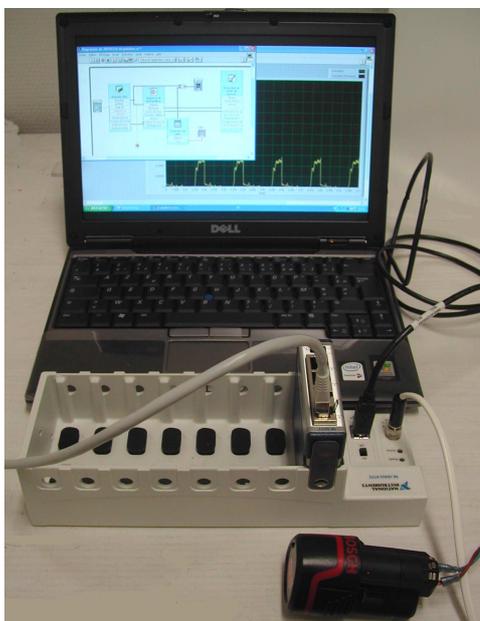


FIG. 3.11 – Système de conditionnement et d'acquisition National Instrument[®] : l'ordinateur portable affiche les résultats de mesure grâce au programme LabView[®] ; devant, le boîtier de conditionnement de jauges NI cDAQ-9172 avec un seul module NI 9237 connecté ; au premier plan, la batterie d'alimentation.

3.2.2.2 Nouveau conditionnement et programme développé

C'est en utilisant le logiciel LabView[®] que nous avons développé un programme spécifique (Fig. 3.12) permettant de définir les paramètres de conditionnement des jauges et l'acquisition des données. Ce programme permet également l'affichage en continu d'un graphique indiquant les déformations à chaque instant.

Les conditionnements automatiques gérés par LabView[®] concernent aussi bien les ponts de jauges complets, que les montages en demi-pont ou en quart de pont. Faivre (2003) utilisait des montages en quart de pont : une seule jauge était utilisée par anneau. Le montage

en quart de pont recueille la déformation de la jauge sans différencier la déformation due à d'éventuelles variations de la température ambiante de celle due à la compression mécanique que l'on souhaite étudier. Pour isoler la déformation due à la compression de l'anneau, nous choisissons d'utiliser des demi-ponts (Fig. 3.13) en collant deux jauges par anneau. Sur chaque anneau, nous disposons donc une jauge, dite principale, verticalement (dans le sens de compression de l'anneau), au milieu de sa longueur et de sa hauteur, et une seconde jauge, dite secondaire, diamétralement opposée à la première et orientée longitudinalement de façon à ne subir qu'une très faible déformation mécanique. Cette seconde jauge permet de compenser l'effet des variations de température ambiante sur la déformation de la jauge principale et donc d'isoler la déformation mécanique subie par cette jauge. Ce montage en demi-pont correspond à la configuration en "Quart de Pont II" dans la programmation LabView ® (Fig. 3.14). L'équilibrage des ponts est réalisée de manière automatique sur demande (Fig. 3.15) par le système d'acquisition.

Les fréquences d'acquisition permises dépassent les dizaines de kilohertz. Sur conseil du constructeur, nous choisissons d'acquérir à 10 kHz, puis d'utiliser la réduction d'échantillonnage proposée par LabView ® pour ramener cette fréquence à 100 Hz. Ainsi le nombre de valeurs obtenues est suffisant pour une analyse fine de la marche et assez faible pour permettre un traitement rapide des données.

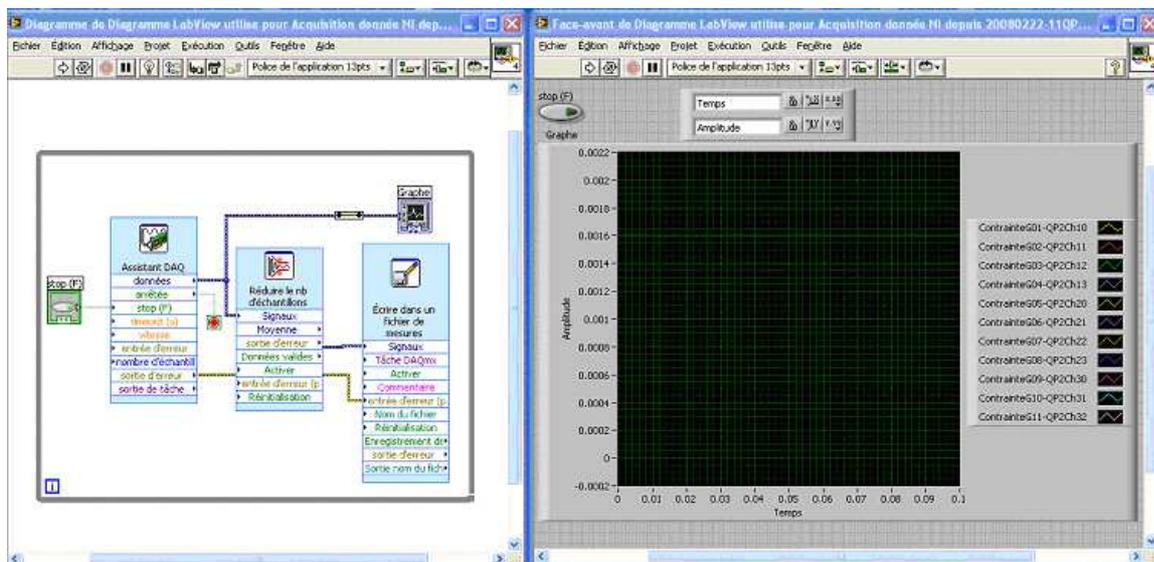


FIG. 3.12 – Programme LabView ® conçu pour acquérir et afficher les déformations de onze capteurs.

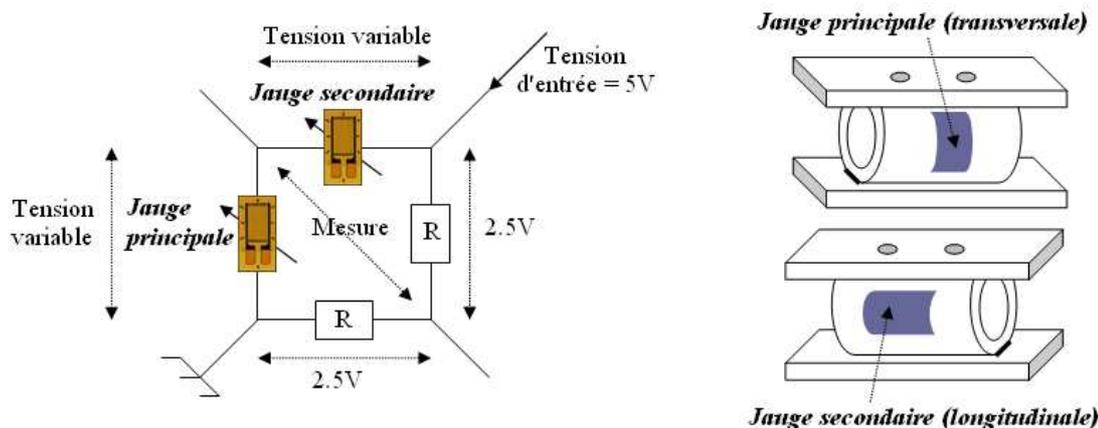


FIG. 3.13 – Schéma du montage en demi-pont de Wheatstone incluant deux jauges de déformation de type CEA-06-125UN-350 collées de part et d'autre de l'anneau.

3.2.2.3 Tests de validation de ce système d'acquisition

Pour nous assurer de la fiabilité du nouveau système de conditionnement, ainsi que de la justesse des paramètres programmés, nous procédons à une comparaison des résultats qu'il procure sur différents tests successifs avec ceux obtenus par un autre système régulièrement utilisé au laboratoire.

Pour ces tests, un anneau de 8mm avec un méplat est équipé de deux jauges collées à l'équateur, au milieu de sa longueur et de sa hauteur et de façon diamétralement opposée. Une jauge est conditionnée suivant le système National Instrument ®, tandis que l'autre est conditionnée suivant le scanner du laboratoire de marque Vishay ®. Chaque jauge est montée en quart de pont.

La comparaison des résultats (Fig. 3.16) montre un bon comportement du nouveau système car les différences sont toujours faibles puisque comprises entre -1,23% et 3,4%. De plus, les mesures données par le nouveau système s'avèrent aussi répétitives, voire meilleures, car l'écart-type des valeurs obtenues ne représente que 1,11% de la moyenne contre 1,60% pour le système de référence.

Ces tests et d'autres non présentés ici nous ont permis de valider le système d'acquisition développé par National Instrument ® et de le retenir pour notre outil baropodométrique.

3.2.3 Conclusion sur le système d'acquisition

L'outil baropodométrique dispose désormais de nouveaux capteurs et d'un système d'acquisition capable de gérer simultanément jusqu'à trente-deux capteurs. Utilisable pour toute population, le nouveau prototype comprend (Fig. 3.17) deux chaussons équipés chacun de onze capteurs, un boîtier d'acquisition incluant six modules de conditionnement, et l'ordinateur portable. Le tout représente aujourd'hui une charge totale de 4,9 kg dont 4 kg sont placés dans le dos du patient et 0,450 kg à chaque pied, soit l'équivalent du poids d'une chaussure de ville montante pour un adulte.

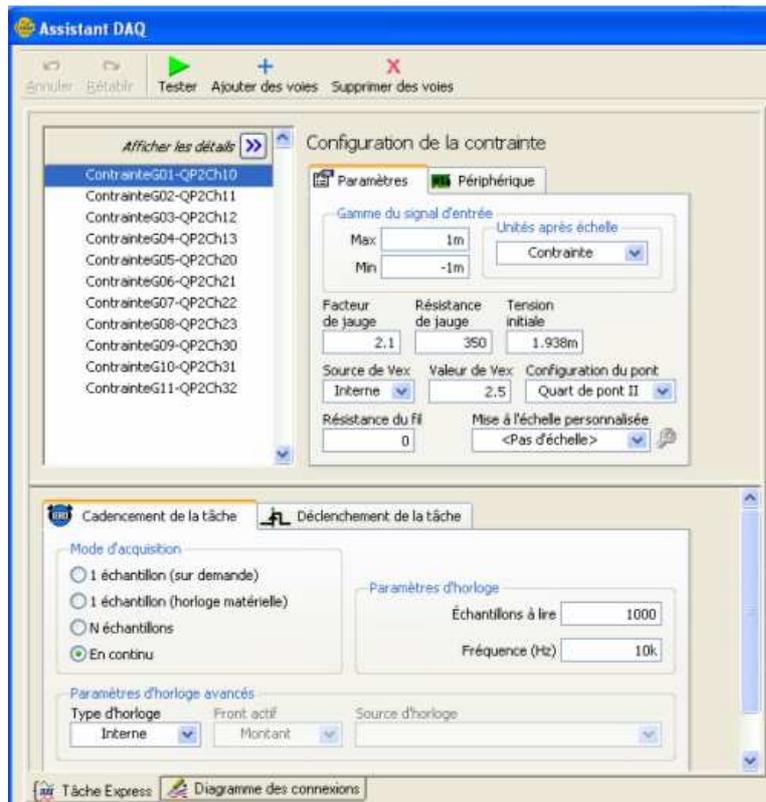


FIG. 3.14 – Paramètres programmés pour le conditionnement et l’acquisition de la déformation de onze capteurs montés en configuration ”Quart de Pont II”.

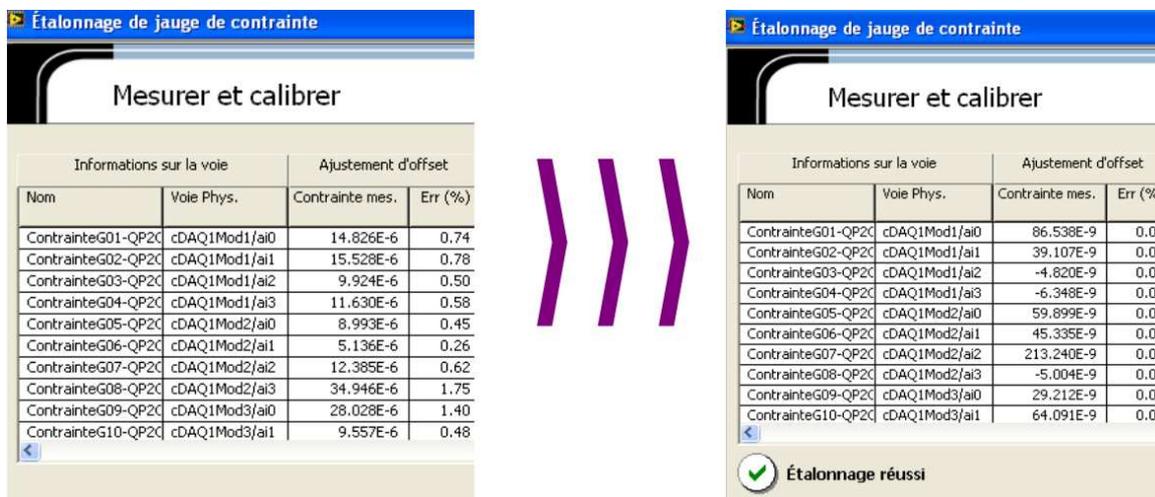


FIG. 3.15 – Équilibrage des onze ponts de jauge (ou ”Ajustement d’Offset”) réalisé de façon automatique par LabView ®.

3.3 Étalonnage et validation

Suite aux améliorations techniques apportées, le nouveau prototype doit désormais être testé, étalonné puis validé pour son utilisation clinique.

Test	Charge	Coef force/microdéformation		
		Coef Scan	Coef NI	Erreur NI/Scan
E3NI4	1000N	-0.6395	-0.6487	1.44%
E3NI5	1000N	-0.6344	-0.6514	2.68%
E3NI6	1500N	-0.6345	-0.6482	2.16%
E3NI7	1500N	-0.6347	-0.6474	2.00%
E3NI81	1000N	-0.644	-0.6659	3.40%
E3NI82	1000N	-0.6464	-0.6643	2.77%
E3NI83	1000N	-0.6586	-0.6518	-1.03%
E3NI84	1000N	-0.6592	-0.6511	-1.23%
	Moyenne	-0.644	-0.654	
	Ecart-type (SD)	0.010	0.007	
	% SD/Moy	-1.60%	-1.11%	

FIG. 3.16 – Tableau de comparaison du coefficient force/microdéformation indiquée par le nouveau système National Instrument ® (noté "NI") et par le système validé du laboratoire (noté "Scan").



FIG. 3.17 – Ensemble du système embarqué par le patient : chausson équipé de 11 capteurs reliés au conditionneur National Instrument ®, lui même connecté à l'ordinateur d'acquisition des données.

3.3.1 Comportement à vide

3.3.1.1 Sensibilité de mesure

Pour connaître le bruit électrique des capteurs, nous avons procédé à une acquisition du signal en sortie de pont des 22 capteurs montés dans les deux chaussons, sans les soumettre à aucune sollicitation mécanique. Ce test consiste à laisser les deux chaussons vides posés sur une table. L'acquisition est réalisée à 100 Hz et dure 11 minutes minimum. Ce test a été répété sept fois.

Les résultats (Fig. 3.18) montrent que le bruit, entraînant l'épaisseur du trait pour chaque capteur, correspond à ± 1 microdéformation pour les capteurs, ce qui est tout à fait acceptable.

3.3.1.2 Dérive du signal

Au cours de ces tests d'acquisition du signal électrique sans charge mécanique, une évolution du signal moyen au cours du temps a été constaté pour certains capteurs, tel que pour celui augmentant de $2 \cdot 10^{-6}$ à $5 \cdot 10^{-6}$ (en haut de la figure 3.18). Certains capteurs dérivent positivement, d'autres négativement et d'autres sont très stables. Pour analyser cette dérive,

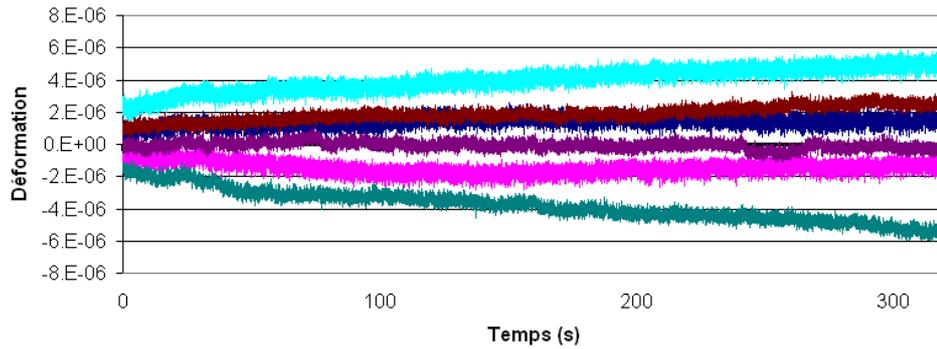


FIG. 3.18 – Stabilité des capteurs lors de l'absence de toute sollicitation mécanique (exemple 6 capteurs du chausson gauche).

nous observons l'amplitude du signal de chaque capteur sur chaque essai.

Les résultats pour le chausson gauche (Fig. 3.19) indiquent que les dérives n'excèdent pas $\pm 5 \cdot 10^{-6}$ déformation et sont majoritairement comprises entre $\pm 1,5 \cdot 10^{-6}$ et $\pm 2,5 \cdot 10^{-6}$ déformation pour l'ensemble de ces capteurs à l'exception du premier (G01). Concernant le chausson droit (Fig. 3.20), la dérive est moins reproductible et plus prononcée, atteignant jusqu'à $\pm 14 \cdot 10^{-6}$ pour les capteurs D04, D05 et D09.

Ces dérives sont cependant négligeables sur le temps d'un test de marche, puisque comme les signaux évoluent progressivement et linéairement dans le temps, une dérive de $\pm 14 \cdot 10^{-6}$ sur 11 minutes correspond à une variation de $\pm 0,6 \cdot 10^{-6}$ pour les 30s nécessaires au test de la marche. Les capteurs sont donc suffisamment stables pour nos besoins. Pour une industrialisation future, l'utilisation des connecteurs appropriés sur la nappe de fils, voire leur suppression, feront que cette stabilité sera sans aucun doute encore améliorée.

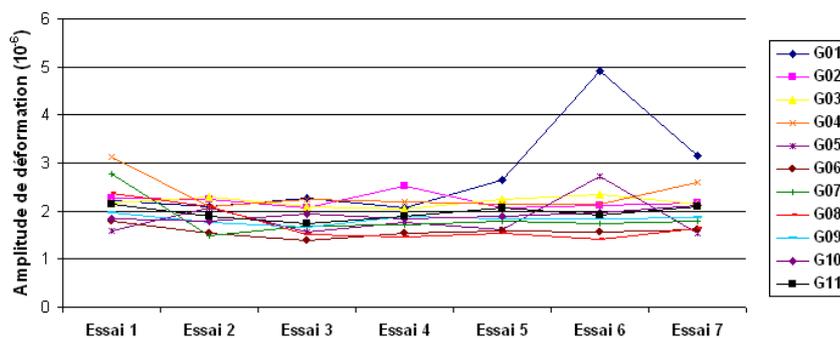


FIG. 3.19 – Dérive maximale des capteurs du chausson gauche en l'absence de toute sollicitation mécanique.

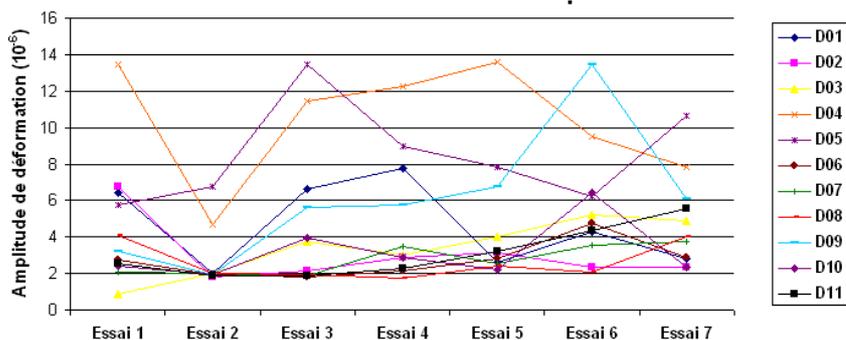


FIG. 3.20 – Dérive maximale des capteurs du chausson droit en l'absence de toute sollicitation mécanique.

3.3.2 Étalonnage électromécanique sur machine de traction

3.3.2.1 Procédure d'étalonnage

Pour vérifier qu'un seul test d'étalonnage suffit pour étalonner de façon correcte un capteur, nous procédons à ce test à neuf reprises pour le même capteur inséré dans un chausson après montage-démontage complet. Le test retenu est de mettre en charge et décharge l'anneau dynamométrique de 50 à 500 N à la vitesse de 50 N/s sur cinq cycles successifs. La courbe déformation-force est quasi-linéaire pour chaque essai (Fig. 3.21) et le coefficient directeur de ces courbes varie peu puisque l'écart-type des valeurs ne représente que 3,2% de la valeur moyenne qui est de 0,878 (Fig. 3.22).

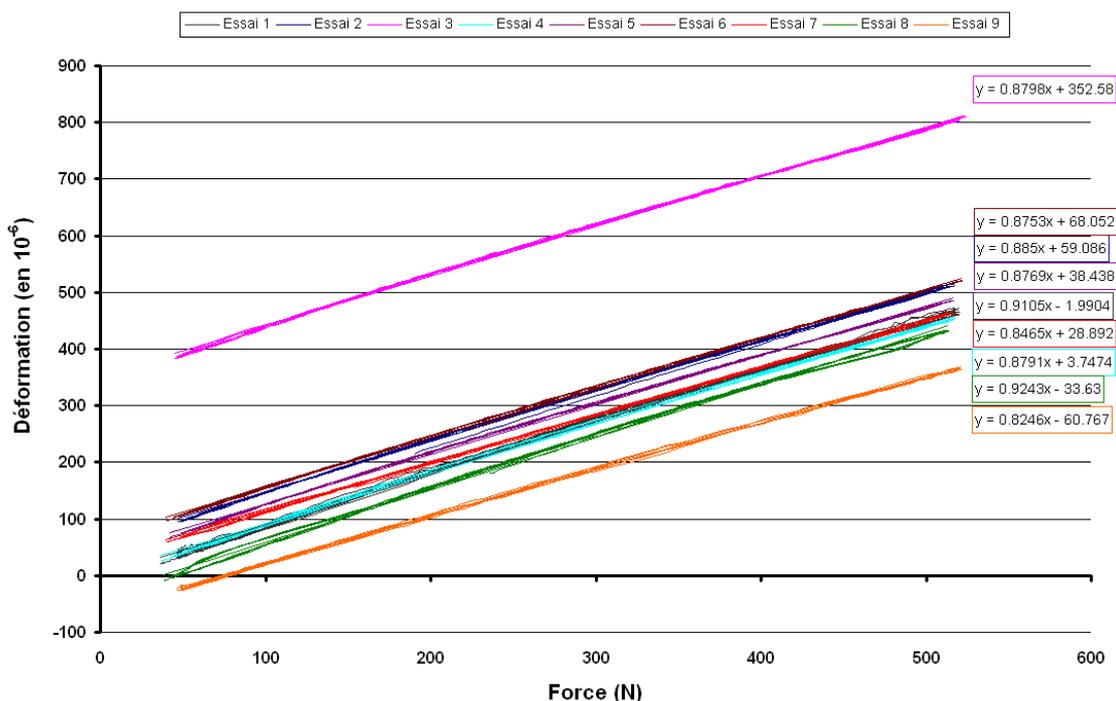


FIG. 3.21 – Relation déformation-force pour même capteur lors de neuf démontages, sans remise à zéro avant chaque essai.

	Coefficient déformation-force	Ecart à la moy
Essai 1	0.9105	3.7%
Essai 2	0.8850	0.8%
Essai 3	0.8798	0.2%
Essai 4	0.8791	0.2%
Essai 5	0.8769	-0.1%
Essai 6	0.8753	-0.3%
Essai 7	0.8465	-3.6%
Essai 8	0.9243	5.3%
Essai 9	0.8246	-6.1%
Moyenne (moy)	0.878	
Ecart-type (SD)	0.028	
% SD/moy	3.2%	

FIG. 3.22 – Répétitivité du coefficient déformation-force d'un même capteur après neuf démontages.

Dans la gamme de précision qui nous intéresse, l'étalonnage d'un capteur est donc réalisable une fois pour toutes, et le capteur reste montable-démontable à volonté sans besoin de réétalonnage.

Pour vérifier que l'asservissement de la machine de traction n'influence pas les résultats de l'étalonnage, nous procédons à différents tests de charge-décharge de 30 à 4000 N sur un même capteur à deux vitesses : 50 N/s et 200 N/s. Les coefficients directeurs des courbes déformation-force tracées à l'issue des tests sont répétitifs pour une même vitesse mais aussi pour les différentes vitesses de charge. La moyenne des coefficients des tests, réalisés à 200 N/s (0,9006) est incluse dans la plage de valeurs encadrées par l'écart-type autour de la moyenne des coefficients obtenus pour les cinq tests réalisés à 50 N/s ($0,9051 \pm 0,0091$).

La vitesse de charge n'influence donc pas les résultats de l'étalonnage (Fig. 3.23).

	en 50N/s	en 200N/s
Essai 1	0.9150	
Essai 2	0.9148	
Essai 3	0.9014	
Essai 4	0.8976	
Essai 5		0.9018
Essai 6	0.8967	
Essai 7		0.8994
Moyenne (moy)	0.9051	0.9006
Ecart-type (SD)	0.0091	
% SD/moy	1.0%	

FIG. 3.23 – Coefficient déformation-force pour un même capteur lors de différents tests à une vitesse de charge de 50 N/s et de 200 N/s.

Fort de ces vérifications, nous décidons d'étalonner les capteurs en les soumettant à cinq cycles de charge-décharge de 20 à 3000 N à la vitesse de 250 N/s (Fig. 3.24).

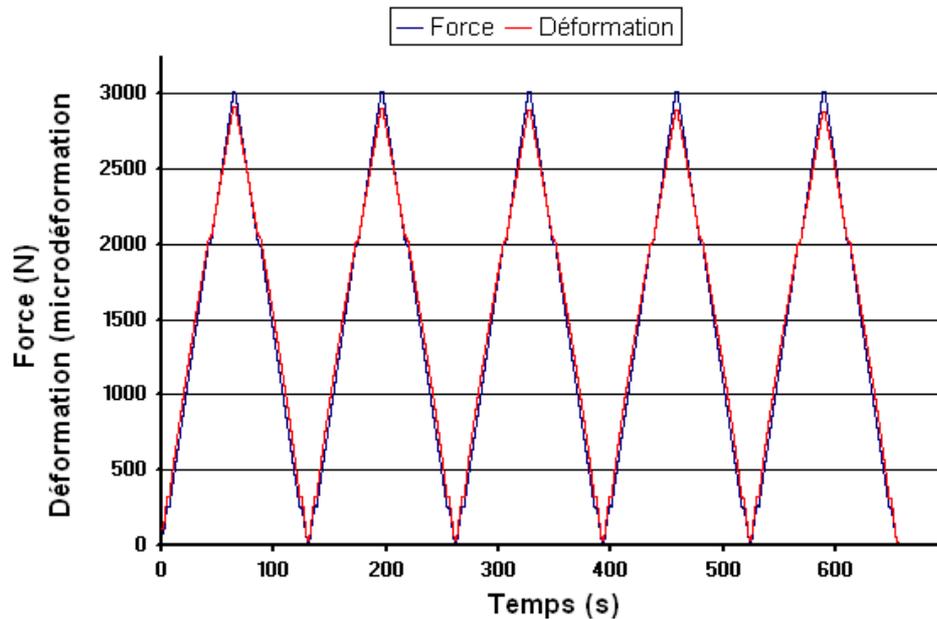


FIG. 3.24 – Evolution de la force appliquée et de la déformation recueillie en sortie de pont de jauge lors d'un test d'étalonnage d'un capteur inséré dans un chausson.

La force appliquée sur l'anneau est contrôlée et enregistrée par une machine de traction-compression INTAB[®]. Le signal de sortie de pont de jauge est recueilli par le programme LabView[®] installé sur l'ordinateur portable lié au système National Instrument[®]. Les deux acquisitions force-temps et déformation-temps se font en parallèle et ne peuvent être synchronisées par une liaison électronique en raison de l'incompatibilité des matériels (absence de sortie analogique-numérique pour la machine de traction). Nous rétablissons donc la correspondance des temps lors du traitement des données en recalant les données pour faire correspondre les maximums de force et de déformation pour chaque cycle. Le tracé de la courbe déformation-force, permet d'affiner au mieux ce recalage puisque qu'aucune hystérésis n'est subie par l'anneau (Fig. 3.25). Cependant, en zoomant sur cette courbe, nous remarquons que ce recalage optimal laisse apparaître de légères différences de valeurs de déformation pour une même force sur les différents cycles (Fig. 3.26). Par exemple, pour une charge de 200 N, la déformation mesurée varie entre 243 et 256 $\mu\epsilon$. Cette amplitude de mesure est relativement constante et faible en absolu (± 10 N, soit ± 1 kg) quelle que soit la force appliquée ce qui implique que sa valeur relative peut atteindre 100% pour les très petites charges.

Cela laisse sous-entendre qu'un léger décalage peut subsister lors des deux acquisitions. Ce phénomène serait dû à une différence dans le respect de la fréquence d'acquisition par les deux circuits de mesure. Cette différence s'explique également du fait de l'imprécision de mesure interne à la machine de traction sur les charges inférieures à 100 N, car nous utilisons une cellule de force de 5 kN, qui se trouve sollicitée dans une zone initiale correspondant à 2% de sa plage de mesure.

Ainsi, pour l'étalonnage, nous retenons la moyenne des déformations recueillies pour chaque valeur de force sur les cinq cycles de mesure en charge et en décharge, soit 10 valeurs.

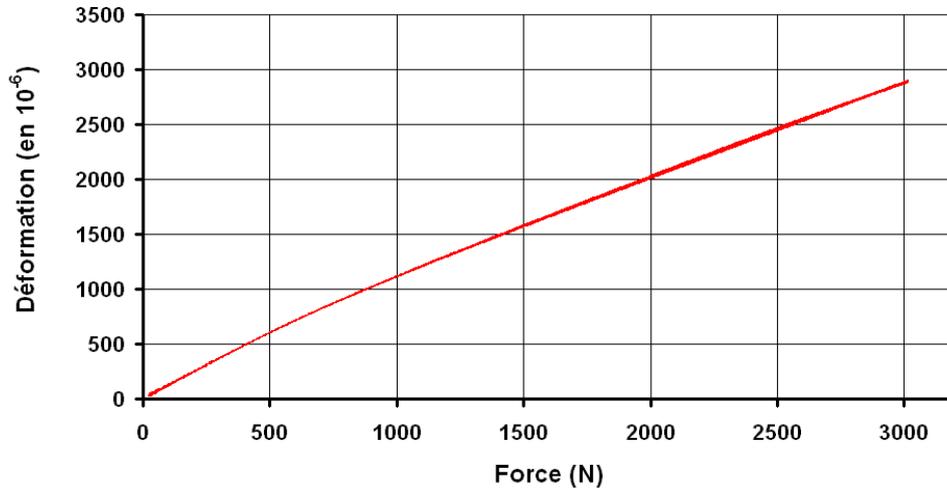


FIG. 3.25 – Relation entre la déformation recueillie en sortie de pont de jauge et la force appliquée, lors d'un test d'étalonnage d'un capteur inséré dans un chausson.

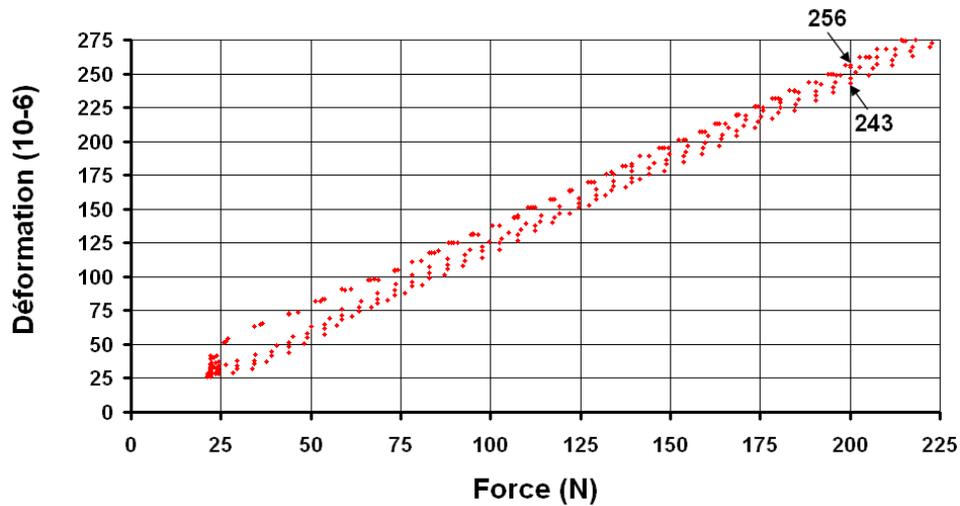


FIG. 3.26 – Observation des différentes valeurs de déformation recueillies en sortie de pont de jauge pour une faible force appliquée, lors d'un test d'étalonnage d'un capteur inséré dans un chausson.

3.3.2.2 Résultats de l'étalonnage

Étalonner les capteurs, c'est savoir faire correspondre une valeur de force à la déformation mesurée. Ainsi, c'est la relation mathématique exprimant la force en fonction de la déformation que nous devons définir pour chaque capteur.

Les courbes force/déformation obtenues pour les onze capteurs du chausson gauche lors de l'étalonnage (Fig. 3.27) montrent que ces capteurs, bien qu'issus de la même fabrication, répondent de façon différente à une même sollicitation. Par exemple, pour une charge de 3000 N, la micro-déformation affichée varie entre 2300 et 2900 d'un capteur à l'autre. Ces différences peuvent s'expliquer par des défauts de collage des jauges ou d'usinage des anneaux et impliquent pour chaque capteur la détermination de sa propre équation d'étalonnage. A noter que tous les capteurs répondent de manière élastique, puisque les courbes de charge et de décharge des cinq cycles sont superposées. L'équation d'étalonnage sera donc la même en charge et en décharge pour chaque capteur.

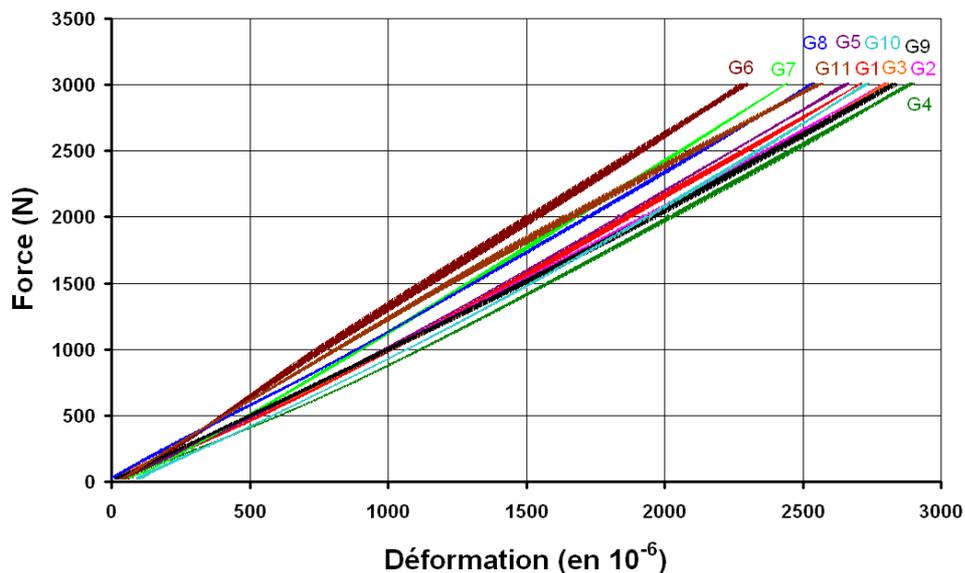


FIG. 3.27 – Relation force/déformation des onze capteurs du chausson gauche lors de leur étalonnage

Ces courbes d'étalonnage indiquent également qu'il n'y a pas une linéarité systématique entre la force appliquée et la réponse du capteur. Ce phénomène s'explique là encore par des défauts dans le collage des jauges mais également par une déformation non linéaire de la jauge secondaire. Pour obtenir une bonne calibration sur l'intégralité de l'intervalle de force, de 25 à 3000N, nous prenons donc pour chaque capteur l'équation d'étalonnage polynomiale qui apporte la moindre erreur d'estimation de la force en fonction de la déformation mesurée. A noter que le terme constant de l'équation n'est pas conservé puisqu'il reflète simplement le défaut d'ajustement du zéro initial lors du test d'étalonnage. A zéro effort correspond zéro déformation.

Par exemple, pour le capteur G07, la courbe d'étalonnage (Fig. 3.28) peut être approchée par des polynômes de degrés 1 à 6 dont les coefficients des termes puissances x^n sont indiqués

dans le tableau de la figure 3.29.

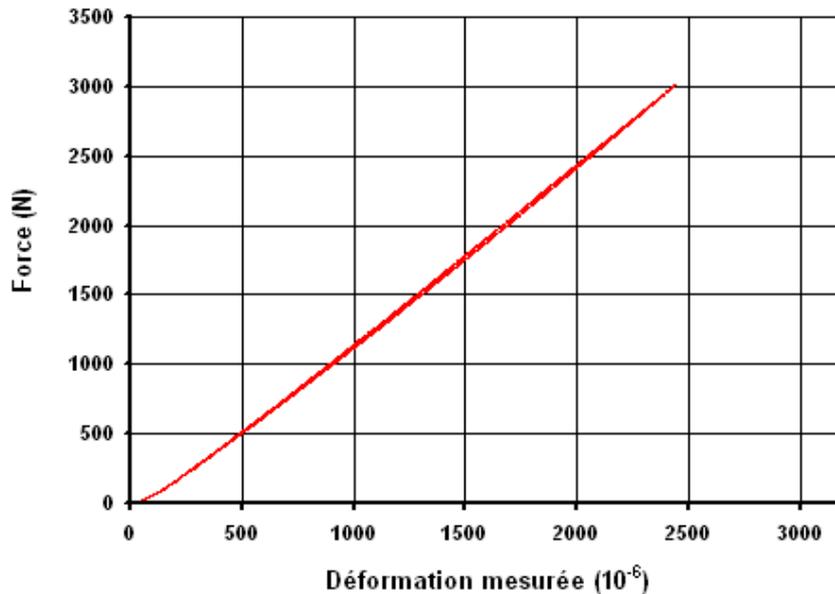


FIG. 3.28 – Tracé de la force appliquée en fonction de la déformation mesurée en sortie de pont au cours du test d'étalonnage du capteur G07.

En comparant la force estimée par ces polynômes à la force réellement appliquée, nous constatons que l'estimation est la meilleure lors de l'utilisation du polynôme d'ordre 6. En effet, la courbe de l'estimation de la force par l'équation d'ordre 6, exprimée en fonction de la force réellement appliquée, montre un coefficient directeur très proche de 1 (0,999) et presque affine (constante à 0,1956), tandis que les estimations obtenues à l'aide des équations polynomiales de degré inférieur présentent un coefficient plus éloigné de 1 et/ou une constante plus élevée (Fig. 3.30).

Pour mieux visualiser ce phénomène, nous traçons la courbe de pourcentage d'erreur d'estimation en fonction de la force réelle, obtenue pour chaque équation polynomiale (Fig. 3.37). Nous constatons que l'erreur d'estimation est inférieure à 5% pour une charge de 3000N quel que soit le polynôme utilisé, mais que cette erreur augmente énormément avec la diminution de la charge, jusqu'à dépasser 100% d'erreur avec le polynôme du 1^{er} degré. Nous constatons également qu'avec l'augmentation du degré du polynôme, l'erreur relative diminue fortement dans les faibles charges. En zoomant sur les faibles charges de 0 à 250N (Fig. 3.31(b)), nous observons clairement que l'erreur de 100%, obtenue en très faibles charges (2 à 3 kg) en utilisant le polynôme du premier degré, est ramenée progressivement à $\pm 25\%$ avec les polynômes de degrés supérieurs jusqu'au 6^e degré. Par ailleurs, cette erreur de 25% correspond à un écart faible de seulement ± 9 N, soit ± 900 g (Fig. 3.32).

	degré 1	degré 2	degré 3	degré 4	degré 5	degré 6
coef de x ⁶						2,14E-17
coef de x ⁵					-1,81E-14	-1,79E-13
coef de x ⁴				1,41E-11	1,27E-10	5,85E-10
coef de x ³			-2,25E-08	-9,36E-08	-3,46E-07	-9,63E-07
coef de x ²		4,45E-05	1,30E-04	2,46E-04	4,88E-04	8,84E-04
coef de x ¹	1,27E+00	1,16E+00	1,07E+00	1,00E+00	9,13E-01	8,07E-01

Déformation	Force calculée					
0	0	0	0	0	0	0
10	13	12	11	10	9	8
20	25	23	21	20	18	16
30	38	35	32	30	28	25
40	51	46	43	41	37	34
50	64	58	54	51	47	42
60	76	70	65	61	56	51
70	89	81	76	71	66	61
80	102	93	87	82	76	70
90	114	105	97	92	86	79
100	127	116	108	103	96	89
150	191	175	164	156	147	138
200	254	234	219	210	199	190
250	318	293	276	265	254	244
300	381	352	333	321	309	300
350	445	411	390	378	366	357
400	508	471	448	435	424	416
450	572	531	507	494	483	475
500	636	591	566	553	542	535
750	953	895	867	857	849	843
1000	1271	1204	1179	1171	1163	1155
1250	1589	1519	1499	1491	1482	1473
1500	1907	1840	1824	1816	1805	1796
1750	2225	2166	2153	2142	2131	2125
2000	2542	2498	2483	2470	2462	2455
2250	2860	2835	2813	2802	2795	2785
2500	3178	3178	3139	3138	3120	3120
2750	3496	3526	3461	3485	3424	3488
3000	3814	3880	3777	3846	3681	3948

FIG. 3.29 – Valeurs de la force calculées suivant les différentes équations polynomiales d'approximation choisies pour le capteur G07.

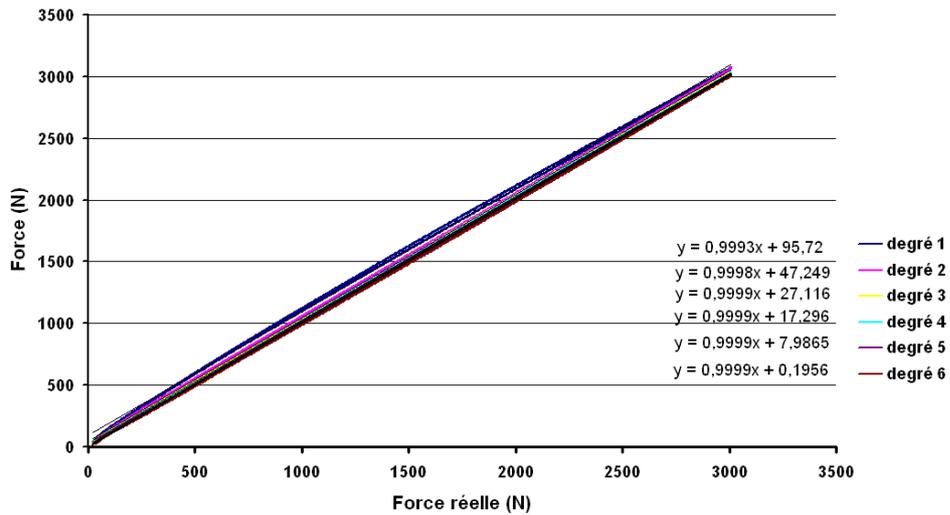
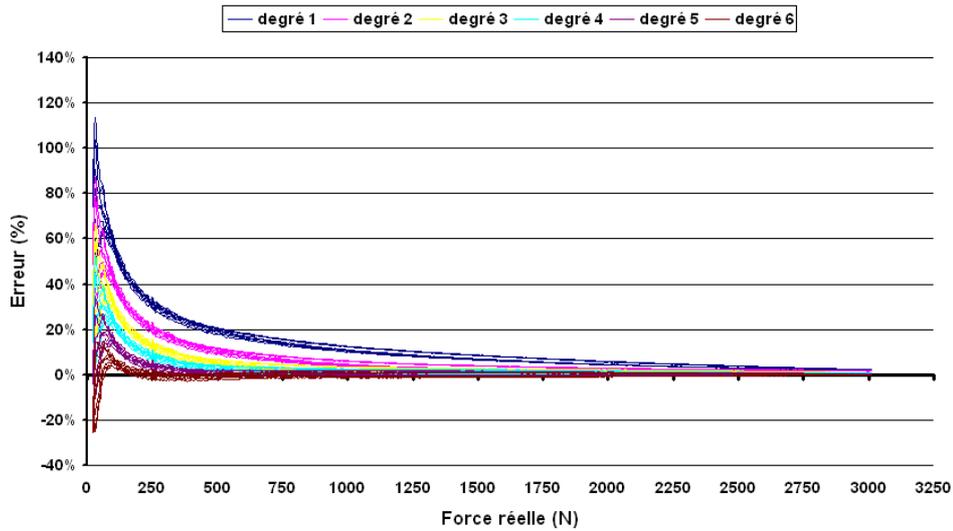
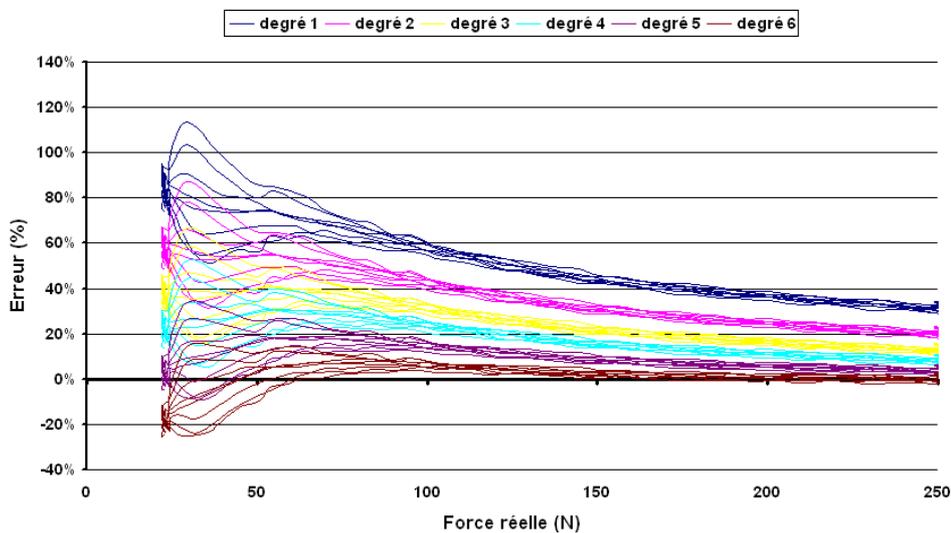


FIG. 3.30 – Estimation de la force par les différentes équations polynomiales pour le capteur G07.



(a) Résultats de 0 à 3000 N



(b) Zoom sur les faibles charges

FIG. 3.31 – Erreur (en pourcentage) entre la force estimée par les différentes équations polynomiales et la force réellement appliquée, pour le capteur G07.

Cette même comparaison des écarts entre les valeurs mesurées et calculées est réalisée pour les différents polynômes 3.33. L'augmentation de degré du polynôme d'approximation diminue fortement les valeurs de ces écarts. Il est à remarquer que pour des forces importantes le comportement du capteur est pratiquement linéaire. De plus, ces écarts sont expliqués en partie par l'amplitude des mesures de déformation mise en évidence précédemment pour une même force appliquée. Par exemple, une déformation de $72 \cdot 10^{-6}$ correspond lors de la mesure à une force variable de 29 à 40 N (Fig. 3.34), et le calcul avec le polynôme du 6^e degré ($y = 2.14457E-17 \cdot x^6 - 1.78736E-13 \cdot x^5 + 5.84970E-10 \cdot x^4 - 9.63323E-07 \cdot x^3 + 8.83578E-04 \cdot x^2 + 8.07384E-01 \cdot x$) et la constante de l'essai ($-2.86333E+01$) aboutit à une estimation de la force à 33,7 N.

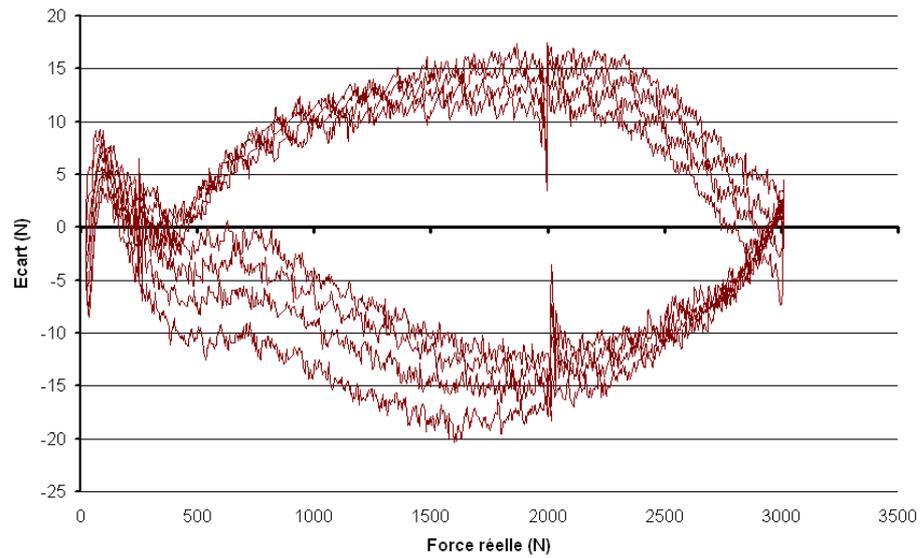


FIG. 3.32 – Écart (en N) entre la force estimée par le polynôme d'approximation de degré 6 issue de l'étalonnage, et la force réellement appliquée, pour le capteur G07.

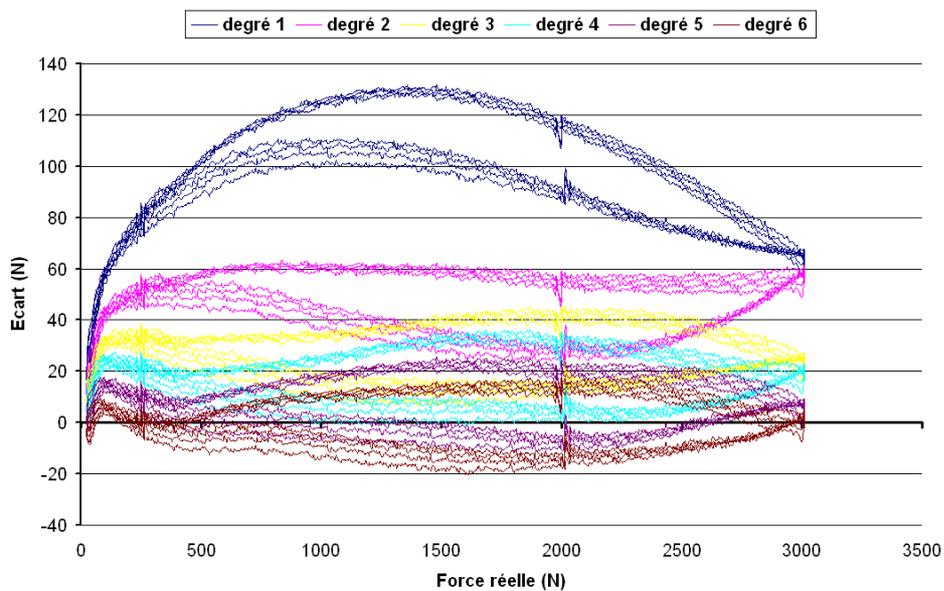


FIG. 3.33 – Écart (en N) entre la force estimée suivant les différentes approximations polynomiales de degré 1 à 6 issues de l'étalonnage, et la force réellement appliquée, pour le capteur G07.

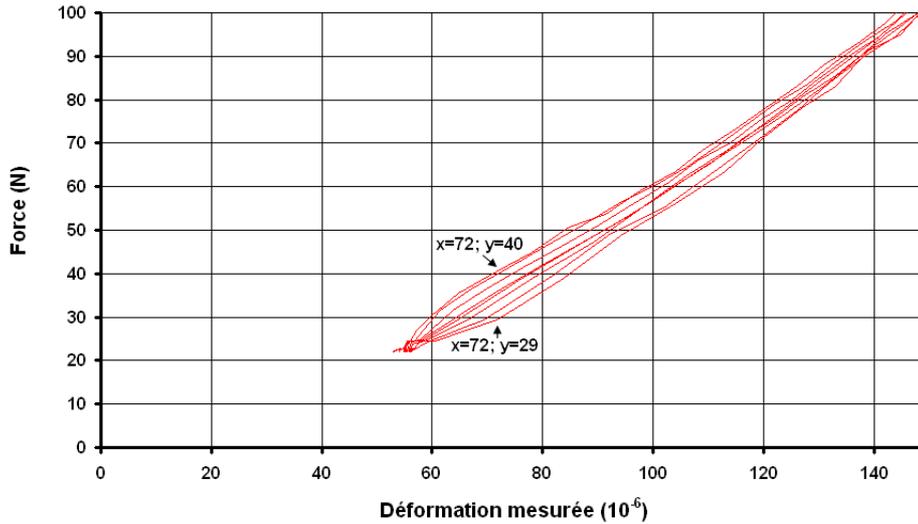


FIG. 3.34 – Amplitude des valeurs de force (de 29 à 40N) correspondant à une déformation donnée ($72 \cdot 10^{-6}$), pour le capteur G07.

La même démarche d'analyse appliquée au capteur D04 (Fig. 3.35 et 3.36) montre que l'erreur d'estimation est déjà optimale avec le polynôme du 3^e degré et n'est ni améliorée ni détériorée avec les polynômes de degré supérieur (Fig. 3.37).

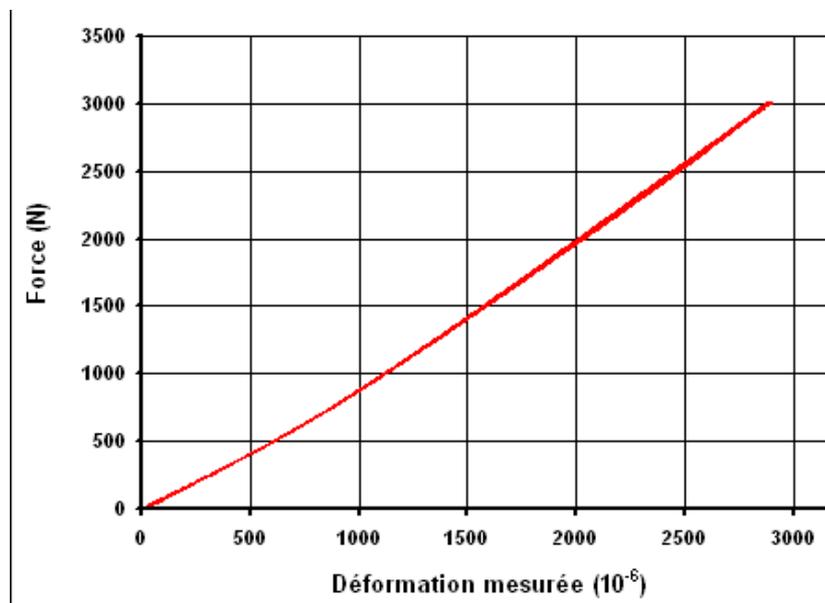
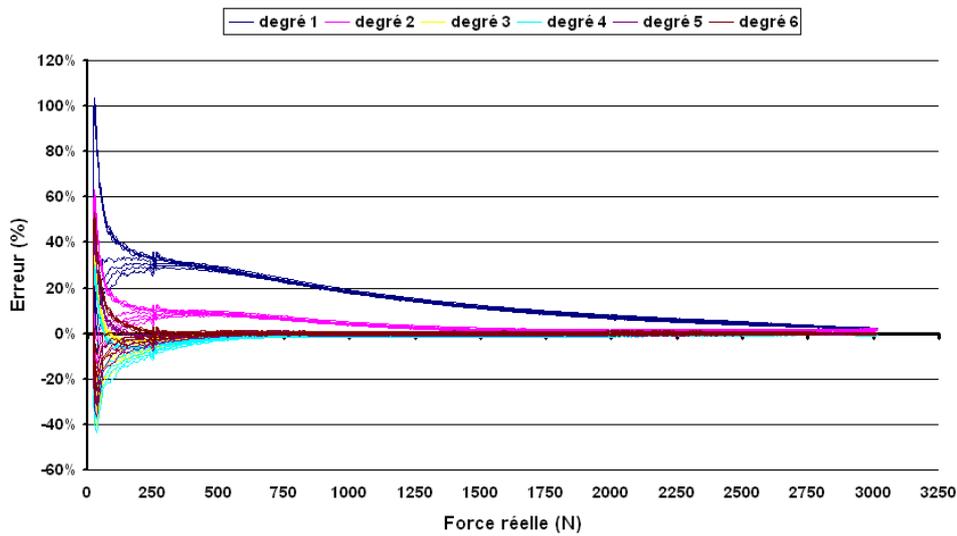


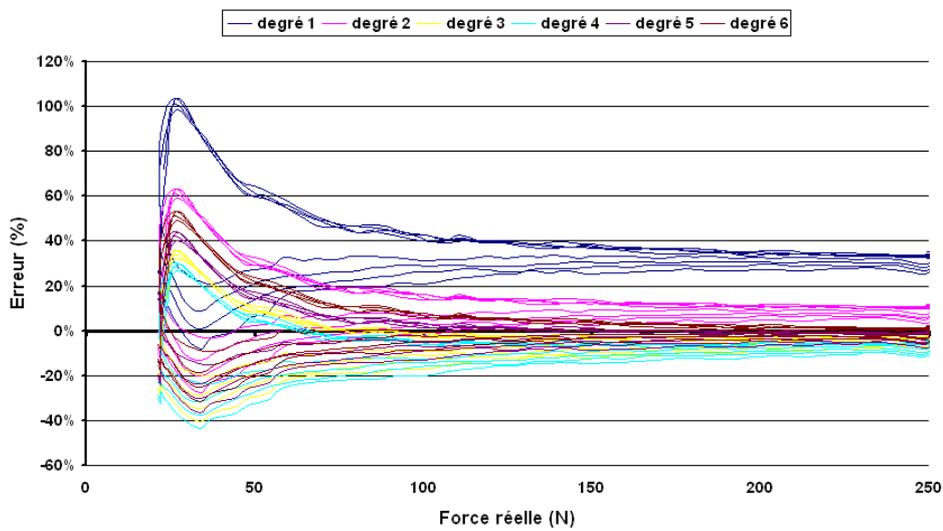
FIG. 3.35 – Tracé de la force appliquée en fonction de la déformation mesurée en sortie de pont au cours du test d'étalonnage du capteur G04.

	degré 1	degré 2	degré 3	degré 4	degré 5	degré 6
coef de x^6						-5.63E-18
coef de x^5					8.86E-15	5.84E-14
coef de x^4				4.09E-12	-6.07E-11	-2.26E-10
coef de x^3			-2.66E-08	-5.07E-08	1.18E-07	3.75E-07
coef de x^2		6.89E-05	1.87E-04	2.33E-04	4.70E-05	-1.41E-04
coef de x^1	1.06E+00	8.60E-01	7.19E-01	6.88E-01	7.67E-01	8.21E-01
Déformation	Force calculée					
0	0	0	0	0	0	0
10	11	9	7	7	8	8
20	21	17	14	14	15	16
30	32	26	22	21	23	25
40	43	35	29	28	31	33
50	53	43	36	35	38	41
60	64	52	44	42	46	49
70	74	61	51	49	54	57
80	85	69	59	57	62	65
90	96	78	66	64	69	73
100	106	87	74	71	77	81
150	159	131	112	108	116	121
200	213	175	151	147	156	161
250	266	219	191	186	196	201
300	319	264	232	226	237	242
350	372	309	273	267	278	283
400	425	355	316	309	320	325
450	478	401	359	352	363	367
500	532	447	403	396	406	410
750	797	684	633	627	634	636
1000	1063	929	879	875	880	883
1250	1329	1183	1139	1135	1141	1146
1500	1595	1445	1409	1406	1414	1419
1750	1860	1716	1688	1685	1695	1699
2000	2126	1996	1973	1968	1978	1981
2250	2392	2284	2261	2255	2263	2266
2500	2658	2581	2551	2545	2549	2554
2750	2923	2886	2839	2834	2841	2846
3000	3189	3200	3122	3124	3147	3141

FIG. 3.36 – Valeurs de force calculées avec les différentes équations polynomiales de degré 1 à 6 issues de l'étalonnage, pour des valeurs de déformations choisies, pour le capteur G04.



(a) Résultats de 0 à 3000 N



(b) Zoom sur les faibles charges

FIG. 3.37 – Erreur (en pourcentage) entre la force estimée par les différentes équations polynomiales et la force réellement appliquée, pour le capteur G04.

	G01	G02	G03	G04	G05	G06	G07	G08	G09	G10	G11
coef de x^6	8.45E-18	-2.83E-18	2.26E-19	-5.63E-18	7.82E-18	2.89E-17	2.14E-17	-2.06E-17	6.42E-19	5.58E-18	-3.41E-17
coef de x^5	-6.19E-14	2.01E-14	-6.38E-15	5.84E-14	-6.31E-14	-2.53E-13	-1.79E-13	1.83E-13	-9.41E-15	-4.79E-14	2.76E-13
coef de x^4	1.71E-10	-4.38E-11	4.03E-11	-2.26E-10	1.94E-10	8.61E-10	5.85E-10	-6.20E-10	3.98E-11	1.48E-10	-8.34E-10
coef de x^3	-2.53E-07	1.56E-08	-9.98E-08	3.75E-07	-3.08E-07	-1.39E-06	-9.63E-07	9.91E-07	-5.66E-08	-2.00E-07	1.16E-06
coef de x^2	3.18E-04	8.46E-05	1.54E-04	-1.41E-04	3.53E-04	1.03E-03	8.84E-04	-6.85E-04	4.39E-05	1.90E-04	-7.88E-04
coef de x^1	8.08E-01	9.25E-01	8.84E-01	8.21E-01	8.27E-01	1.08E+00	8.07E-01	1.26E+00	9.75E-01	8.91E-01	1.48E+00
Déformation	Force calculée										
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	8	9	9	8	8	11	8	13	10	9	15
20	16	19	18	16	17	22	16	25	20	18	29
30	25	28	27	25	25	33	25	37	29	27	44
40	33	37	36	33	34	45	34	49	39	36	58
50	41	46	45	41	42	56	42	62	49	45	72
60	50	56	54	49	51	68	51	73	59	54	86
70	58	65	63	57	60	80	61	85	68	63	100
80	67	75	72	65	68	92	70	97	78	72	114
90	75	84	81	73	77	104	79	109	88	82	128
100	84	93	90	81	86	117	89	120	98	91	141
150	128	141	136	121	131	180	138	177	147	137	208
200	172	189	182	161	177	247	190	232	196	184	273
250	218	237	229	201	225	315	244	286	246	232	336
300	265	285	277	242	273	384	300	339	295	280	399
350	313	334	325	283	322	455	357	392	345	328	461
400	362	384	373	325	372	526	416	445	394	377	523
450	411	434	422	367	423	597	475	497	444	426	584
500	461	484	471	410	474	668	535	550	493	476	645
750	719	739	719	636	737	1017	843	823	742	727	955
1000	990	999	973	883	1012	1351	1155	1110	993	986	1266
1250	1273	1263	1231	1146	1297	1675	1473	1407	1247	1257	1570
1500	1565	1530	1495	1419	1590	1998	1796	1708	1507	1539	1862
1750	1862	1800	1765	1699	1891	2324	2125	2010	1774	1834	2142
2000	2159	2075	2042	1981	2195	2653	2455	2315	2048	2139	2418
2250	2455	2357	2328	2266	2499	2984	2785	2625	2330	2450	2699
2500	2751	2647	2622	2554	2803	3321	3120	2941	2617	2767	2979
2750	3063	2942	2922	2846	3115	3690	3488	3250	2907	3088	3222
3000	3422	3233	3226	3141	3456	4154	3948	3515	3193	3421	3335

(a) Capteurs du chausson gauche

	D01	D02	D03	D04	D05	D06	D07	D08	D09	D10	D11
coef de x^6	2.17E-18	3.62E-17	-3.13E-18	4.41E-19	-8.32E-19	-8.95E-18	8.31E-18	7.11E-18	3.21E-18	-3.65E-17	6.46E-19
coef de x^5	-2.23E-14	-3.62E-13	2.25E-14	1.22E-15	1.16E-14	7.08E-14	-8.57E-14	-7.00E-14	-3.48E-14	2.80E-13	-2.36E-16
coef de x^4	9.67E-11	1.39E-09	-6.15E-11	-1.90E-11	-5.86E-11	-2.01E-10	3.49E-10	2.70E-10	1.46E-10	-7.93E-10	-1.98E-11
coef de x^3	-2.15E-07	-2.57E-06	9.17E-08	3.50E-08	1.12E-07	2.24E-07	-7.28E-07	-5.13E-07	-3.00E-07	9.72E-07	5.70E-08
coef de x^2	2.88E-04	2.24E-03	-5.08E-05	7.70E-05	5.44E-05	1.67E-05	8.84E-04	5.08E-04	3.40E-04	-3.82E-04	3.52E-05
coef de x^1	7.44E-01	5.84E-01	1.04E+00	8.76E-01	7.77E-01	9.14E-01	3.89E-01	7.69E-01	8.08E-01	1.17E+00	9.34E-01
Déformation	Force calculée										
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	7	6	10	9	8	9	4	8	8	12	9
20	15	13	21	18	16	18	8	16	16	23	19
30	23	19	31	26	23	27	12	24	25	35	28
40	30	27	41	35	31	37	17	32	33	46	37
50	38	34	52	44	39	46	22	40	41	58	47
60	46	43	62	53	47	55	26	48	50	69	56
70	53	51	73	62	55	64	31	56	58	80	66
80	61	60	83	71	63	73	36	65	67	91	75
90	69	69	93	79	70	83	42	73	75	103	84
100	77	78	103	88	78	92	47	82	84	114	94
150	117	130	155	133	118	138	76	125	128	169	141
200	159	189	206	179	159	185	108	170	173	225	189
250	201	251	258	224	199	232	142	217	219	280	237
300	244	318	309	270	240	280	179	265	266	336	285
350	288	388	361	317	283	329	218	313	314	393	333
400	332	460	412	364	325	378	258	362	362	450	382
450	377	533	464	412	369	428	300	412	411	509	432
500	422	607	515	460	413	479	344	462	460	568	482
750	655	976	775	709	644	741	573	717	709	880	738
1000	893	1323	1038	971	895	1015	816	972	963	1207	1007
1250	1136	1647	1305	1242	1163	1297	1067	1227	1219	1538	1288
1500	1383	1963	1578	1523	1447	1582	1325	1484	1478	1865	1578
1750	1635	2279	1858	1810	1742	1869	1591	1745	1741	2185	1877
2000	1892	2600	2146	2102	2046	2161	1863	2010	2009	2506	2182
2250	2156	2919	2443	2399	2356	2459	2199	2278	2282	2829	2492
2500	2428	3223	2748	2701	2671	2761	2415	2549	2558	3138	2808
2750	2711	3509	3055	3012	2989	3059	2692	2826	2836	3376	3131
3000	3009	3798	3351	3341	3310	3328	2973	3115	3117	3419	3468

(b) Capteurs du chausson droit

FIG. 3.38 – Coefficients des équations polynomiales de degré 6 retenues pour les 22 capteurs (partie supérieure de tableau). Valeurs de la force calculées (en N) pour des déformations comprises entre 20 et 3000 $\mu\epsilon$.

Pour simplifier et optimiser le traitement de l'étalonnage des capteurs, nous choisissons donc d'utiliser les équations polynomiales d'approximation au 6^e degré pour chaque capteur (Fig. 3.38). La fiche signalétique de chaque capteur, avec sa courbe d'étalonnage, sa relation d'approximation du 6^e ordre et l'erreur relative qui en résulte, est présentée en annexe C.

3.3.3 Validation en pesée de poids inertes

Pour vérifier la validité de l'étalonnage, réalisé en utilisant la machine de traction, nous procédons à un simple test de pesée. Chaque chaussure est chargée progressivement avec des poids connus et le résultat de la mesure est comparé à la valeur réelle de la charge pesée.

Le test est réalisé en posant d'abord une barre de 6 kg dont la base repose sur l'ensemble des onze capteurs du chausson. Puis est ajoutée une pile de disques représentant 18 kg supplémentaires, soit une charge totale de 24 kg. Enfin une dernière charge de 10 kg est rajoutée. La charge finale est donc de 34 kg. Le chausson est ensuite déchargé en respectant les mêmes étapes. L'acquisition, effectuée à 10 Hz, est débutée lorsque le chausson est encore vide, avant la première charge, et est arrêtée après le retrait de la dernière charge donc également lorsque le chausson est complètement déchargé. Le chargement est illustré par les photos de la figure 3.39.



(a) Chaussure gauche à vide



(b) Chaussure gauche chargée de 6 kg



(c) Chaussure gauche chargée de 24 kg



(d) Chaussure gauche chargée de 34 kg

FIG. 3.39 – Étapes de chargement progressif du chausson gauche.

La déformation mesurée par chaque capteur est d'abord traduite en force en utilisant les polynômes du sixième degré préalablement définis lors de l'étalonnage. Puis ces forces sont sommées et la force résultante est convertie en masse pour comparer le résultat à la réalité. L'analyse du test pour le chausson gauche indique que les charges sont surestimées (Fig. 3.40). La masse de 6 kg amène une mesure de 6,5 kg, soit une erreur 8,3%, celle de 24 kg est surestimée à 27,5 kg, soit une erreur de 15%, et la même erreur est observée pour la masse de 34 kg calculée à 39,5 kg. Concernant le chausson droit, c'est une sous-estimation qui est révélée (Fig. 3.41), avec 5 kg au lieu de 6 kg, 22 au lieu de 24 à la seconde charge et 31,5 au lieu de 34 au dernier palier, soit des erreurs respectives de 16,7, 8,3 et 7,3%.

Ces résultats forcent à conclure que l'étalonnage réalisé avec la machine de traction est peu précis. Cela pourrait s'expliquer par le fait que la cellule de force de la machine est de 5000 N. Une charge de 34 kg, soit 333,5 N, correspond donc à 6,7% de l'amplitude de cette cellule. L'imprécision de la force appliquée est donc probable.

3.4 Bilan du nouveau prototype

Pour élargir l'utilisation clinique de cet outil baropodométrique, les capteurs et le système d'acquisition ont été améliorés.

Concernant le capteur, le principe de fonctionnement par mesure extensométrique a été conservé. L'anneau dynamométrique reste soumis à une compression diamétrale enregistrée par une jauge de déformation au niveau de son équateur.

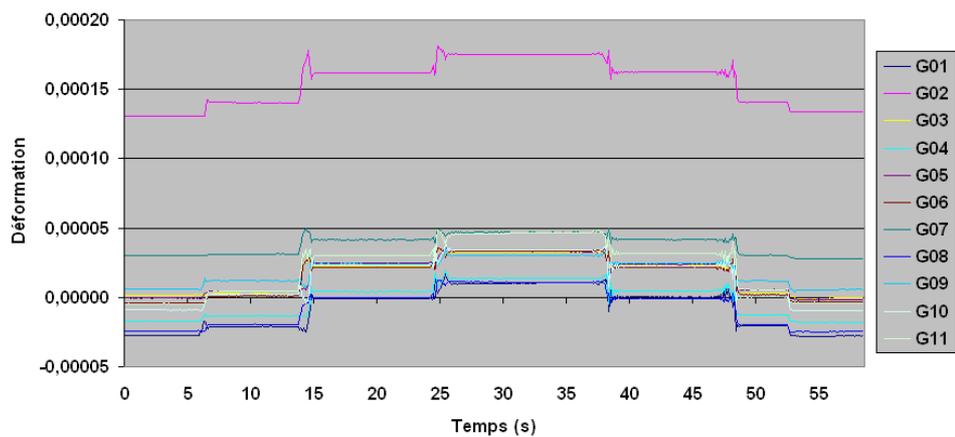
La longueur de l'anneau a été doublée, passant de 8mm à 16mm, afin de garantir une meilleure résistance mécanique de l'anneau sous les lourdes charges. Le nouvel anneau supporte désormais une force de 6000 N en conservant son élasticité, donc sans subir de détérioration, ce qui permet d'utiliser le baropodomètre pour tout individu quelle que soit sa pathologie.

Le boîtier de logement de l'anneau a été supprimé. Le positionnement vertical de l'anneau est désormais assuré par le vissage direct des deux plaques d'aluminium sur ses méplats.

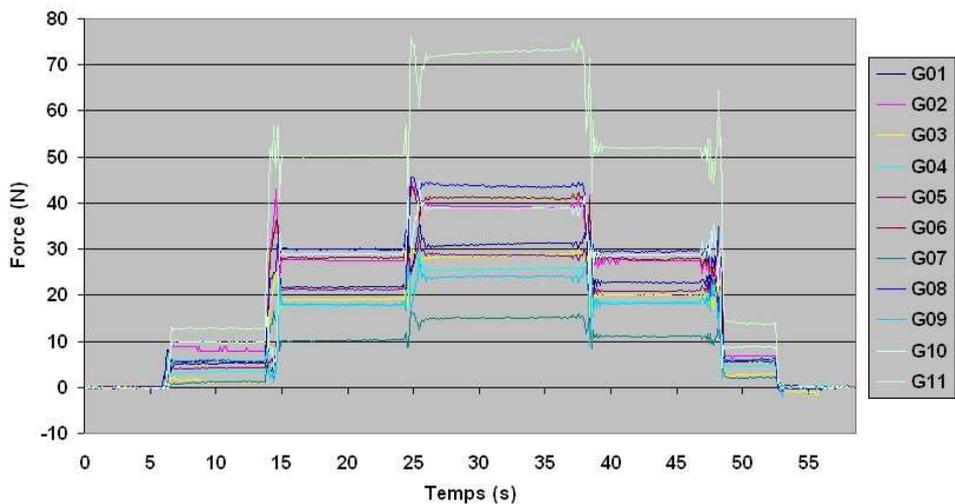
Le nouveau design de ces plaques d'appui a été conçu pour occuper au mieux l'espace plantaire tout en conservant le positionnement sous les structures osseuses sollicitées lors de la marche saine. De plus, ces plaques sont interchangeables. Les deux capteurs du talon possèdent un jeu de deux plaques exactement identiques de façon à pouvoir les inverser si nécessaire, et même les transférer à l'autre chausson si besoin est. Il en est de même respectivement pour les paires de capteurs du médio-pied postérieur, du médio-pied antérieur et des orteils, ainsi que pour les trois capteurs des têtes métatarsiennes.

Chaque chausson est désormais équipé de onze capteurs : deux sous le talon (médial ; latéral), quatre sous le médio-pied (postérieur médial ; postérieur latéral ; antérieur médial ; antérieur latéral), trois sous les têtes métatarsiennes (médial ; central ; latéral) et deux sous les orteils (médial ; latéral). Pour faciliter l'analyse, ces capteurs sont numérotés comme indiqué en annexe C. L'observation de la marche pathologique est dès lors envisageable.

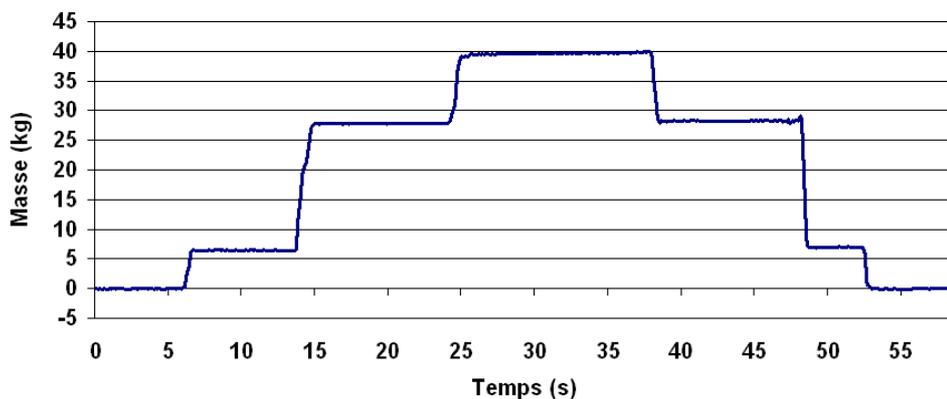
Un nouveau système de conditionnement et d'acquisition, de la marque National Instrument ®, est choisi pour sa légèreté et sa capacité à acquérir les vingt-deux capteurs en même temps.



(a) Déformation mesurée par chaque capteur

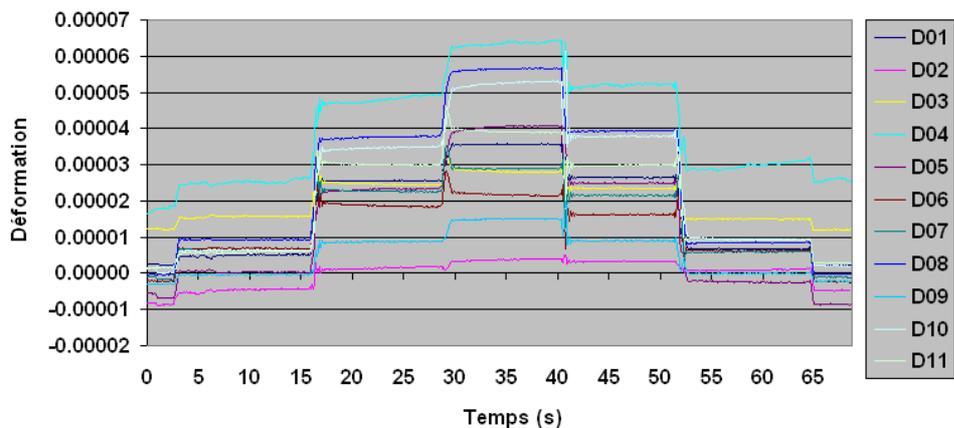


(b) Force (N) calculée pour chaque capteur

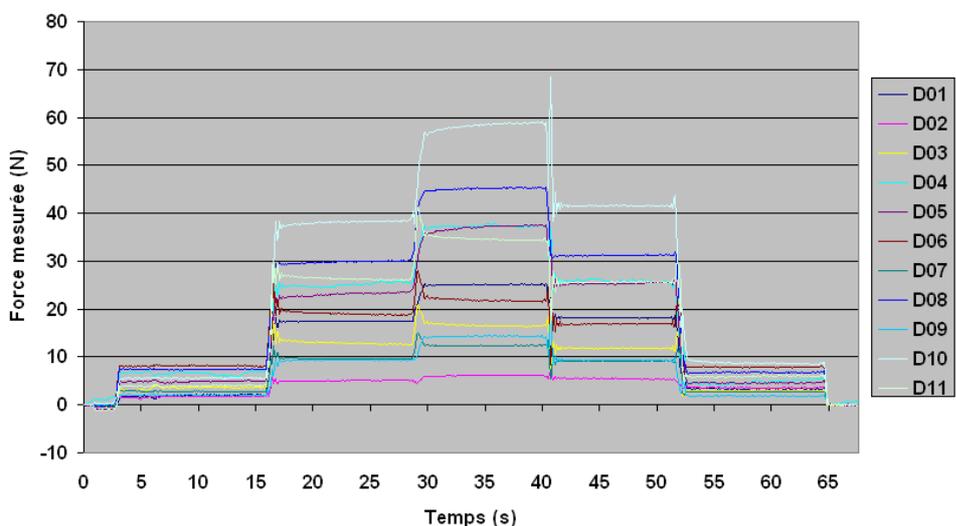


(c) Masse totale calculé pour le chausson gauche

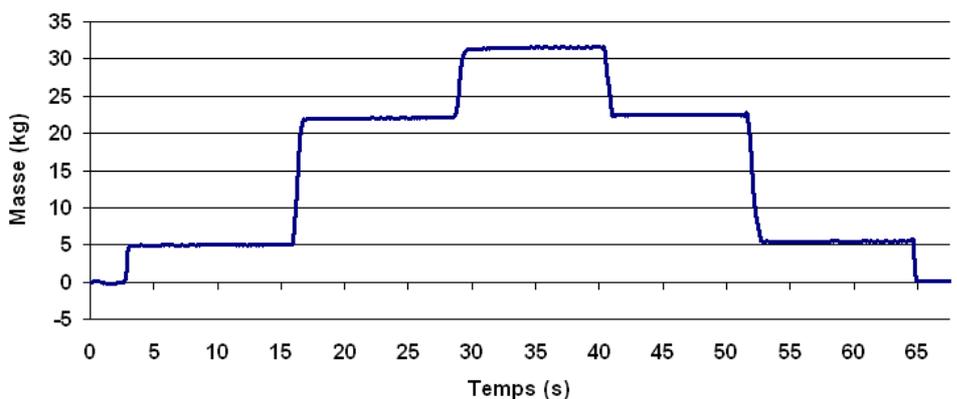
FIG. 3.40 – Résultats du test de pesée de poids inerte par le chausson gauche.



(a) Déformation mesurée par chaque capteur



(b) Force (N) calculée pour chaque capteur



(c) Masse totale calculé pour le chausson droit

FIG. 3.41 – Résultats du test de pesée de poids inerte par le chausson droit.

Une deuxième jauge de déformation, collée dans le sens longitudinal et subissant une déformation négligeable, est désormais installée sur les anneaux pour compenser les variations de température éventuellement subies par la jauge principale. Le conditionnement des jauges est donc réalisé par un montage en demi-pont de Wheatstone.

Ces améliorations rendent notre instrumentation adaptée à l'utilisation pour toute population. L'analyse de la marche peut concerner un individu sain comme un individu en surpoids ou encore un sujet atteint d'un défaut de marche amenant le pied à frapper le sol.

L'ensemble du système baropodométrique ainsi formé (Fig. 3.42) avec deux chaussons équipés chacun de onze capteurs, un boîtier d'acquisition incluant six modules de conditionnement, et l'ordinateur portable, représente une charge totale de 4,9 kg dont 4 kg sont à porter sur le dos et 0,45 à chaque pied. Tout individu de plus de 40 kg peut donc être équipé de ce nouvel outil sans que sa marche soit dénaturée.

Les tests de pesée avec des charges faibles, révèlent que l'étalonnage des capteurs est perfectible. Ces imprécisions seront à prendre en compte pour l'analyse de tests cliniques.

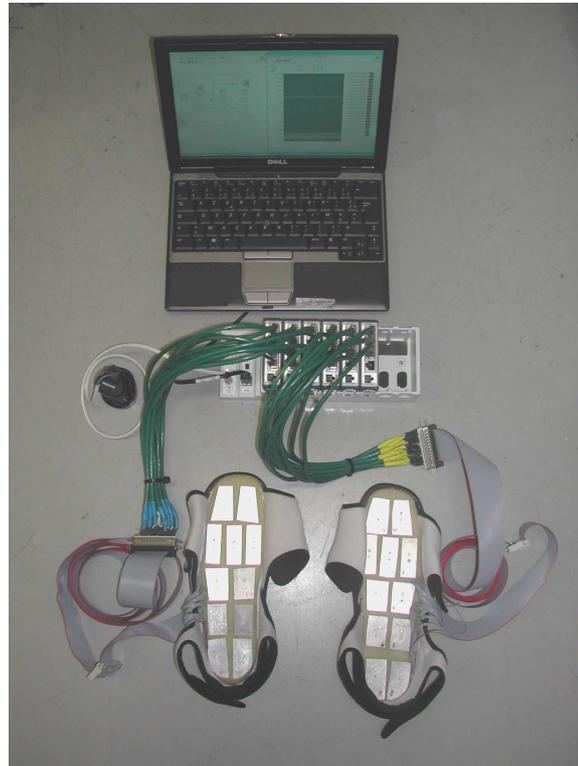


FIG. 3.42 – Ensemble du système : deux chaussons médicaux, chacun équipé de 11 capteurs reliés aux conditionneurs National Instrument ® par une nappe de 1,5 m.

Chapitre 4

Premières applications baropodométriques

L'exploration fonctionnelle du prototype est réalisée par trois types d'applications cliniques.

La première application vérifie la fonction de pèse-personne du baropodomètre. En effet, si l'individu reste immobile, la force de réaction verticale du sol prend la valeur de son poids puisque l'accélération verticale de son centre de gravité est nulle. La répartition des pressions plantaires informe alors sur la stratégie d'appui du sujet, comme l'indiquerait un podoscope de façon visuelle mais non-quantifiable.

La seconde application s'intéresse à l'observation de l'instabilité de l'individu dans une position monopodale. La variation de la force de réaction verticale du sol traduit la variation de l'accélération verticale du centre de gravité de l'individu, et le mouvement horizontal du centre des pressions suit celui du centre de gravité.

La dernière étude menée concerne l'analyse de la marche. La force de réaction verticale du sol, la répartition des pressions plantaires, la trajectoire du centre des pressions, sont autant d'indices qui permettent de juger de la santé locomotrice de l'individu.

Quatre individus ont participé à cette étude préliminaire. Ce sont deux femmes et deux hommes, âgés de 25 à 29 ans et n'ayant pas été diagnostiqués comme pathologiques quant à leur système locomoteur (Fig. 4.1).

	Sexe	Age	Taille	Poids	Pointure	Antécédents médicaux concernant l'appareil locomoteur
Sujet A	F	29	169	76.5	39-40	- cheville droite : 1 fracture, 2 entorses - cheville gauche : 1 entorse
Sujet B	F	25	162	51	39	- cheville droite : 1 entorse - cheville gauche : 1 entorse - genou gauche : 1 entorse
Sujet C	M	27	183	83	42-43	- début de scoliose à l'adolescence
Sujet D	M	28	178	67	42-43	- pieds plats identifiés à l'adolescence

FIG. 4.1 – Individus ayant participé à l'exploration fonctionnelle préliminaire du baropodomètre.

4.1 Pesée d'individus

Les capteurs recouvrant l'intégralité de la zone plantaire, le baropodomètre peut assurer la fonction de pèse-personne. Le sujet doit pour cela conserver une position immobile puisque, selon le principe fondamental de la dynamique ($\Sigma F_{ext} = m \cdot a_G$), la force de réaction verticale du sol, notée F_z , correspond au poids, noté P , de l'individu si l'accélération verticale de son centre de gravité, notée a_{G_z} , est nulle puisque $F_z = m \cdot a_{G_z} - P$ avec m , la masse de l'individu.

Pour vérifier cette fonction du baropodomètre, l'expérience suivante a été réalisée par le sujet A préalablement pesé à 76,5 kg sur un pèse-personne du commerce. Ce sujet a simplement maintenu la station debout (sur deux pieds) pendant quelques secondes en cherchant à rester le plus immobile possible. Avant et après ce maintien, il lui a été demandé de s'asseoir et de lever les deux pieds afin que, pour les besoins de l'analyse, nous puissions connaître le signal issu de chaque capteur à vide. Ces signaux correspondent donc à nos zéros de référence. L'erreur d'offset de Labview ® et la dérive de chaque capteur est ainsi prise en compte et éliminée lors du traitement des données. L'acquisition de déformation est donc réalisé sur l'enchaînement des positions assise, debout puis de nouveau assise (Fig. 4.2). Le sac-à-dos d'acquisition représente une masse supplémentaire de 4 kg.



FIG. 4.2 – Protocole de la pesée bipodale : réaliser une position assise les deux pieds levés avant et après le maintien de l'équilibre bipodal.

L'analyse de cet essai consiste tout d'abord à obtenir la force subie par chaque capteur en tenant compte du zéro de référence et de la dérive de chacun au cours de l'essai. Puis ces forces sont sommées par chausson et traduite en masse pour être comparée à la masse réelle de l'individu (Fig. 4.3).

La courbe de la masse mesurée par la paire de chaussons permet d'identifier clairement le moment de stabilité de l'individu (entre la 4^e et la 9^e seconde) et les moments de passage de la position assise à la position debout et inversement. Lors de la stabilité, la mesure de la masse montre un plateau dont les valeurs oscillent peu, de 72,3 à 75,4 kg aux extrema. La moyenne de ce plateau étant à 74,15, l'erreur moyenne de la mesure est une sous-estimation de 3,1%.

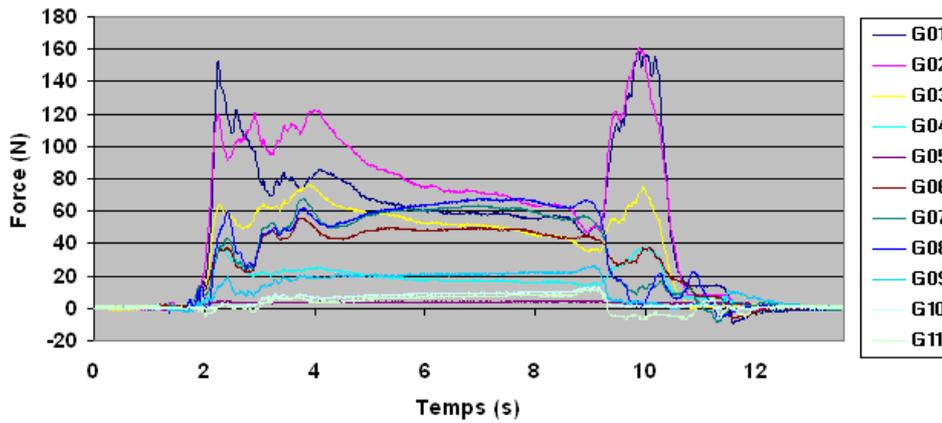
L'observation des courbes de la masse mesurée par chaque pied montre que, lors de la position stabilisée, le poids du corps est d'abord plus porté sur le pied gauche puis progressivement équitablement réparti sur les deux pieds. Lors des changements de position, en rentrant dans

le détail de la sollicitation des capteurs, nous constatons que les deux capteurs des talons (G01-G02 et D01-D02) subissent la plus forte augmentation d'intensité, ce qui est conforme à la réalité puisque le passage de la position debout à la position assise, et inversement, amène le poids du corps à être supporté principalement par les talons l'espace d'un moment.

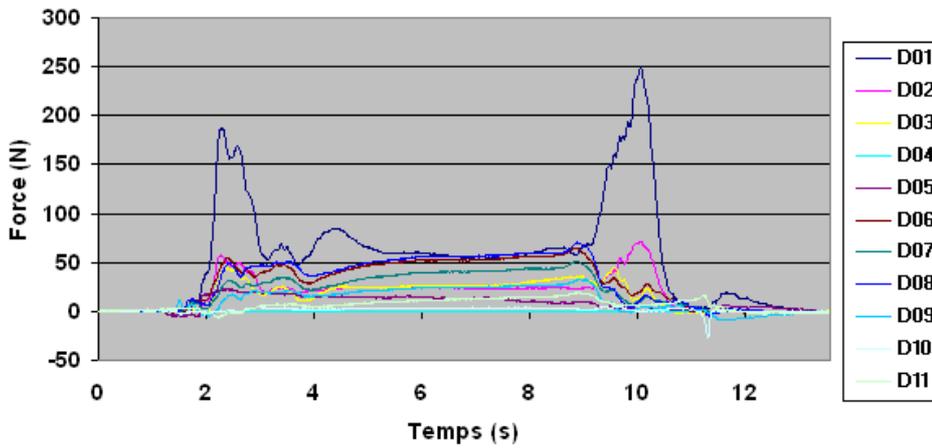
Le baropodomètre est donc très intéressant en ce qui concerne la détection des variations de charge sous les différentes zones du pied que ce soit pour des variations importantes lors de changements de positions du corps ou pour des variations moindres lors de transfert du poids du corps d'un pied à l'autre dans la position debout.

Cependant la précision du baropodomètre est encore à améliorer, probablement en procédant à un étalonnage plus minutieux, utilisant une cellule de force de moindre amplitude et donc mieux adaptée aux faibles charges.

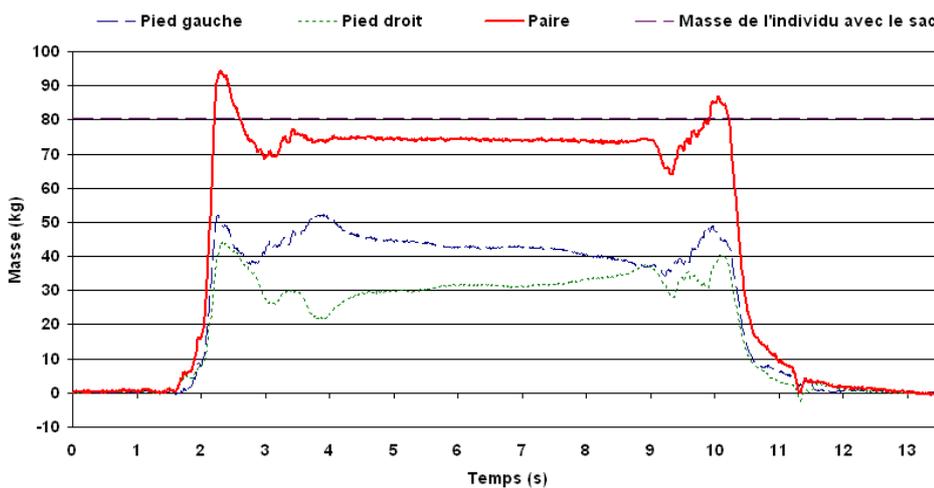
Pour confirmer ces résultats, les tests suivants vérifieront également la fonction de pesepersonne du baropodomètre tout en permettant de juger de l'instabilité du sujet sur un pied.



(a) Force calculée par chaque capteur du chausson gauche



(b) Force calculée par chaque capteur du chausson droit



(c) Masse calculée par chaque chausson et pour la paire comparativement à la masse réelle de l'individu

FIG. 4.3 – Observation de la force mesurée par le baropodomètre à chaque instant au cours d'un équilibre bipodal du sujet féminin de 29 ans pesant 76,5 kg (sujet A), avec comparaison au poids de l'individu équipé du sac-à-dos d'enregistrement.

4.2 Instabilité monopodale

Comme nous l'avons expliqué, le baropodomètre permet d'observer les variations d'accélération verticale du centre de gravité, *via* l'analyse de la force de réaction verticale du sol, ainsi que ses déplacements horizontaux, *via* les déplacements du centre des pressions. Ces paramètres sont les indicateurs de l'équilibre de l'individu.

Nous avons ainsi testé la stabilité des individus B, C et D sur un pied. Ils ont réalisé d'abord un maintien monopodal pied gauche puis un maintien monopodal pied droit. Pour permettre la prise en compte de l'offset et de la dérive de chaque capteur, le sujet débute et termine le test dans une position assise les pieds levés. Il passe également trois fois par une position stable sur deux pieds (Fig. 4.4).



FIG. 4.4 – Protocole du test de stabilité monopodale : débuter assis les pieds levés, puis rester debout stable sur deux pieds, puis uniquement sur pied gauche, puis de nouveau sur deux pieds, puis uniquement sur pied droit, puis de nouveau sur deux pieds avant de se rasseoir les pieds levés.

Pour analyser les résultats, nous recourons à trois affichages par individu (Fig. 4.5, 4.6 et 4.7) :

- La masse perçue par chaque chausson,
- La masse perçue par la paire de chaussons,
- La répartition des pressions plantaires sous chaque pied (sollicitation de chaque capteur) et la position du centre des pressions qui en résulte, à chaque décile du temps considéré.

Les résultats révèlent que chacun de ces trois sujets stabilisent mieux sur le pied droit que sur le pied gauche. Ce phénomène était en effet visible lors des essais. Cette instabilité se traduit par de grandes variations de la masse mesurée sous le pied gauche lors du maintien monopodal gauche. Au lieu de présenter un plateau, la courbe de masse présente de nombreux pics et creux tout au long du maintien, et ce pour chaque individu.

La répartition des pressions plantaires lors des appuis monopodaux met en évidence la dynamique du pied au cours du temps. Les capteurs présentent des sollicitations variables d'un décile du temps à l'autre. Cette dynamique est particulièrement visible lors du maintien gauche du sujet C où apparaissent des instants où l'appui est entièrement localisé sous l'avant pied (à 10 et 20% du temps d'appui), des instants où l'appui est fortement concentré sur

l'arrière-pied (à 50 et 60% du temps d'appui) et des passages où l'appui ne concerne que le bord externe du pied (à 80 et 100%) du temps d'appui).

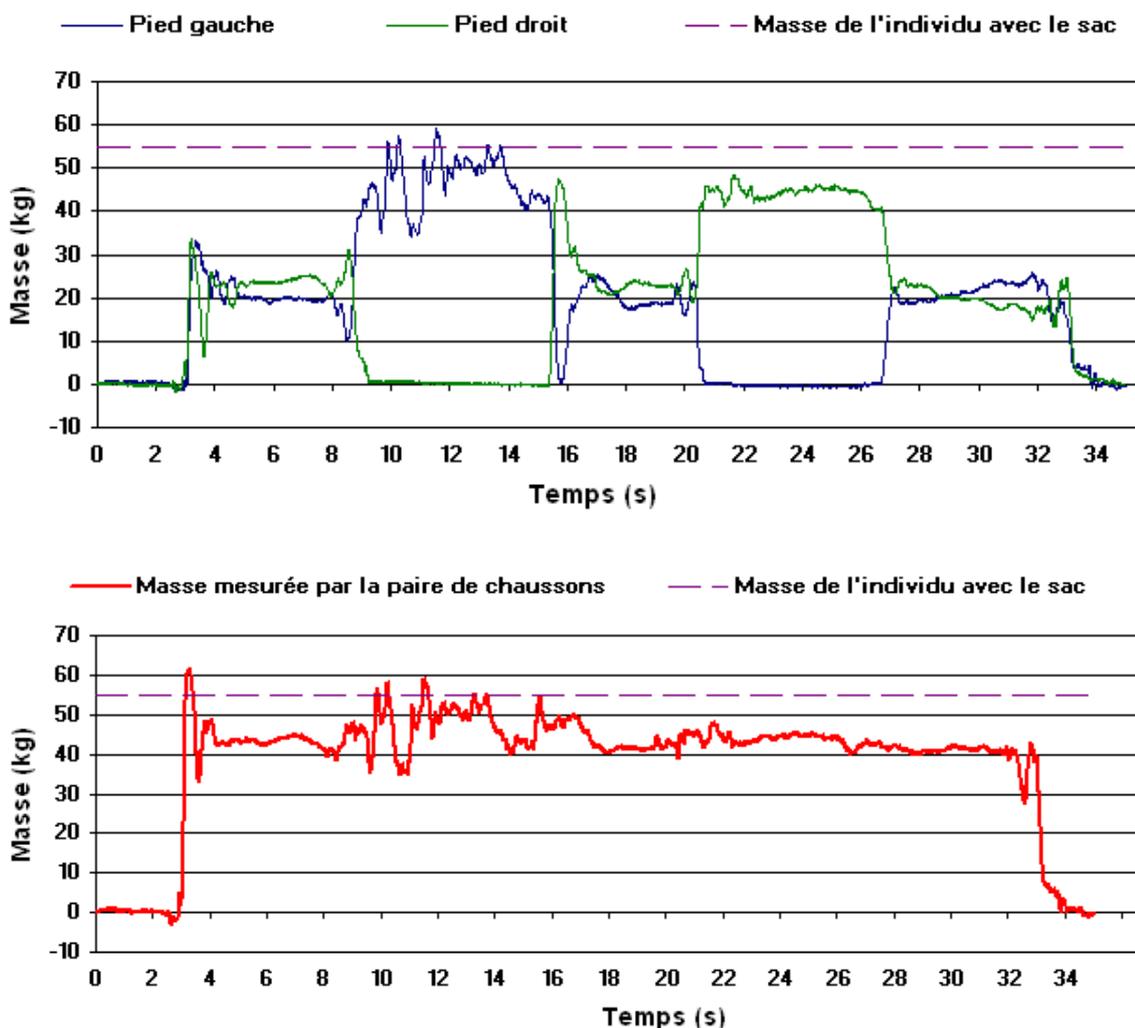
Le centre des pressions se déplace tout au long des maintiens, tant sur l'axe médio-latéral que sur l'axe antéro-postérieur. Là encore, ce phénomène est particulier remarquable chez l'individu C, que ce soit lors du maintien gauche ou lors du maintien droit.

Lors des phases de maintien bipodal, chez les trois individus, l'observation de la masse mesurée par chaque pied indique, comme précédemment, les transferts du poids du corps d'un pied sur l'autre, tandis que la masse totale mesurée par la paire présente une valeur *quasiconstante* à ± 2 kg autour de la moyenne des valeurs de cette période.

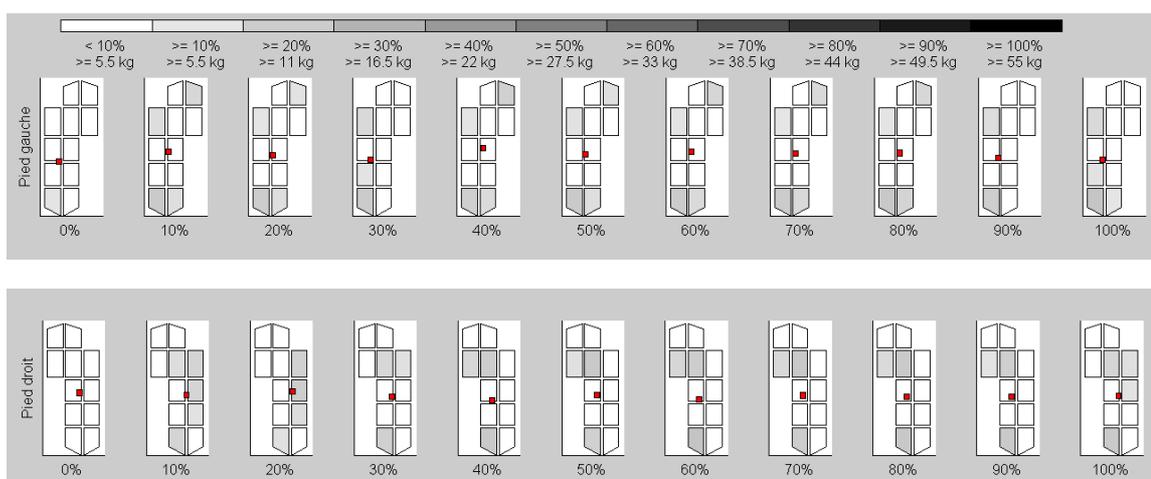
Une comparaison inter-individu indique que l'individu C est celui qui présente la plus grande instabilité, que ce soit lors des phases monopodales ou bipodales. C'est également l'individu le plus lourd des trois.

L'étude d'un éventuel lien entre le poids d'un individu et son instabilité pourrait être menée ultérieurement en utilisant le baropodomètre sur une large population. Il en serait de même concernant d'autres critères tels que la sportivité du sujet, l'utilisation de ses sens pour se stabiliser (en particulier sa vue), la répartition de sa masse grasseuse, et bien d'autres paramètres influençant potentiellement l'équilibre de l'individu.

En plus de l'analyse de l'équilibre statique de l'individu, le baropodomètre permet l'analyse de la marche du patient, important indicateur de l'état médical de l'appareil locomoteur du sujet.

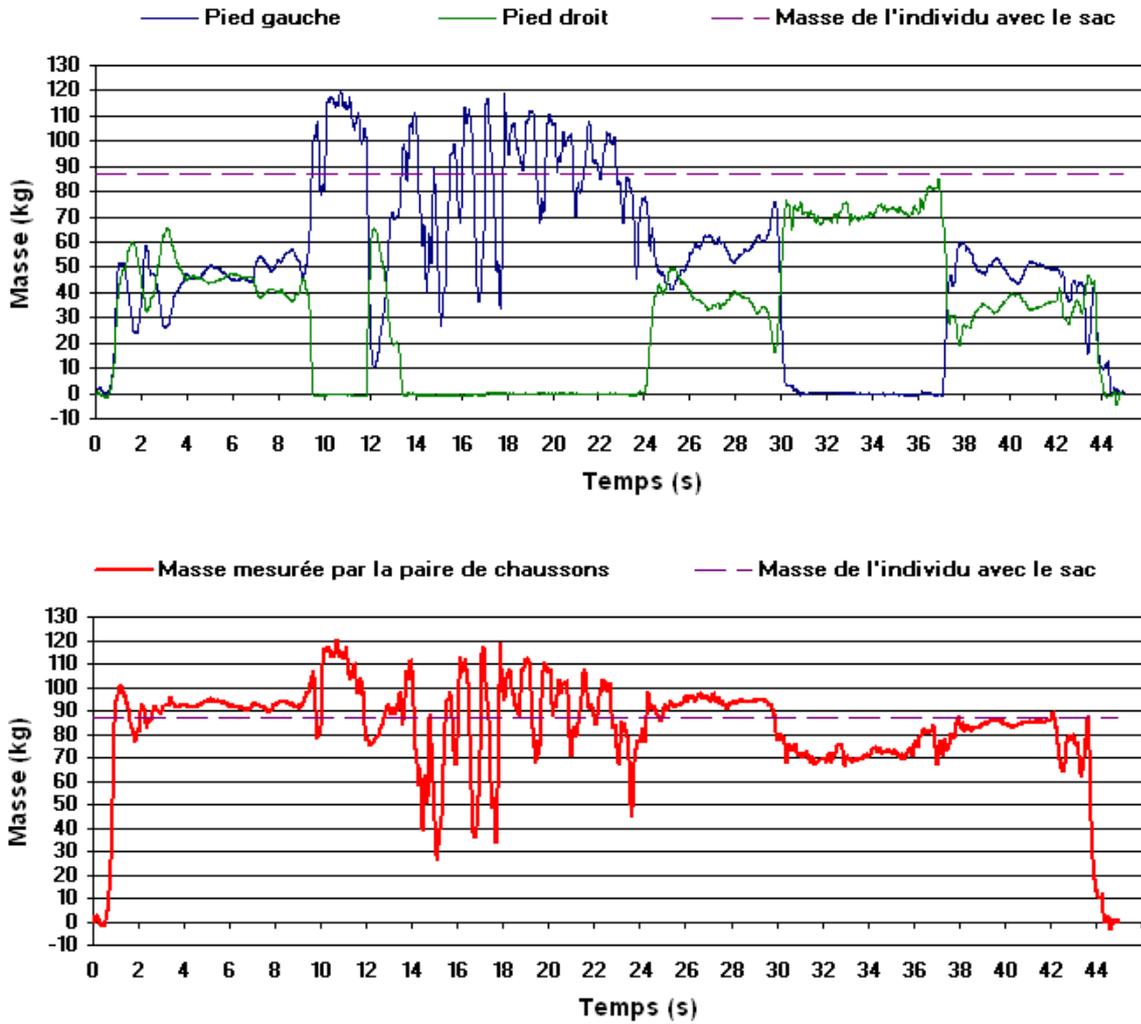


(b) Masse mesurée par chaque chausson et par la paire de chaussons

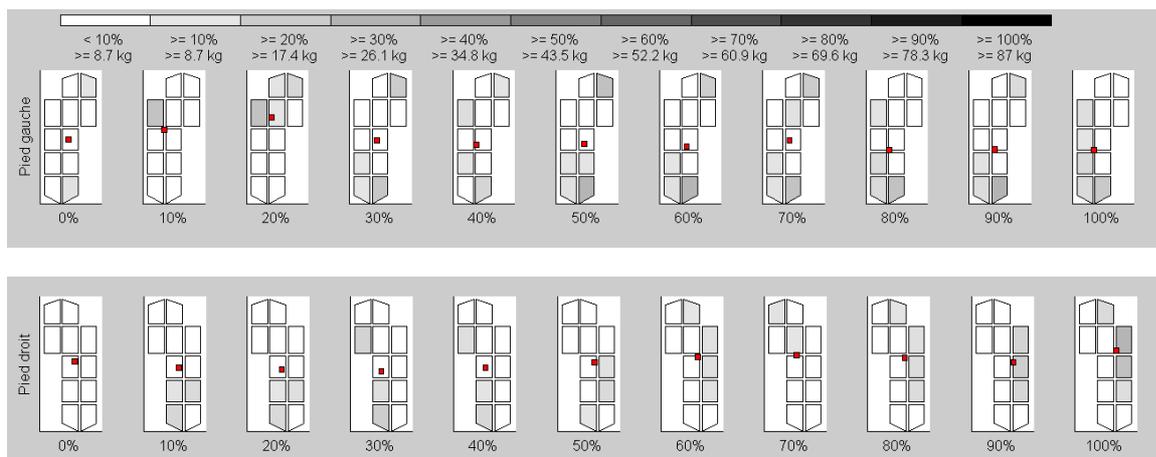


(d) Répartition de la pression plantaire à chaque décile du temps des appuis monopodaux

FIG. 4.5 – Observation de l'instabilité du sujet pesant 51 kg (sujet B) lors d'un maintien monopodal sur le pied gauche puis sur le pied droit précédés et terminés de maintiens bipodaux.

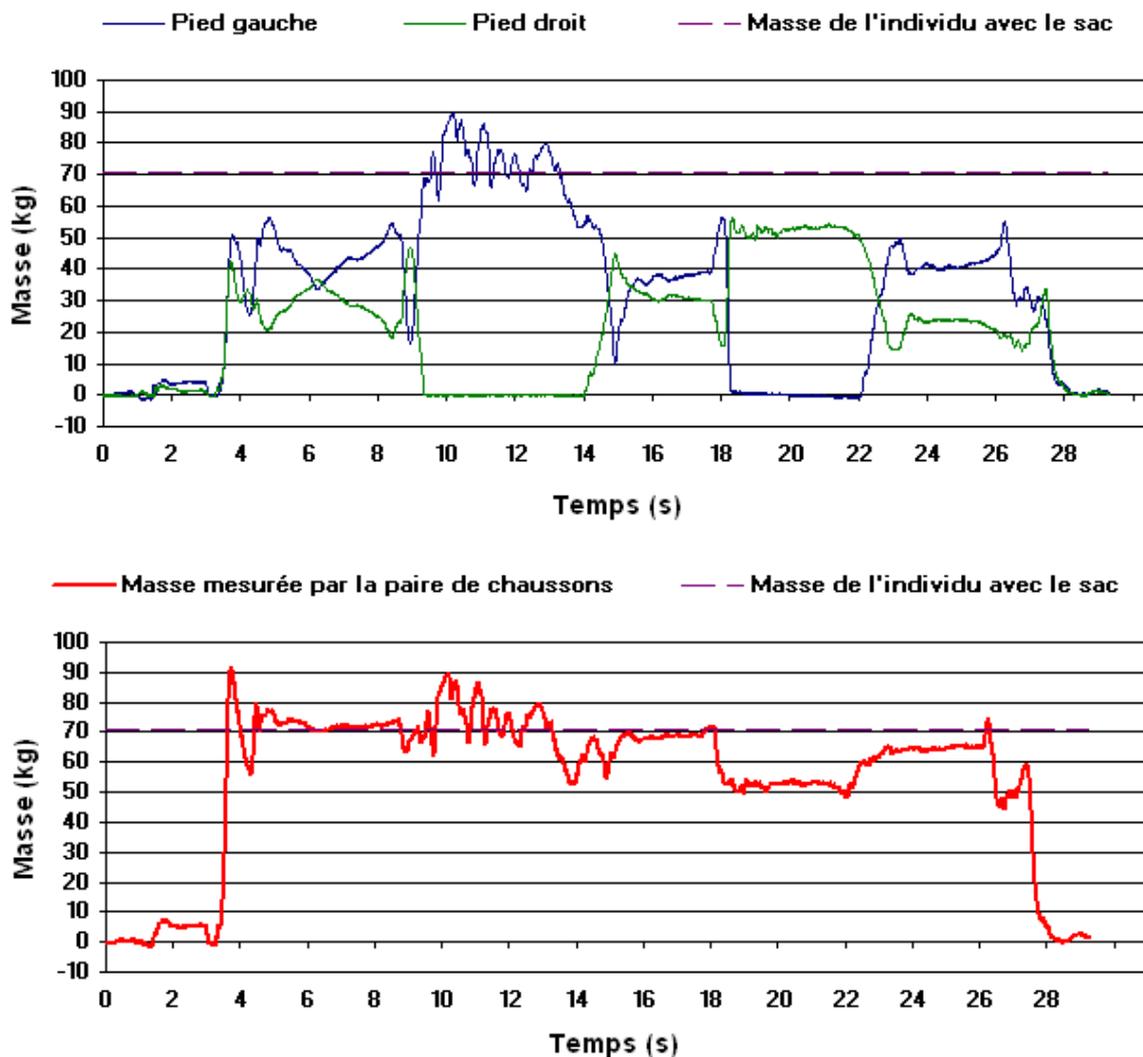


(b) Masse mesurée par chaque chausson et par la paire de chaussures

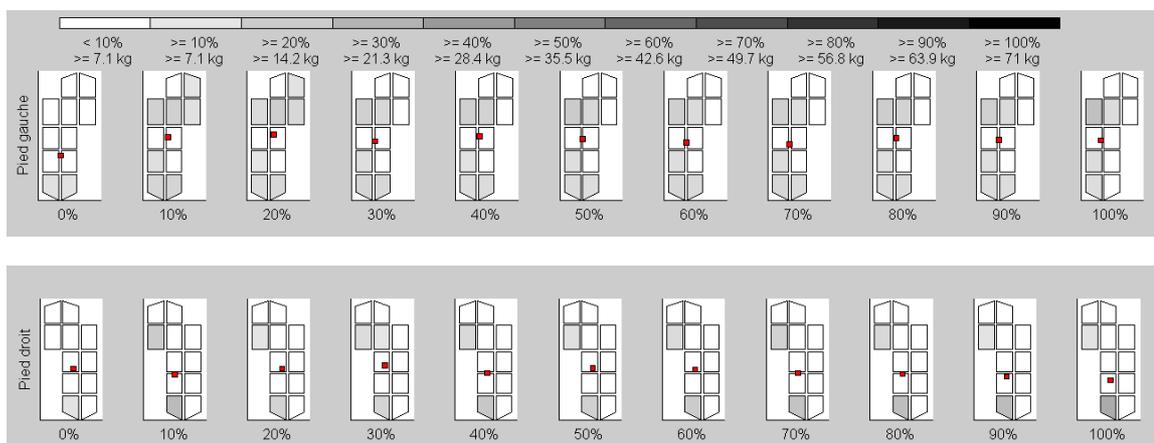


(d) Répartition de la pression plantaire à chaque décile du temps des appuis monopodaux

FIG. 4.6 – Observation de l'instabilité du sujet pesant 83 kg (sujet C) lors d'un maintien monopodal sur le pied gauche puis sur le pied droit précédés et terminés de maintiens bipodaux.



(b) Masse mesurée par chaque chausson et par la paire de chaussons



(d) Répartition de la pression plantaire à chaque décile du temps des appuis monopodaux

FIG. 4.7 – Observation de l'instabilité du sujet pesant 67 kg (sujet D) lors d'un maintien monopodal sur le pied gauche puis sur le pied droit précédés et terminés de maintiens bipodaux.

4.3 Marche humaine

En utilisant un outil baropodométrique, le praticien souhaite objectiver l'utilisation que le patient fait de son pied, en particulier lors de la marche. Cette utilisation peut être révélatrice d'une pathologie actuelle ou encore source d'une pathologie future, comme nous l'avons signalé dans le premier chapitre. Ainsi, un traitement des données est spécifiquement développé pour permettre au praticien d'observer facilement les paramètres médicalement intéressants, identifiés dans ce premier chapitre :

- l'alternance des pieds au sol,
- le déroulement de chaque pied, passant successivement par les phases taligrade, plantigrade puis digitigrade,
- la trajectoire centrale du centre de gravité sur les phases taligrade, plantigrade et digitigrade initiale, et plus médiale sur la phase digitigrade finale,
- la force verticale d'appui au sol montrant une courbe en "dos de chameau",
- la répétitivité du pas,
- la symétrie des deux pieds.

Ces paramètres permettent à la fois une comparaison à la marche saine dans le cas d'une étude diagnostique et une comparaison à la marche antérieure dans le cas d'un suivi médical.

L'observation de ces paramètres est permise par l'affichage de trois graphiques complémentaires et aisément lisibles. Le premier graphique affiche l'évolution, au cours de la marche, de la force verticale d'appui sous chaque pied et les deux autres graphiques reprennent les intentions de Faivre (2003) avec une mise en forme permettant un affichage détaillé : un graphique donnant la courbe moyenne de la force verticale subie par chacun des capteurs de chaque chausson au cours d'une phase d'appui, et un graphique indiquant la répartition de cette force sur l'ensemble des capteurs à chaque décile du temps de la phase d'appui.

Pour aboutir à ces affichages à partir des données brutes recueillies, nous avons développé en langage Matlab [®] un nouveau programme de calcul et de tracé.

4.3.1 Programme développé pour l'analyse de la marche

Les données recueillies au cours d'une séance de marche, c'est-à-dire les déformations en sortie de pont de jauges, sont d'abord converties en forces et exprimées en pourcentage par rapport au poids du patient équipé du sac d'acquisition. Puis, l'ensemble de la séance de marche est découpée en phases d'appui pour chaque pied. Chaque phase d'appui est alors ré-échantillonnée pour ne conserver que les valeurs de force enregistrées à chaque dixième du temps de ces phases d'appui. Ainsi, la phase d'appui moyenne, représentative du pas moyen, est calculée en faisant les moyennes de ces valeurs obtenues à chaque décile du temps de chaque pas.

4.3.1.1 Conversion en force

Les données recueillies correspondent à la déformation subie par chaque capteur à chaque instant de la marche. Le tableau ainsi obtenu est constitué d'autant de colonnes que de capteurs enregistrés et d'autant de lignes que d'instant d'acquisition.

Ces données sont converties en force en utilisant les relations force/déformation propres à chaque capteur et obtenues lors de tests préalables réalisés sur machine de traction. Ces forces sont ensuite exprimées en pourcentage du poids total de l'individu équipé du sac-à-dos d'acquisition (l'accélération gravitationnelle 'g' est égale à 9.81m.s^{-2}).

4.3.1.2 Découpe des pas

Le programme réalisé considère qu'il y a appui sur un chausson dès lors que la somme des forces de ces capteurs dépasse 10% du poids total, valeur couramment utilisée dans la littérature (cette limite est aisément modifiable dans le programme). Avant de procéder à la découpe des pas, le programme réalise donc la sommation des valeurs de force des onze capteurs de chaque chausson à chaque instant afin d'obtenir la force totale subie par chaque chausson à chaque instant. Cette force totale peut être assimilée à la composante verticale de la force de réaction au sol de chaque pied.

Les phases d'appui sont alors délimitées comme suit : le début de cette phase est en fait le dernier instant où la force totale est inférieure à 10% du poids total, et la fin de l'appui est, de la même façon, le premier instant où cette force redevient inférieure à cette valeur. Les phases d'oscillation sont ainsi supprimées. Cependant la durée des oscillations et la durée des temps d'appui sont préalablement enregistrées.

4.3.1.3 Ré-échantillonnage des pas

Les phases d'appui sont donc conservées puis ré-échantillonnées de façon à ce que chacune présente le même nombre d'acquisitions. Le nombre retenu découle de l'observation souhaitée par le médecin. Dans notre étude, nous affichons les données à chaque décile de la durée de la phase d'appui, or il y a 11 déciles de 0% à 100%.

Ainsi, le ré-échantillonnage se fait en deux étapes : tout d'abord il y a augmentation du nombre d'acquisitions par interpolation de dix valeurs entre deux valeurs mesurées. Le nombre de points constituant les courbes est ainsi multiplié par 11. Puis il y a réduction de ce nombre en conservant qu'une valeur toutes les 'x' valeurs, 'x' désignant le nombre initial d'acquisitions. Par exemple, un pas qui aurait initialement tenu sur 50 acquisitions serait ré-échantillonné à 11 acquisitions en réalisant l'interpolation '50*11 = 550 acquisitions', puis l'extraction '550/50 = 11 acquisitions'.

4.3.1.4 Obtention du pas moyen

Les matrices de pas ainsi ré-échantillonnées peuvent aisément être moyennées pour obtenir le pas moyen représentatif de la phase d'appui moyenne de l'individu. Nous obtenons ainsi la valeur moyenne de chaque capteur à chaque décile du temps d'appui, toujours exprimée en pourcentage du poids total. Et par sommation des capteurs d'un chausson, nous obtenons cette valeur moyenne pour la force totale assimilée à la composante verticale de la force de réaction au sol de chaque pied.

4.3.1.5 Les informations à fournir

En plus des données issues des capteurs, le programme nécessite des informations liées aux conditions expérimentales. Il faut ainsi indiquer la masse du corps de l'individu (en kg) et la fréquence d'acquisition choisie (en Hz).

Si le lieu d'expérimentation venait à ne pas être soumis à une accélération gravitationnelle de 9.81 m.s^{-2} , il faudrait alors modifier cette valeur dans le programme.

Si la valeur de 10% du poids total, comme limite indiquant le contact, ne convient pas, il est également facile de la modifier en début de programme.

4.3.1.6 Le protocole expérimental à suivre

Ce programme moyenne toutes les phases d'appui de l'expérimentation, il est donc fortement recommandé de n'effectuer qu'un type de marche au cours de l'acquisition, c'est-à-dire, par exemple, que des pas en ligne droite ou que des pas en tournant dans un sens, ou encore que des pas pour la montée d'un escalier, etc. Il faut en conséquence éviter que des phases d'appui parasites ne soient trop nombreuses et ne représentent plus de 5% du nombre d'appuis (par exemple, faire un demi-tour sur un nombre total de 20 pas). Au cas où il serait impossible d'éviter que de nombreux pas parasites surviennent, un pré-traitement des données sera souhaitable pour éliminer de la matrice initiale les lignes correspondant à ces acquisitions parasites. Il suffit alors de repérer ces passages sur la courbe de force totale puis de les éliminer manuellement un à un.

La fréquence d'acquisition conseillée est comprise entre 100 et 1000 Hz de façon à recueillir suffisamment d'informations pour chaque appui tout en limitant le temps de traitement des données. Pour les mêmes raisons, le nombre de pas à réaliser lors de l'expérimentation doit être supérieur à 20 mais rester inférieur à 100.

4.3.2 Affichages programmés à l'intention du praticien

Afin de présenter les différents affichages dont disposera le praticien, nous simulons une marche parfaitement saine grâce à un fichier de déformations créé manuellement à cet effet. Ce fichier reprend les valeurs obtenues lors d'un pas à l'allure typique de la marche saine et répète ces valeurs six fois pour simuler six pas, et ce pour chaque pied.

4.3.2.1 Observation du rythme de marche

Un affichage est proposé pour observer le rythme de marche du patient (Fig. 4.8). Est indiquée l'allure de la force verticale globale de chaque pied sur les pas successifs au cours du temps.

Le praticien prend aisément connaissance de la durée de chaque appui, ainsi que de l'allure de la courbe de force à chaque appui et peut ainsi juger de la régularité de la marche du patient, de sa répétitivité.

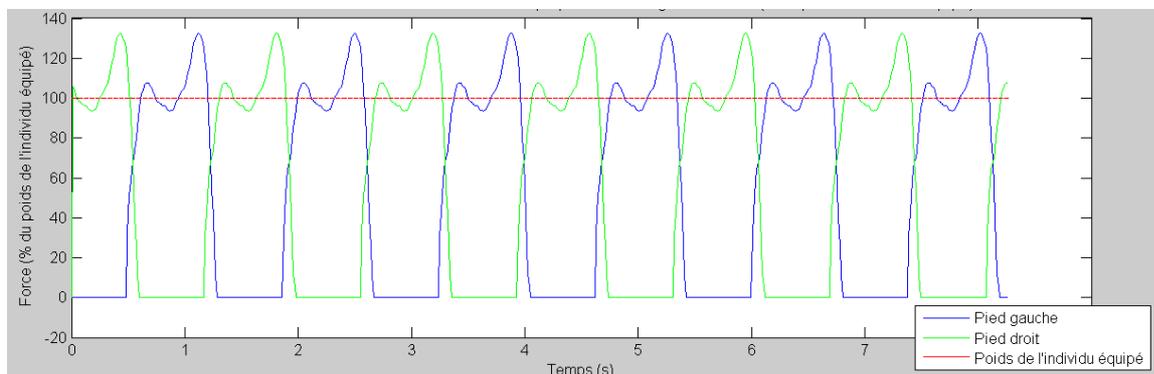


FIG. 4.8 – Affichage de l'intensité de la force (en pourcentage du poids total) mesurée par chaque chaussure lors d'une marche sur plusieurs pas

4.3.2.2 Observation de la force verticale lors de la phase d'appui

Un affichage présente les courbes du pas moyen pour chacun des deux chaussons, c'est-à-dire les courbes de chaque capteur ainsi que celle de la somme des onze capteurs (Fig. 4.9). Ces valeurs sont exprimées en pourcentage du poids total, c'est pourquoi la valeur de référence de 100% du poids total est également indiquée.

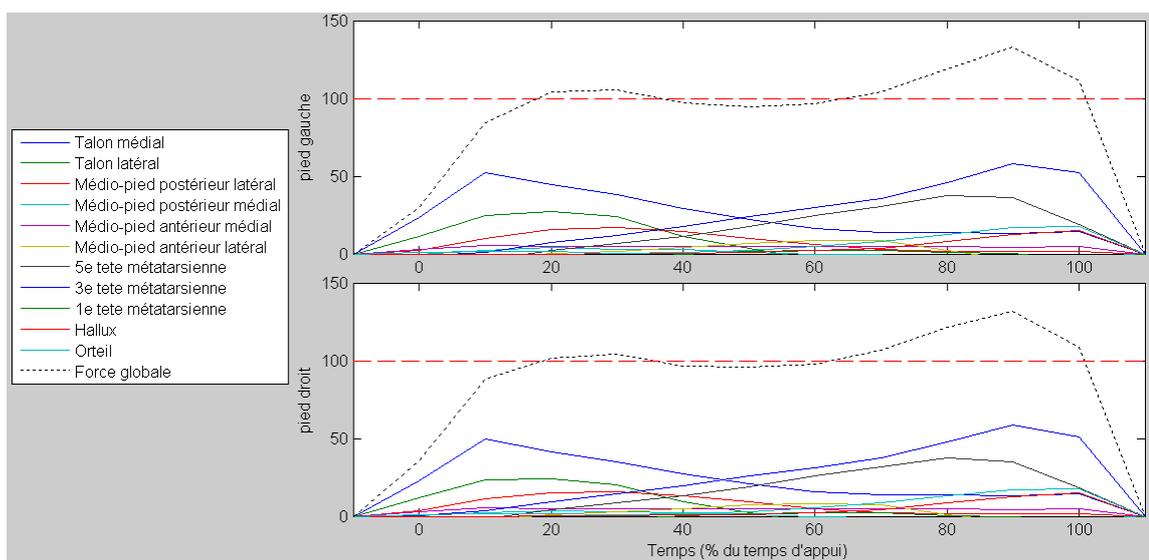


FIG. 4.9 – Affichage de l'intensité de la force (en pourcentage du poids total) reçue par chaque capteur et par l'ensemble du chausson pour chaque pied lors du pas moyen d'un individu sain au cours de la phase d'appui

4.3.2.3 Observation de la répartition des pressions plantaires lors de la phase d'appui

Un autre affichage présente la répartition de l'appui du pied dans chaque chausson à chaque décile du temps de la phase d'appui, c'est-à-dire à 0, 10, 20, ... 90, 100% du temps total de l'appui (Fig. 4.10). Cette répartition se visualise aisément puisque le graphique affiche la disposition des capteurs dans le chausson et colorie chaque capteur avec un niveau de gris d'autant plus intense que la force recueillie par ce capteur, à cet instant, est élevée. La couleur blanche signifie que la force recueillie est alors inférieure à 10% du poids total, et le noir symbolise une force supérieure à 100% du poids total. De plus, est indiqué, pour chaque décile du temps, la localisation du centre des pressions sous chaque pied.

4.3.3 Expérimentation

Le protocole clinique standard d'analyse de la marche demande aux individus de réaliser une marche en ligne droite sur 10 mètres aller et retour. Au cours de cette déambulation, le praticien observe le mouvement réalisé par chaque segment corporel.

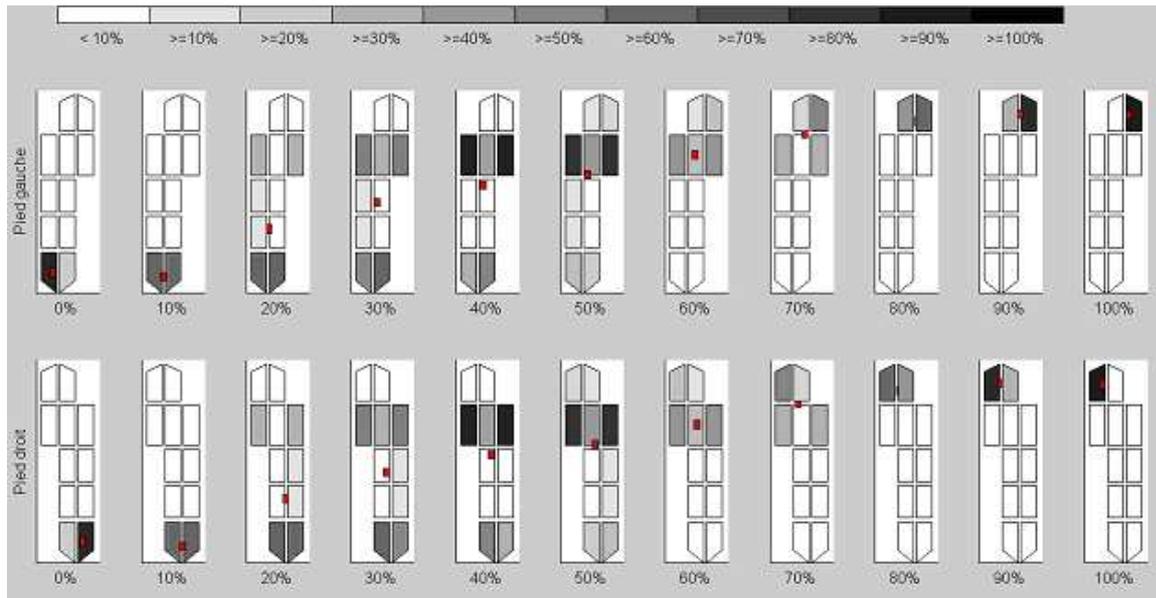


FIG. 4.10 – Affichage de la répartition de l'appui (en pourcentage du poids total) sur les capteurs du pied gauche (en haut) et du pied droit (en bas) lors du pas moyen d'un individu sain et de la localisation du centre des pressions, à chaque dixième de temps de la phase d'appui (0%, 10%, ..., 100%)

Pour l'analyse des pressions plantaires, le protocole de marche est identique. L'individu est équipé du baropodomètre 10 minutes avant le test, pour que les jauges des capteurs s'adaptent à la température de ses pieds et qu'il s'habitue au port des chaussons et du sac-à-dos avant l'essai enregistré.

Lors de l'acquisition, il est tout d'abord demandé au sujet de s'asseoir et de décoller les pieds du sol quelques secondes pour connaître la valeur référence des capteurs non-sollicités. Le sujet prend ensuite une position debout stable sur deux pieds, le temps de mesurer sa masse. Puis il réalise l'aller-retour en marche et se rassoit pour de nouveau lever les pieds quelques instants afin de prendre en compte l'éventuelle dérive des capteurs.

Les individus ayant été pesés préalablement, il ne leur est pas imposé de prendre la position debout statique avant la marche (Fig. 4.11). A noter que deux demis-tours sont réalisés, le premier ayant lieu à mi-marche, entre l'aller et le retour, et le second, en fin de marche, avant de reprendre la position assise.

L'obtention des résultats et des affichages est ensuite réalisée grâce au programme de traitement présenté ci-avant. Pour des raisons opératoires, la prise en compte de la valeur de référence du capteur à vide et de sa dérive sont cependant mesurées à partir des valeurs enregistrées lors des premières et dernières phases d'oscillation de chaque pied.

4.3.3.1 Marche du sujet A

Ce test est mené sur un individu féminin, apparemment sain, âgé de 29 ans, chaussant du 39 et pesant 76,5 kg (sujet A).

Les déformations recueillies par chaque capteur sont présentées dans la figure 4.12(a) et 4.12(b). Ces déformations indiquent que chaque capteur est sollicité de façon individuelle. Les



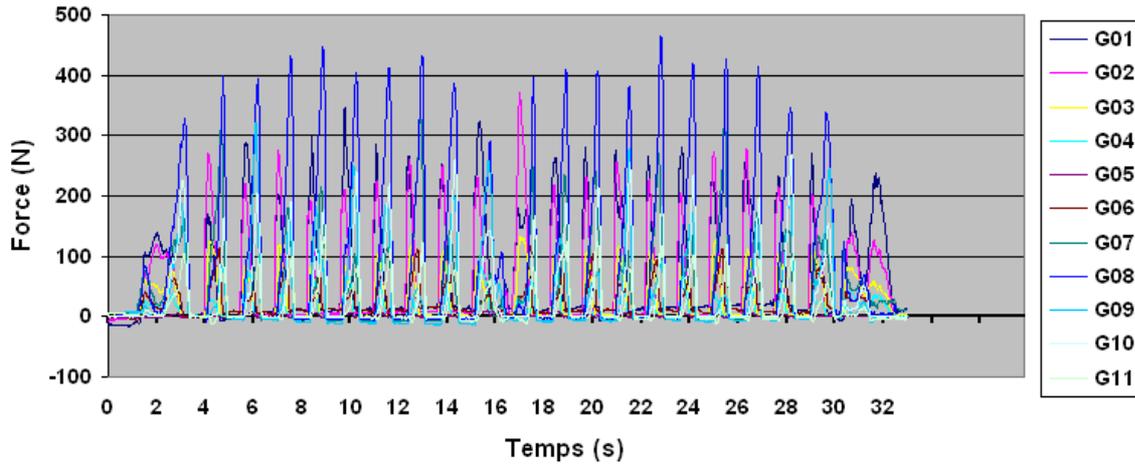
FIG. 4.11 – Protocole de marche : position assise les pieds levés, maintenue quelques instants avant et après la marche sur un aller-retour de 10 m.

zones du talon (capteurs n°01 et 02) et les zones des têtes métatarsiennes (capteurs n°07 à 09) sont bien sollicitées de façon plus importante que le reste du pied, excepté pour le capteur D02 qui semble être peu comprimé. Cela peut signifier que l'individu attaque le sol avec une éversion prononcée du pied droit, à moins qu'il ne s'agisse d'un étalonnage imprécis de ce capteur.

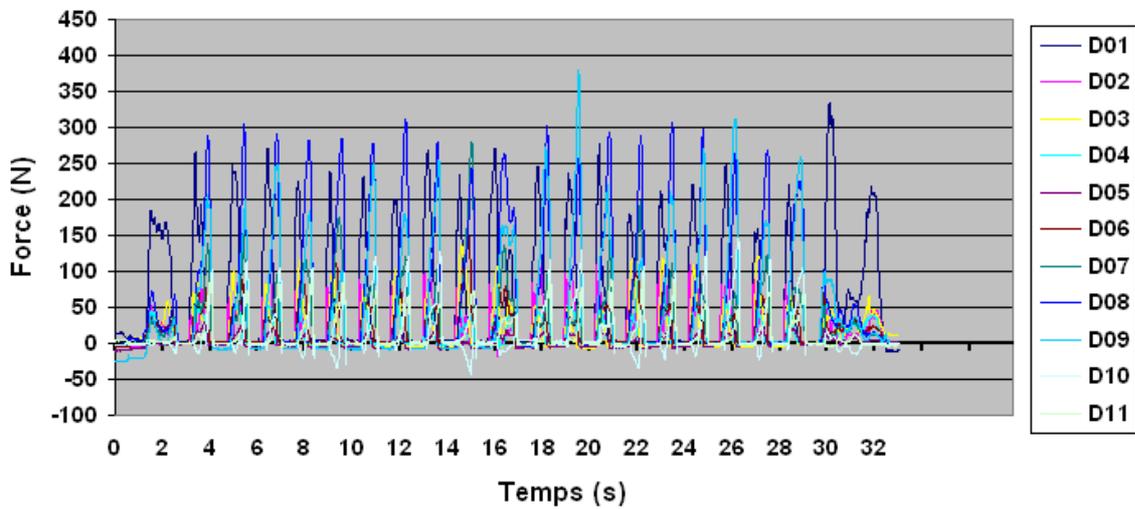
L'observation de la courbe de la force de réaction verticale subie à chaque instant par chaque pied (Fig. 4.12(c)) laisse apparaître un appui plus prononcé sur le pied gauche que sur le pied droit. Cela pourrait s'expliquer par une appréhension du sujet à la blessure puisqu'elle a été victime d'une fracture et de deux entorses de la cheville droite au moment de l'adolescence. Cependant, ce phénomène peut aussi découler de l'imprécision de l'étalonnage précédemment observé puisqu'il semblerait que le chausson gauche surestime la force reçue tandis que le chausson droit la sous-estime. Le pas moyen du pied gauche présente une courbe de force globale en dos de chameau, caractéristique d'un appui sain. Par contre, pour le pied droit, le premier pic et le creux n'apparaissent pas et sont remplacés par un plateau (Fig. 4.13).

La répartition de l'appui au cours du pas moyen (Fig. 4.14) prouve que le pied gauche se déroule correctement au sol, appuyant d'abord sur le talon, rajoutant ensuite l'appui au niveau des têtes métatarsiennes, puis quittant le sol par le talon d'abord puis l'avant-pied. Le centre des pressions respecte d'ailleurs la trajectoire centrale observée chez les sujets sains. Concernant le pied droit, l'appui apparaît très peu sur la partie latérale. Seul le médial du talon indique un appui supérieur à 10% du poids total, le capteur distal étant le n°02 précédemment observé comme peu sollicité lors de cette marche. Le centre des pressions est ainsi déporté vers l'intérieur du pied jusqu'à ce que la 5^e tête métatarsienne vienne prendre appui au sol à 70% du temps d'appui. La poussée finale du pied droit sollicite également peu les orteils latéraux.

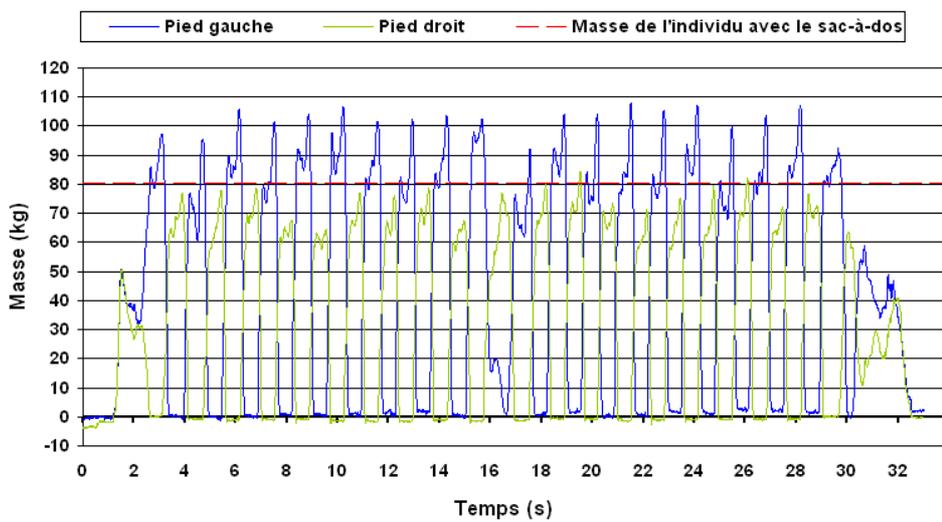
Pour savoir si les résultats obtenus sont caractéristiques de la marche de cet individu ou sont la conséquence de réglages techniques défaillants, nous procédons au même test sur trois individus supplémentaires.



(a) Force calculée par chaque capteur du chausson gauche



(b) Force calculée par chaque capteur du chausson droit



(c) Masse correspondant à la force de réaction verticale du sol subie par chaque pied

FIG. 4.12 – Force mesurée par chaque capteur et masse calculée pour chaque pied au cours de la marche de 10 m aller-retour d'un individu pesant 76,5 kg (sujet A).

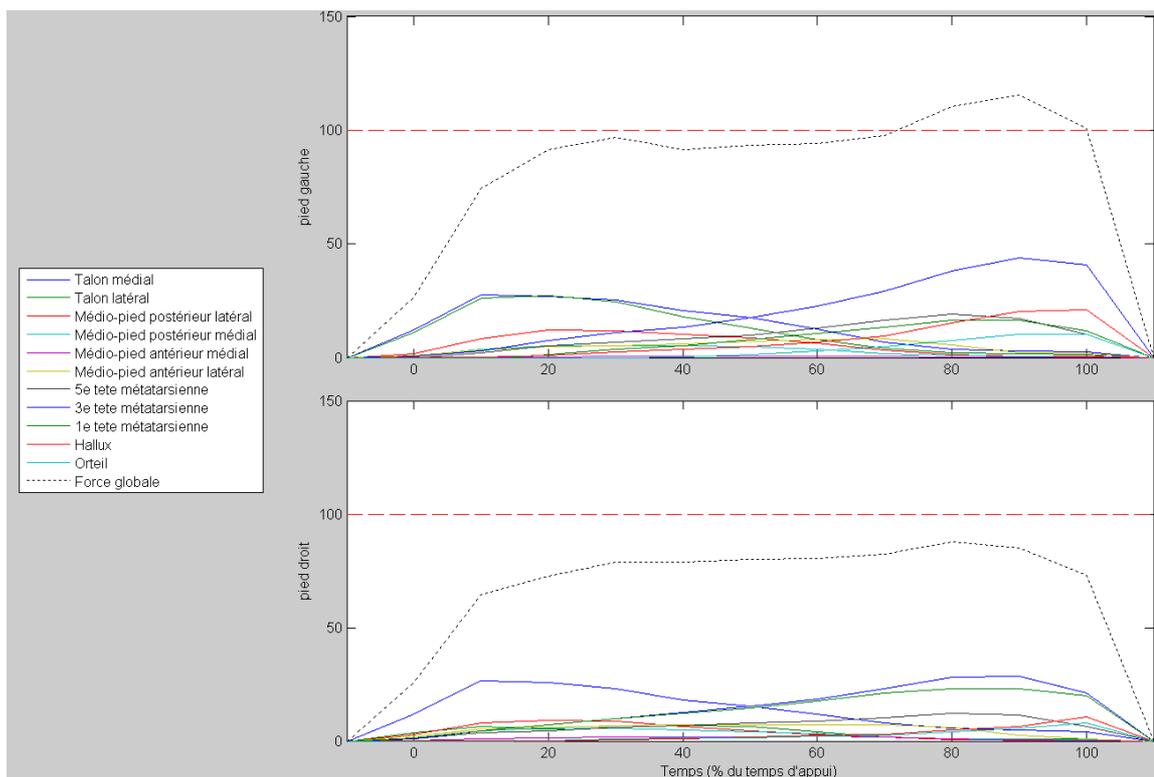


FIG. 4.13 – Force (exprimée en pourcentage du poids total) subie par chaque capteur et par chaque pied au cours du pas moyen de la marche de 10m aller-retour d’un individu pesant 76,5 kg (sujet A).

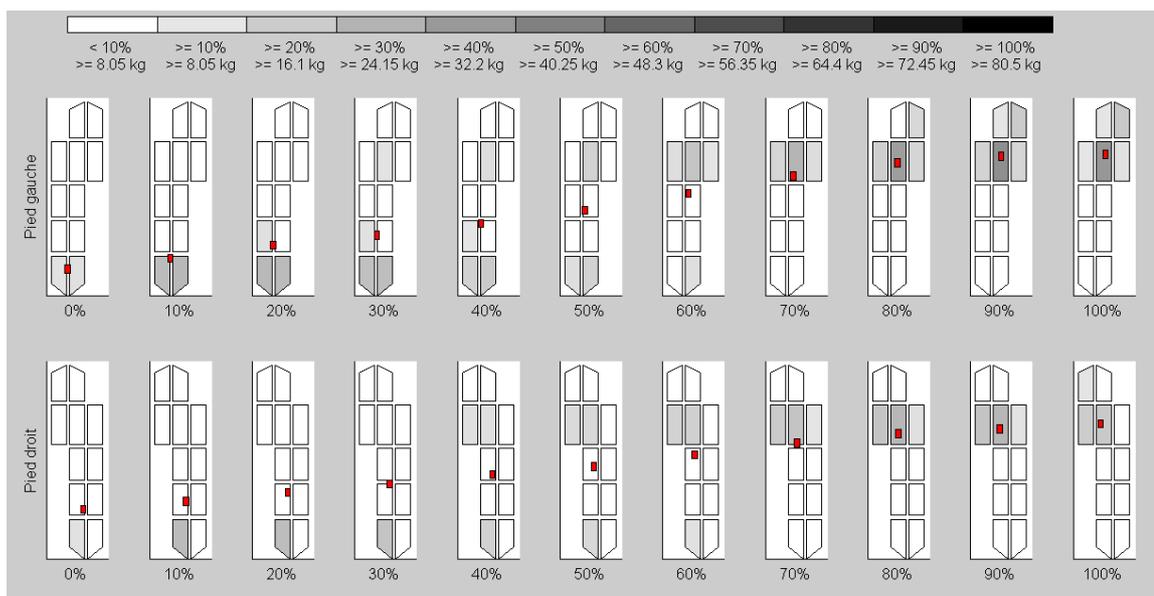


FIG. 4.14 – Répartition des pressions plantaires au cours du pas moyen de la marche de 10m aller-retour d’un individu pesant 76,5 kg (sujet A).

4.3.3.2 Marche des sujets B, C et D

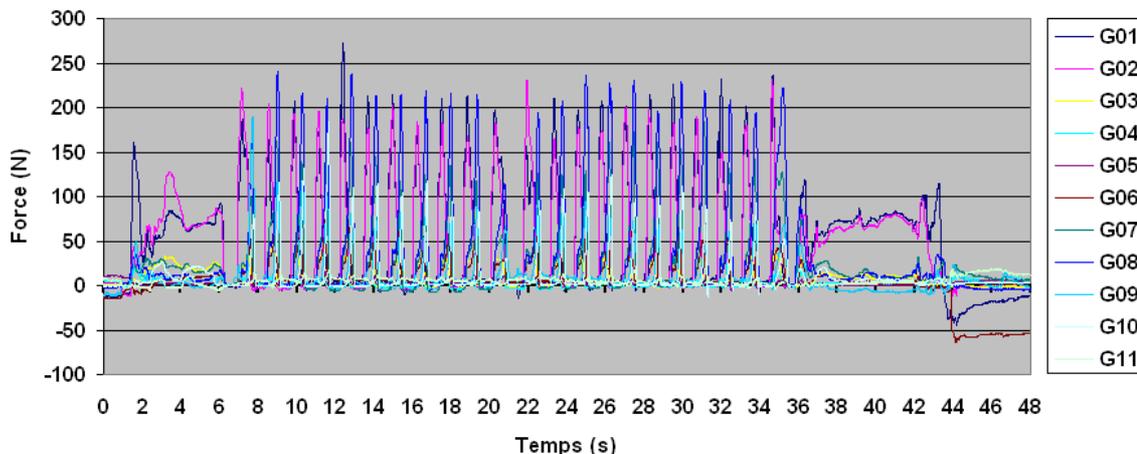
Le protocole de marche a également été réalisé par les sujets B, C et D.

Les résultats de chaque individu (Fig. 4.14, 4.15 et 4.16) montrent une plus faible sollicitation du pied droit que du pied gauche ce qui tend à prouver que les résultats obtenus ne correspondent pas à une marche asymétrique des sujets mais à une nécessité d'ajustement technique du baropodomètre.

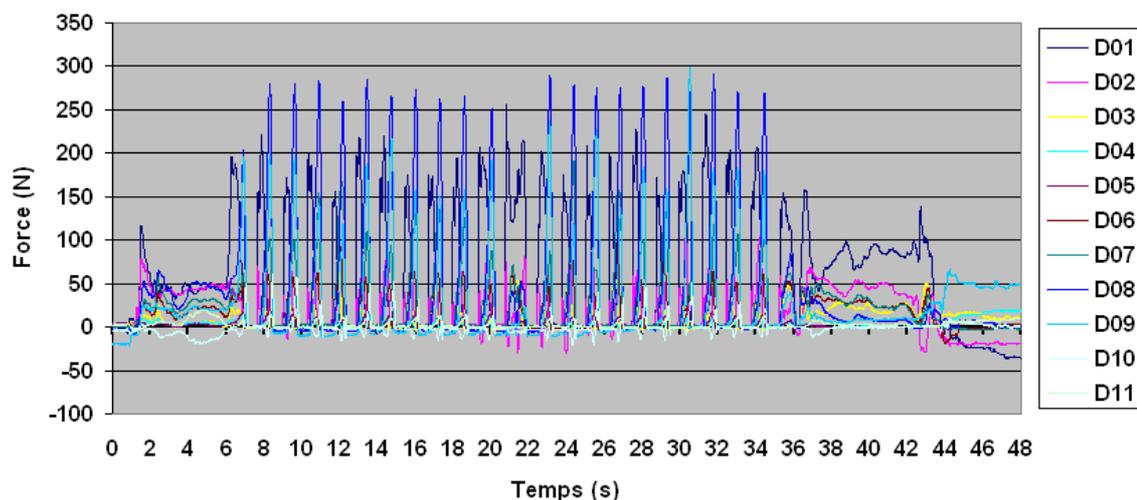
En conclusion de ces essais, nous pouvons dire que l'utilité du baropodomètre pour l'analyse de la marche a été démontrée bien qu'il reste quelques ajustements techniques à réaliser.

Les sujets déclarent n'avoir pas été gênés par l'appareil et être agréablement surpris de la légèreté du sac (4 kg). Le port des chaussons et du sac-à-dos ne perturberait donc pas la cinématique de marche.

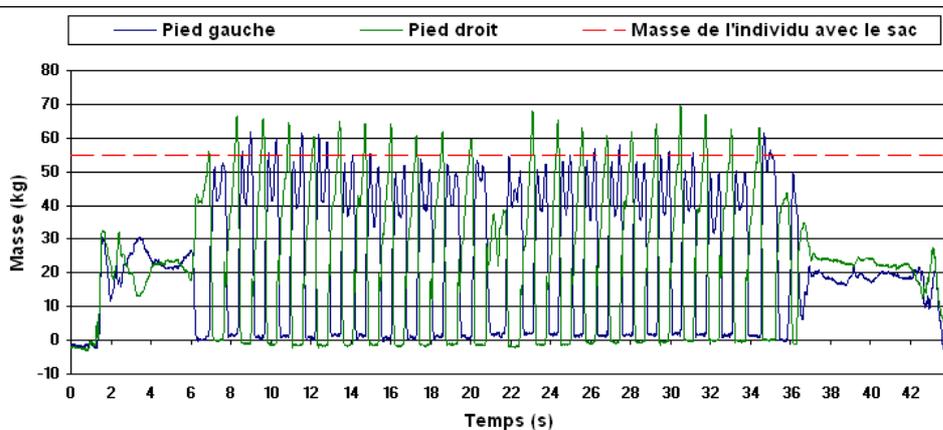
Ces expérimentations ne représentent qu'une étude préliminaire de la fonctionnalité et des possibilités offertes par cet outil que ce soit pour un examen statique ou dynamique du patient.



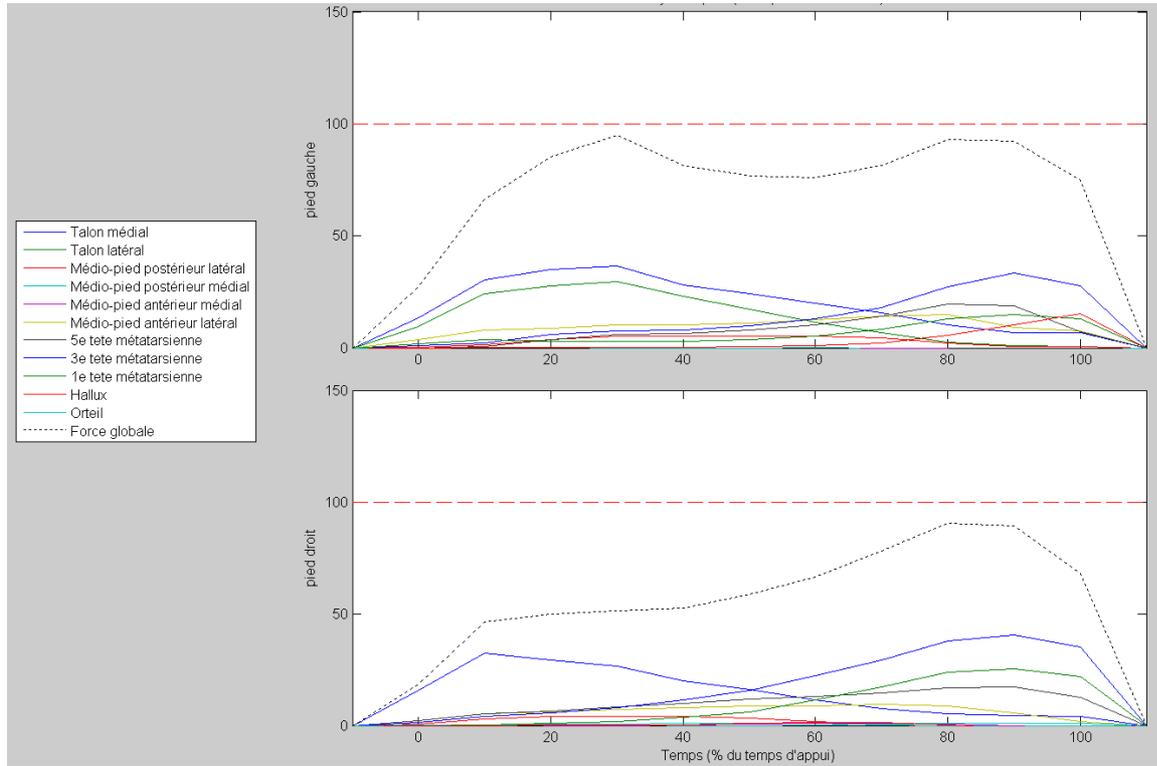
(a) Force subie par chaque capteur gauche au cours de la marche complète



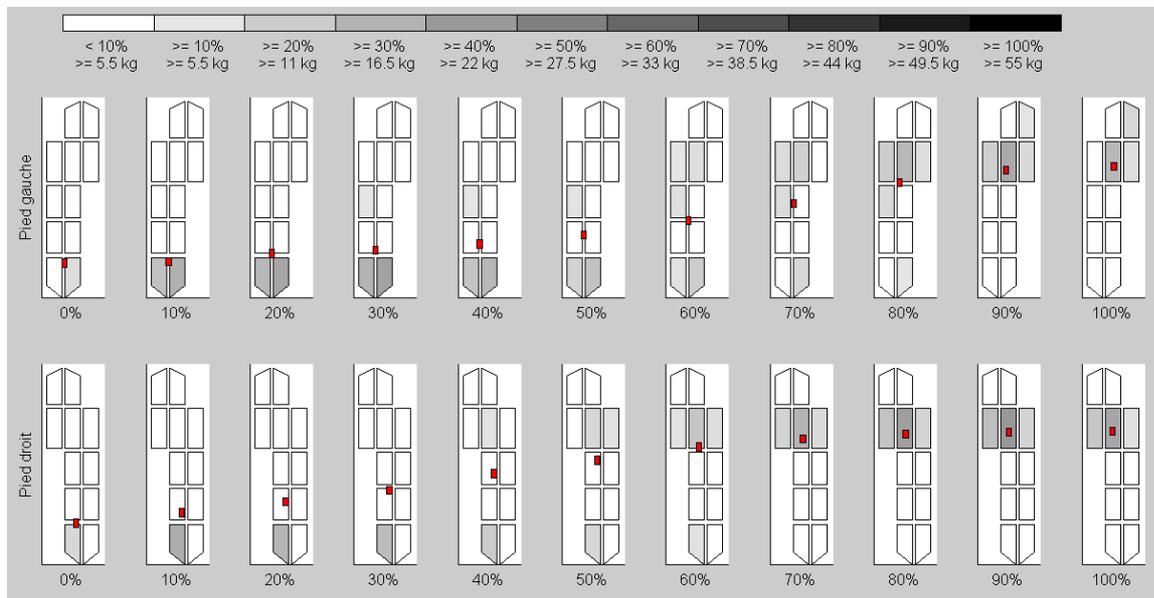
(b) Force subie par chaque capteur droit au cours de la marche complète



(c) Masse correspondant à la force de réaction verticale du sol subie par chaque pied au cours de la marche complète

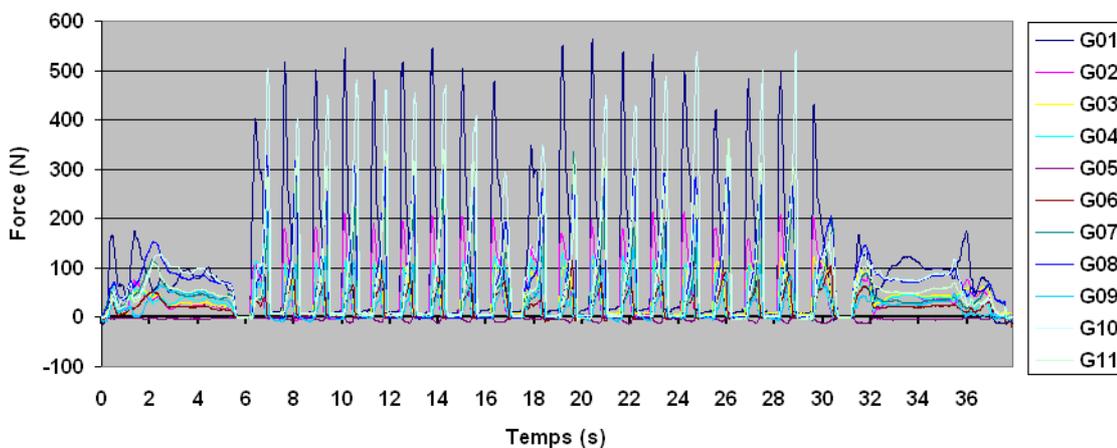


(e) Force (exprimée en pourcentage du poids total) subie par chaque capteur et par chaque pied au cours du pas moyen

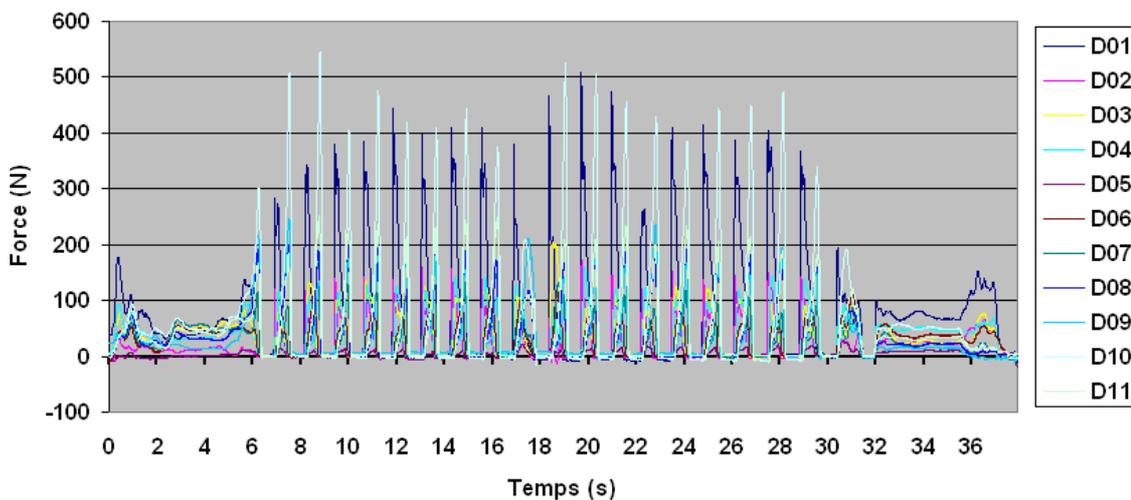


(f) Répartition des pressions plantaires au cours du pas moyen

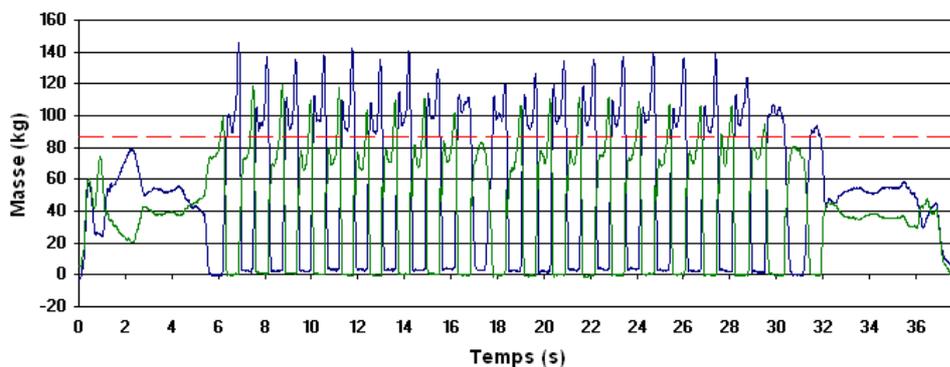
FIG. 4.14 – Mesures réalisées par le baropodomètre lors de la marche du sujet pesant 51 kg (sujet B).



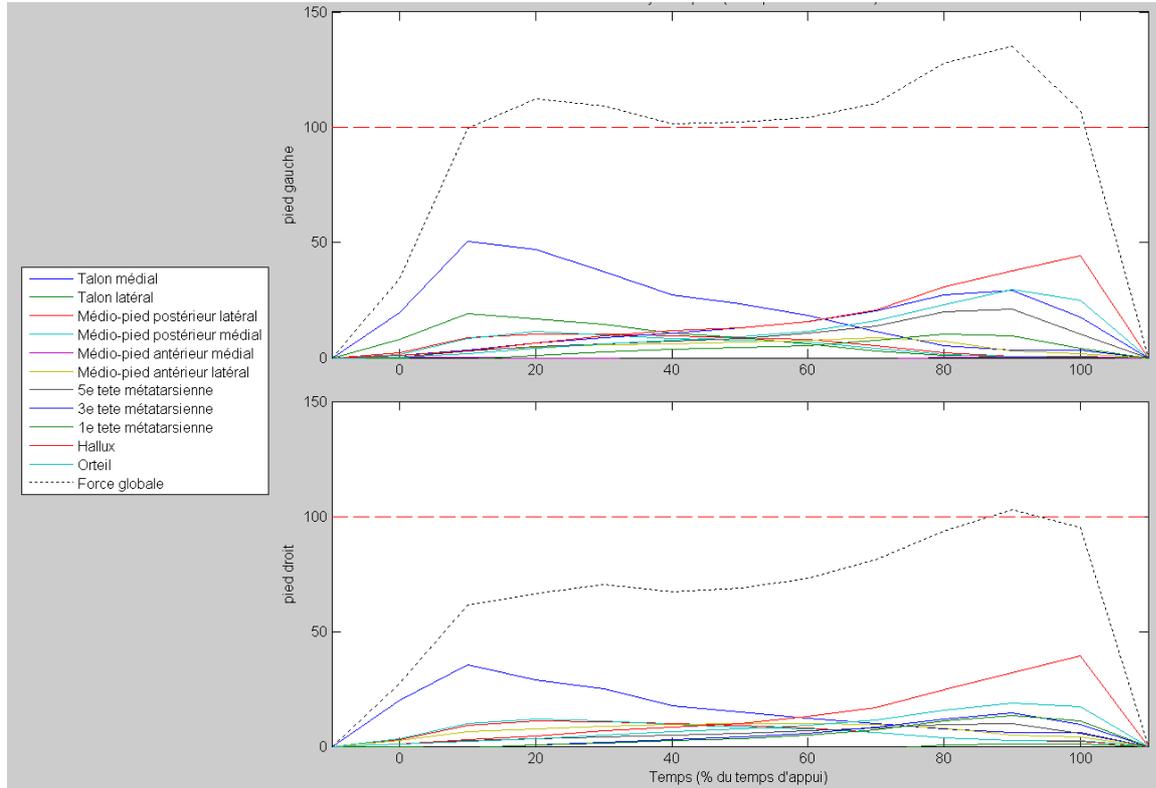
(a) Force subie par chaque capteur gauche au cours de la marche complète



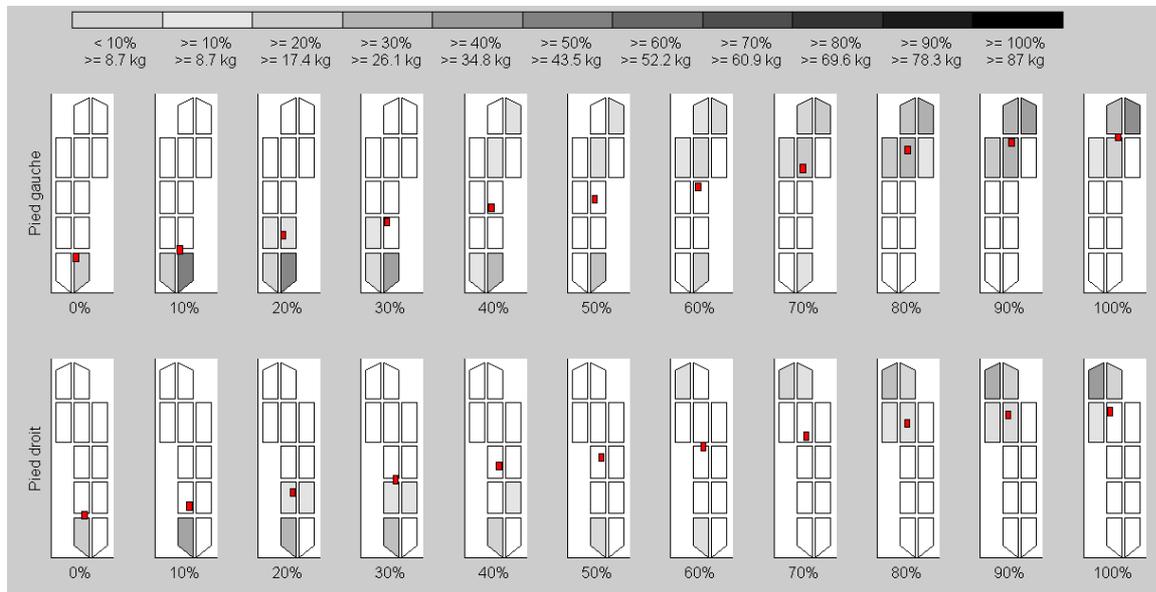
(b) Force subie par chaque capteur droit au cours de la marche complète



(c) Masse correspondant à la force de réaction verticale du sol subie par chaque pied au cours de la marche complète

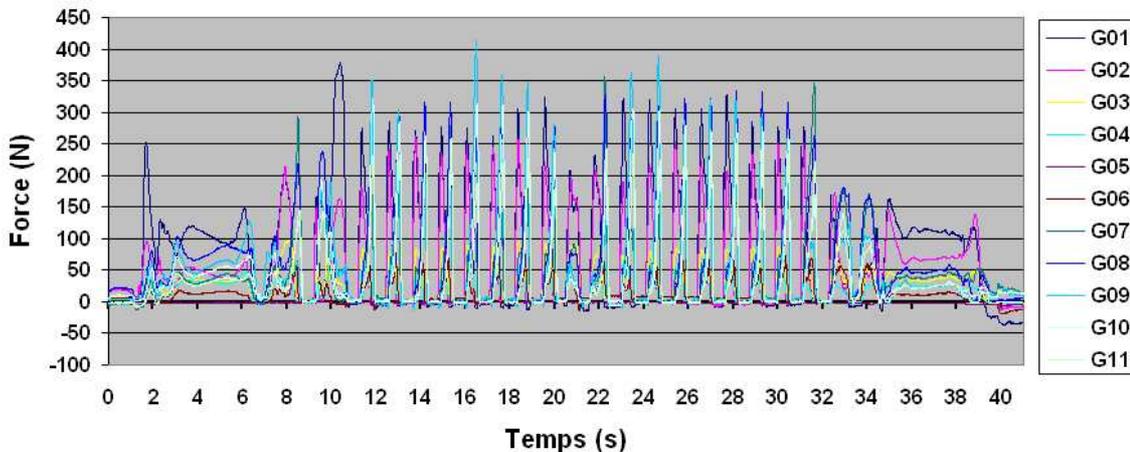


(e) Force (exprimée en pourcentage du poids total) subie par chaque capteur et par chaque pied au cours du pas moyen

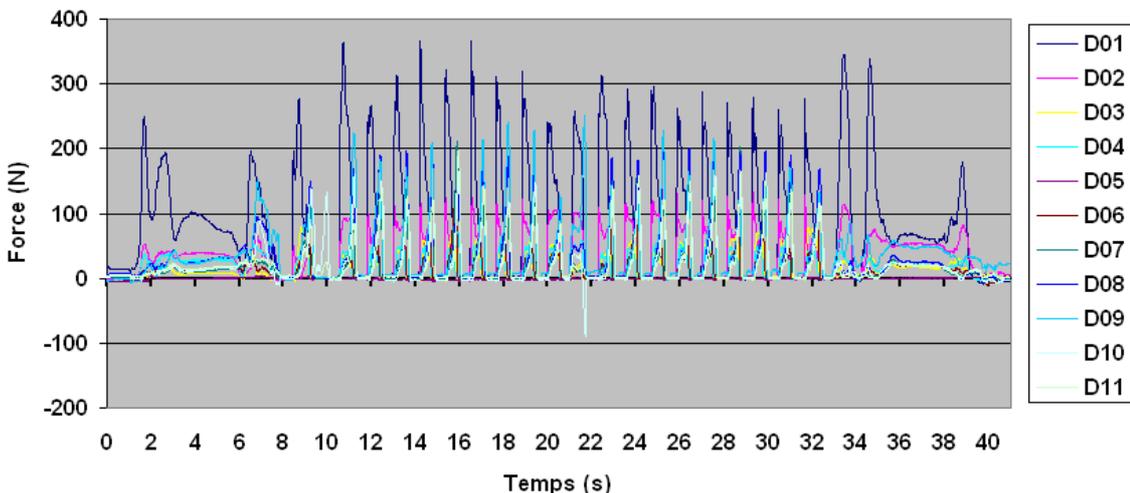


(f) Répartition des pressions plantaires au cours du pas moyen

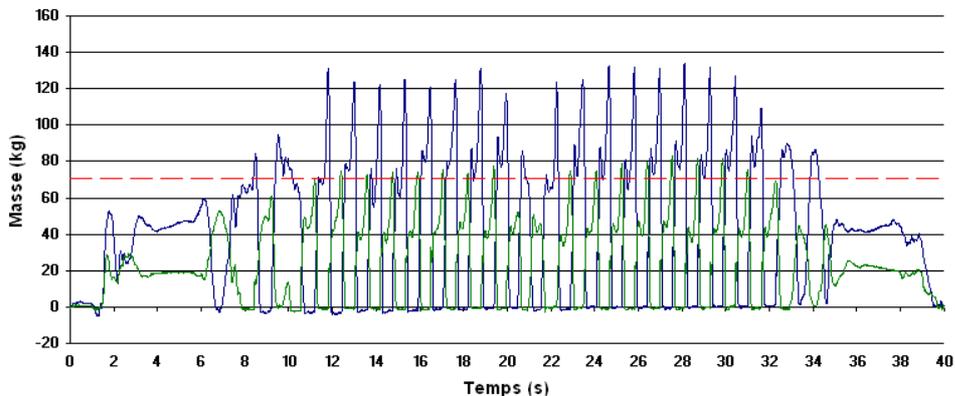
FIG. 4.15 – Mesures réalisées par le baropodomètre lors de la marche du sujet pesant 83 kg (sujet C).



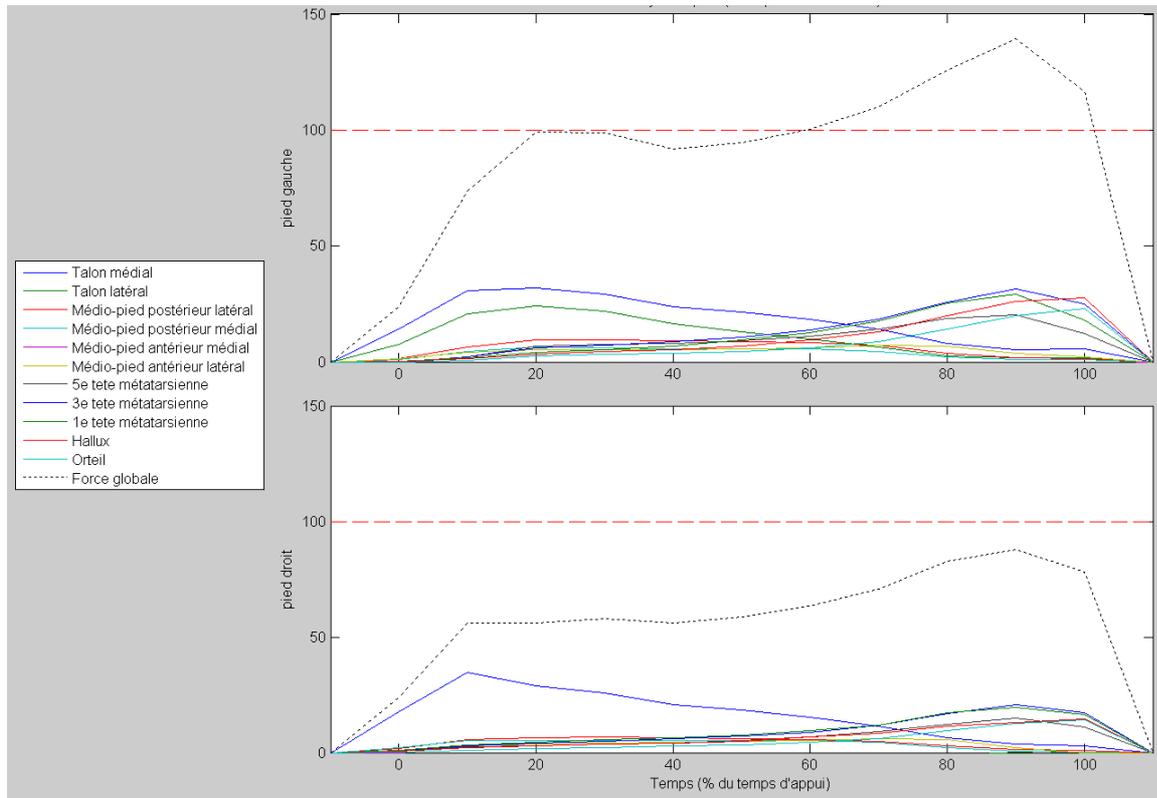
(a) Force subie par chaque capteur gauche au cours de la marche complète



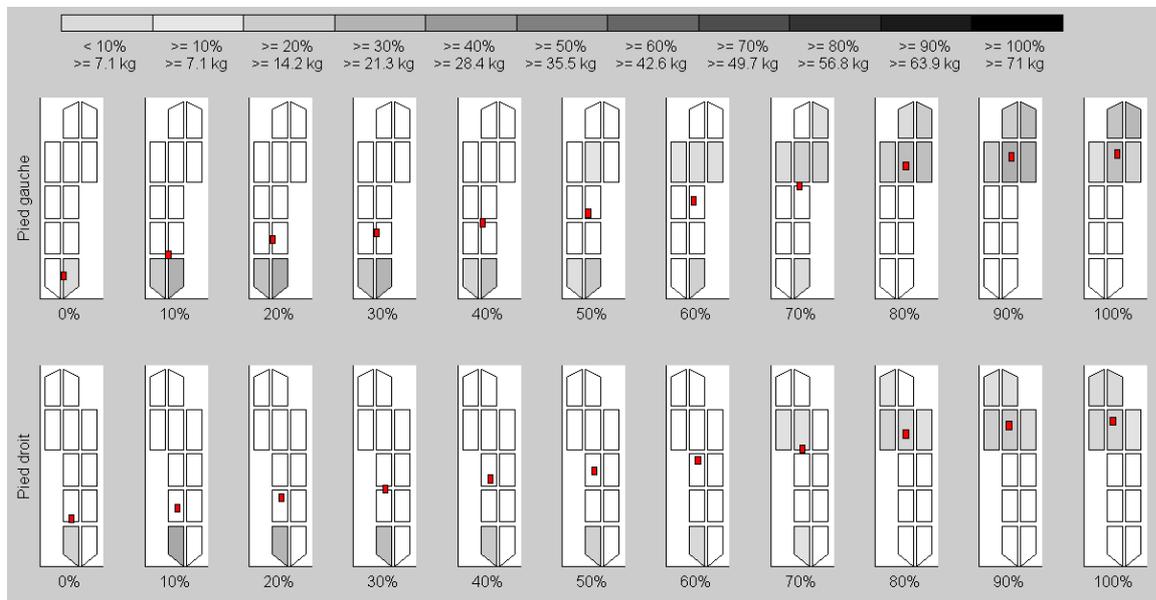
(b) Force subie par chaque capteur droit au cours de la marche complète



(c) Masse correspondant à la force de réaction verticale du sol subie par chaque pied au cours de la marche complète



(e) Force (exprimée en pourcentage du poids total) subie par chaque capteur et par chaque pied au cours du pas moyen



(f) Répartition des pressions plantaires au cours du pas moyen

FIG. 4.16 – Mesures réalisées par le baropodomètre lors de la marche du sujet pesant 67 kg (sujet D).

Discussion et conclusion

Les premières applications présentées dans le chapitre précédent confirment l'intérêt du baropodomètre dans l'analyse de l'équilibre et de la marche des patients. Le praticien prend connaissance de l'allure de la force de réaction verticale du sol et de la répartition des pressions plantaires. Ces deux observations permettent de déduire le déplacement du centre de gravité du patient sur l'axe vertical et dans le plan horizontal. Par comparaison aux normes médicales qui caractérisent la marche saine, le praticien peut alors juger de la santé locomotrice du patient. Cette comparaison est objectivée par des valeurs précises grâce auxquelles le praticien peut rendre compte à son patient, mais aussi aux organismes remboursant les frais médicaux. L'utilisation du baropodomètre apparaît intéressante aussi bien lors du diagnostic de santé, que pour prévenir de futurs traumatismes ou encore pour réaliser un suivi médical et observer le rétablissement du patient ou sa dégradation.

Bilan et critiques

Les avancées technologiques proposées dans cette étude concernent l'augmentation du nombre de capteurs équipant chaque chausson, le redimensionnement de l'anneau et la suppression du boîtier qui le contenait, le système de conditionnement et d'acquisition des signaux en sortie des ponts de jauge, le traitement des données et leur affichage (Fig. 1). Le baropodomètre peut ainsi être employé pour tout individu qu'il soit sain ou pathologique.

Limites

Le baropodomètre est actuellement utilisable pour des comparaisons inter-individus et intra-individuelles, mais la précision de sa mesure reste perfectible. Ce paramètre pourrait être amélioré en procédant à un étalonnage des capteurs avec une machine de traction adaptée aux tests en faibles charges. La relation force-déformation pour les sollicitations entre 0 et 200 N, celles pour lesquelles les erreurs de mesure sont actuellement les plus grandes, serait plus exacte.

D'autre part, une industrialisation du système permettrait un collage des jauges plus régulier et avec des outils et des conditions de température spécifiques. L'isolement de fils électriques pourrait également être garanti et la solidité des soudures renforcée, ce qui assurerait une transmission optimale du signal, en limitant voire supprimant les dérives dans le temps.

Prototype initial adapté pour la marche saine	Prototype final adapté à l'analyse de toute marche qu'elle soit saine ou pathologique
➤ 8 capteurs par chausson (chemin d'appui sain)	➤ 11 capteurs par chausson (tout chemin d'appui)
➤ anneau de 5mm de long avec 1 méplat (limite élastique = 1850N)	➤ anneau de 16mm de long avec 2 méplats (limite élastique > 6000N)
➤ boîtier métallique accueillant l'anneau (pour butée et positionnement de l'anneau)	➤ aucun boîtier : anneau fixé directement aux plaques (pour éviter les frottements parasites)
➤ quart de pont de Wheatstone (1 jauge par anneau)	➤ demi-pont de Wheatstone (2 jauges par anneau pour compensation thermique)
➤ acquisition Easyview ® (avec conditionneur maison instable)	➤ acquisition National Instrument ® (avec conditionneur intégré garanti)
➤ traitement Easyview ® + Excel ® (traitement à étapes multiples, non utilisable par le praticien)	➤ traitement Matlab ® (traitement automatisé par un programme transférable à l'utilisation clinique pour le praticien)
➤ affichage des pressions plantaires à trois instants du pas (observation de l'attaque du talon, de la phase de plein appui et de la propulsion antérieure)	➤ affichage des pressions plantaires à chaque décile du temps d'appui (observation de l'utilisation du pied quelle que soit sa cinématique)

FIG. 1 – Comparatif entre les prototypes initial et final.

Avantages

Du point de vue matériel, le prototype actuel dispose d'anneaux usinés par commande numérique donc de manière identique. Le câblage est réalisé avec des nappes de fils souples et résistantes qui accompagnent les mouvements du sujet sans les gêner. La hauteur des capteurs correspond à l'épaisseur classique d'une semelle de chaussure et ne provoque donc aucune sensation de surélévation du corps. La semelle accueillant les capteurs est la semelle d'origine du chausson : elle est donc assez souple pour permettre la cinématique naturelle du pied tout en garantissant le non contact des capteurs entre eux.

Du point de vue fonctionnel, le baropodomètre a démontré qu'il répond aux besoins des médecins : acquérir les pressions que les différentes zones du pied exercent directement sur le sol, lors de nombreux pas consécutifs, sans gêner la démarche naturelle du patient. L'analyse de la marche en contexte écologique, c'est-à-dire lors des activités quotidiennes des patients, peut dès lors être envisagée. Cet outil innovant ouvre de nouvelles perspectives pour la qualité de l'examen clinique du sujet, pour la facilité de mise en place de cet examen et pour le confort du patient et la diminution des frais médicaux liés à ces examens.

Par ailleurs, pour faciliter le stockage des résultats, une interface de gestion de dossier des patients est proposée au praticien. Un logiciel a été développé par Dahan (2006) pour permettre aux praticiens de stocker et rappeler les résultats obtenus précédemment pour un même patient (Fig. 2). L'interface de ce logiciel affiche toutes les informations civiles et médicales enregistrées pour le patient et propose de dessiner, d'enregistrer et d'imprimer les graphiques concernant une ou plusieurs zones des pieds du patient sur un ou deux graphiques. La base des données de patients est aisément gérée par le praticien puisqu'il peut directement ajouter un individu ou le supprimer ou en modifier les informations (civiles ou médicales) à volonté.

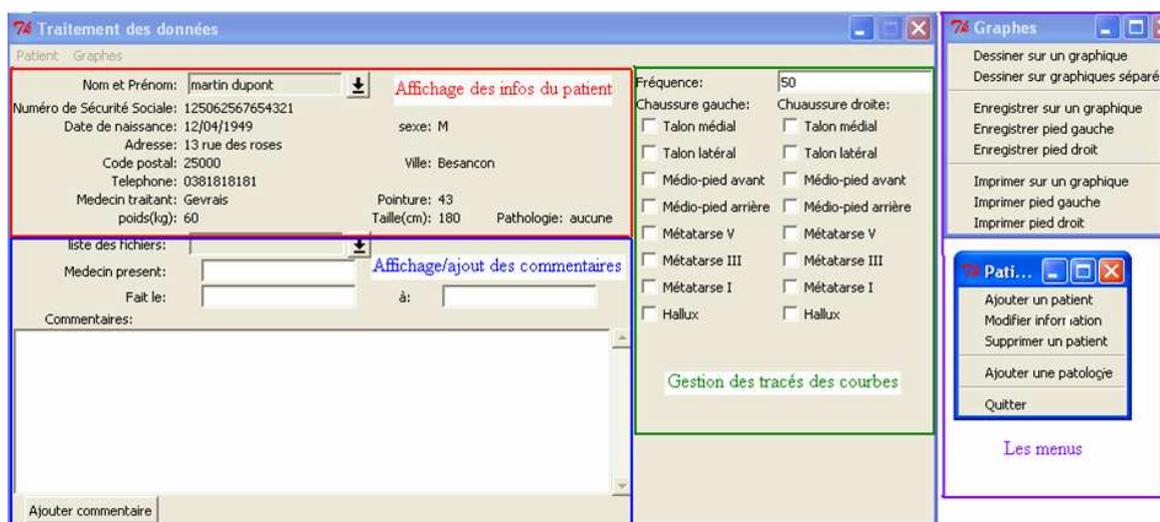


FIG. 2 – Affichage proposé pour la gestion des dossiers de patients (Dahan, 2006)

Perspectives

Les perspectives de développement de ce système baropodométrique consisterait à créer une communication sans fil entre les capteurs et l'enregistreur. Les nappes reliant les chaussons au sac-à-dos seraient ainsi éliminées et le sac-à-dos ne serait utile que lors de déplacements conséquents (avec changement de pièce par exemple) tandis qu'il pourrait être posé à proximité lors d'un déplacement dans une même pièce ou de faible distance.

Une autre idée serait d'optimiser la taille des capteurs en fonction de la pointure et du poids des populations ciblées. Par exemple, un service de pédiatrie pourrait souhaiter un chausson de petite taille équipé de plusieurs capteurs. Ces capteurs seraient à concevoir avec des dimensions moindres tout en garantissant leur résistance à une charge maximale à déterminer et une sensibilité à une charge minimale également à définir.

Ouverture

Création d'une table de référence liant pressions plantaires et pathologies

Pour simplifier encore le travail d'analyse réalisé par le médecin, il serait souhaitable qu'un logiciel exploite les résultats du baropodomètre et propose directement une liste de pathologies correspondantes. Par exemple, la possibilité d'une brièveté du gastrocnémien devrait être automatiquement indiquée au praticien si l'analyse des pressions plantaires révèle un passage rapide sur le talon et un choc d'impact fort et tôt sur l'avant-pied (Kowalski, 2000).

Pour créer une telle table de référence liant les pressions plantaires et les pathologies, il serait demandé à chaque praticien utilisant le baropodomètre d'indiquer les pathologies connues de son patient. Ces données seraient recueillies *via* Internet, puis une analyse statistique de corrélations établirait les probabilités de survenue de telle ou telle pathologie. Chaque praticien pourrait ainsi bénéficier de l'expérience de l'ensemble des utilisateurs grâce à cette table de référence mise-à-jour régulièrement.

A terme, une telle table de données permettrait d'utiliser la baropodométrie comme examen principal pour juger de la santé du système locomoteur et réduirait ainsi les dépenses financières engendrées par d'autres examens annexes, alors devenus secondaires.

Etude du lien entre pressions plantaires et pressions articulaires

En utilisant des méthodes d'analyse adaptées, que ce soit par éléments finis ou par dynamique inverse, et en ayant une connaissance détaillée du squelette de l'individu, la répartition des pressions plantaires permet d'estimer les contacts internes du corps humain entre les différentes structures osseuses et cartilagineuses. La répartition des pressions de contact dans les articulations du membre inférieur est ainsi accessible, que ce soit à l'intérieur du pied ou au niveau de la cheville, du genou et de la hanche. Établir un tel lien entre les pressions plantaires et les pressions articulaires serait une grande avancée médicale, tant concernant la prévention de l'arthrose, que l'adaptation de prothèse, ou encore la reprise d'activité post-opératoire.

L'idée serait qu'à terme, l'examen baropodométrique permettrait d'identifier la détérioration déjà existante des zones articulaires et d'estimer les risques de détériorations futures.

Autres domaines d'application

Comme nous l'avons expérimenté, le baropodomètre est utilisable pour l'analyse de l'équilibre statique et de la marche naturelle du sujet, mais bien d'autres applications peuvent être envisagées. La mesure des pressions plantaires est également intéressante lors d'une montée d'escalier, ou encore lors du passage d'une position assise à debout et inversement. Pour juger de la santé du contrôle moteur de ses patients, le praticien peut aussi observer la marche en arrière, ou faire marcher les individus sur les talons ou sur la pointe des pieds, ou encore sur le bord extérieur des pieds pour tester l'équilibre du sujet dans ces différentes conditions.

L'outil peut également intéresser les concepteurs de semelles et de chaussures, qu'elles soient médicales, de ville ou de sport, afin d'adapter les propriétés de souplesse et d'amortissement de leurs semelles en fonction de l'appui d'un individu spécifique ou d'une population ciblée.

Bibliographie

- [1] Abouaesha F. *et al.*, "Plantar soft-tissue thickness predicts high peak plantar pressure in the diabetic foot", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol. 94(1), pp. 39-42, Jan-Feb 2004.
- [2] Allard P. and Blanchi J.-P., "La biomécanique", Collection Que sais-je ?, Edition PUF, Paris, 2000.
- [3] Andriacchi T.P., Ogle J.A. and Galante J.O., "Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements", *Journal of Biomechanics*, vol. 10, pp. 261-268, 1977.
- [4] Armstrong L.E., "A biomechanical comparison of university sprinters and marathon runners", *Track Tech* vol.87, pp. 2781-2782, 1984.
- [5] Becker H.P., Rosenbaum D., Claes L. and Gerngro H., "Measurement of plantar pressure distribution during gait for diagnosis of functional lateral ankle instability", *The Fifth EMED User Meeting*, 1996.
- [6] Beely F., "Zur Mechanik des Stehens", *Archiv Für Klinische Chirurgie*, vol. 27, pp. 457-471, 1882.
- [7] Bisiaux M., "Influence of fatigue on plantar pressure distribution", *VIIth International Society of Biomechanics*, Calgary, Canada, August 8-13, 1999.
- [8] Bisiaux M., Moretto P., Lensele G. and Thévenon A., "Determination of an expected plantar pressure threshold : dimensionless approach use to reduce the variability of the plantar pressures", *Annals of readaptation and physical medicine*, vol. 46, pp. 539-544, 2003.
- [9] Bleau J., "L'évaluation de la marche", *Optimum*, vol. 5(1), pp. 1-8, 1994.
- [10] Boulton A.J.M., "Pressure and the diabetic foot : clinical science and offloading techniques", *The American Journal of Surgery*, vol. 187, pp.17S-24S, Suppl. May 2004.
- [11] Bryant J., P Tinley and KP Singer , "Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol 90(6), pp. 295-299, 2000.
- [12] Bus S.A., Ulbrecht J.S. and Cavanagh P.R., "Quantifying load transfer in therapeutic insoles", *Clinical Biomechanics*, vol. 16, pp. 827-857, 2001.
- [13] Chedevergne F., Dahan M., Burtheret A. and Parratte B., "Walking test to validate an equipped slipper for measurement of foot-to-ground pressure distribution", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 10 :1, pp. 183-184, 2007.
- [14] Chedevergne F., Dahan M. and Parratte B., "A New Mechatronical Device for Determining Human Plantar Pressure", *Mechanism and Machine Science*, *Proceeding of the 12th IFToMM World Congress*, Besançon (France), Juin 2007, p. 287, 2007.

- [15] Chedevergne F., Dahan M. and Burtheret A., "Design optimization of a dynamometric ring for a baropodometric device for natural gait analysis", Multidisciplinary Design Optimization and Applications, Proceedings of the 1st ASMDO International Conference, Besançon, France, p. 38, 2007.
- [16] Chedevergne F., Dahan M. and Parratte B., "Development of equipped slippers for doctors to record foot-to-ground plantar pressure during ecological gait", International Society for Posture and Gait Research, Proceedings of the 18th International Conference, Burlington, Vermont, USA, p. 130, 2007.
- [17] Chedevergne F., Faivre A. and Dahan M., "Development of a Mechatronical Device to Measure Plantar Pressure for Medical Prevention of Gait Issues", Mechatronics and Automation, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference, Luoyang, China, p. 928, 2006.
- [18] Craik R., "Changes in locomotion in the aging adult", In : Development of posture and gait across the lifespan, University of South Carolina Press, USA, pp. 176-201. 1989.
- [19] Cunningham D.A., Rechnitzer P.A., Pearce M.A. and Donner A.P., "Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66", Journal of Gerontology, vol.51, pp.560-564, 1982.
- [20] Dahan S., "Acquisition des données sur un PDA et mise en oeuvre de leurs traitements", rapport de troisième année de licence en informatique, 2006.
- [21] D'Amico J.C., Dinowitz H.D. and Polchaninoff M., "Limb Length Discrepancy - An Electrodynographic Analysis", Journal of the American Podiatric Medical Association, vol 75, pp. 639-43, 1985.
- [22] Delacerda F.G. and Wikoff D., "Effect of Lower Limb Asymmetry on the Kinematics of Gait", Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, vol. 3, pp. 105-107, 1982.
- [23] Delpierre Y., "Etude des adaptations locomotrices lors d'un portage dorsal chez l'adolescent", Ph. D. thesis, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, France, 2004.
- [24] Drerup B. and Wetz H.H., "Effect of walking velocity on pressure distribution in different types of therapeutic footwear", In Biomechanics of the Lower Limb in Disease and Rehabilitation, University of Salford, UK, 2001.
- [25] Dujardin F., "Etude de la marche au laboratoire, implications et perspectives cliniques", Conférences d'enseignement de la SOFCOT, vol. 62, pp. 281-298, 1997.
- [26] Dupuis P.V., "La torsion tibiale", Masson & Cie, Paris, 1951.
- [27] Elftman H., "A cinematic study of the distribution of pressure in human foot", The Anatomical Record, vol. 59(4), pp. 481-491, 1906-1995 (1934).
- [28] Faivre A., "Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse clinique de la marche", Ph.D. thesis, University of Franche-Comté, 2003.
- [29] Faivre A., Dahan M., Paratte B., Monnier G., "Instrumented shoe for pathological gait assessment", Mechanics Research Communications, vol. 31, pp. 627-632, 2004.
- [30] Faivre A., Dahan M. and Paratte B., "Instrumented shoe sole and shoe with instrumented sole", European patent EP1464281 B1, 2006.
- [31] Femery V. *et al.*, "Développement et validation d'un dispositif de bouclage bio-réactif baropodométrique : application à la décharge du pied", Proceedings of ACAPS, Toulouse, 2003.

-
- [32] Finley F.R. and Cody K.A., "Locomotive characteristics of urban pedestrians", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 51, pp. 423-426, 1970.
- [33] Gervais G., "Réalisation d'un programme d'acquisition de données sur PDA", rapport de troisième année de licence en informatique, 2005.
- [34] Gill-Body K.M., Popat R.A., Parker S.W. and Krebs D.E., "Rehabilitation of balance in two patients with cerebellar dysfunction", Physical Therapy, vol.77, pp. 534-52, 1997.
- [35] Gross T.S. and Bunch R.P., "Measurement of discrete vertical in-shoe stress with piezoelectric transducers", Journal of Biomedical Engineering, vol. 10(3), pp. 261-265, 1988.
- [36] Giacomozzi C. and Macellari V., "Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction", Rehabilitation Engineering, vol. 5(4), pp. 322-330, 1997.
- [37] Grimmer K., Williams J. and Gill T.K., "The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features", Spine, vol. 24, pp. 2262-2267, 1999.
- [38] Grundy M.R., Tosh P.A., McLeish R.D. and Smidt L., "An investigation of the centres of pressure under the foot while walking", Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 57, pp. 98-103, 1975.
- [39] Hagman F., "Can Plantar Pressure Predict Foot Motion", Ph.D. thesis, Technical University of Eindhoven, Netherland, 2005.
- [40] Hamill J., "Evaluation os shock attenuation", Proceedings of the Fourth Symposium of Footwear Biomechanics, 1999.
- [41] Hamill J., Bates B.T. and Knutzen K.M., "Ground reaction force symmetry during walking and running", Research Quarterly for Exercise and Sport, vol. 55, pp. 289-93, 1984.
- [42] Haumont T., "Analyse quantifiée de la marche et pied bot en fin de croissance", AFCP, Nov. 2003.
- [43] Hennig E.M. and Milani T. L., "The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading", Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, May Jun 1993, vol. 131(3), pp. 279-284, 1993.
- [44] Hennig E. M. and Milani T. L., "In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear", Journal of Applied Biomechanics, vol. 11(3), pp. 299-310, 1995.
- [45] Herzog W. *et al.*, "Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait", Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 21, pp. 110-114, 1989.
- [46] Holt K.G. *et al.*, "Modulation of force transmission to the head while carrying a backpack load at different walking speeds", Journal of Biomechanics, vol. 38, pp. 1621-1628, 2005.
- [47] Hosein R. and Lord M., "A study of in-shoe plantar shear in normals", Clinical Biomechanics, vol. 15 (1), pp. 46-53, 2000.
- [48] Hughes J., Clark P., Linge K. and Klenerman L., "A laser plantar pressure sensor for the diabetic foot", Medical Engineering and Physics, vol. 22, pp. 149-54, 1993.
- [49] Kaufman K.R., Miller L.S. and Sutherland D.H., "Gait asymmetry in patients with limb-length inequality", Journal of Pediatric Orthopedics, vol. 16, pp. 144-50, 1996.
- [50] Kirtley C. and Tong K., "Insole gyro system for gait analysis", Proceedings of the RESNA Annual Conference, 2000.

- [51] Kogler G.F. and Shorten M.R., "Plantar pressure distribution during gait in a subject without adipose tissue in the heel and ball of the foot", in Proc. of the 5th Symp. on Footwear Biomechanics, Zuerich, Switzerland, Eds. E. Hennig, A. Stacoff, pp. 56-57, 2001.
- [52] Kowalski C., "Petit livre rouge du pied", 2000.
- [53] Kowalski C., "La fasciite plantaire : expression de la brièveté du système suro-plantaire", Médecine et Chirurgie du Pied, vol. 18(2), pp. 51-100, 2002.
- [54] Lavery L.A. *et al.*, "Reducing plantar pressure in the neuropathic foot : a comparaison of footwear", Diabetes Care, vol. 20, pp. 1706-1710, 1997.
- [55] Lampe R., "Influence of orthopaedic technical aid on the kinematics and kinetics of the knee joint", Brain and Development, vol. 26, pp. 219-226, 2004.
- [56] Leber C. and Evanski P.M., "A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief", Prosthet. Orthot. Int., vol. 10(3), pp. 135-138, Dec. 1986.
- [57] Le Goer J.L. and Avril J., "Capteurs a jauges extensiométriques", Techniques de l'ingénieur, Mesures mécaniques et dimensionnelle, vol. RD2, Apr. 1992.
- [58] Lord M., "Foot pressure measurement : a review of methodology", Journal of Biomedical Engineering, vol. 3, pp. 91-9, 1981.
- [59] Marey E.J., "La machine animale : locomotion terrestre et aérienne", Librairie Germer Baillère, Paris, 1873.
- [60] Martin P.E. and Morgan D.W., "Biomechanical considerations for economical walking and running", Medicine and Science in Sport and Exercise, vol.24(4), pp. 467-474, 1991.
- [61] Masson E.A., "Abnormal foot pressures alone may not cause ulceration", Diabetic Medicine, vol. 6, pp. 426-428, 1989.
- [62] McPoil Jr T.G., Adrian M. and Pidcoe P., "Effects of foot orthoses on center-of-pressure patterns in women" Physical Therapy, vol. 69, pp. 149-154, 1989.
- [63] McPoil, T.G. and Cornwall M.W., "Relationship between Rearfoot Motion and Plantar Pressure Surface Loading of the Foot during Walking", 2nd Emed Users Meeting Proceedings, European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 2(4), supplement No. 1, pp. 22-26, 1992.
- [64] Meyring S., Diehl R.R, Milani T.L., Hennig E.M. and Betlit P., "Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients", Clinical Biomechanics, vol. 12(1), pp. 60-65, 1997.
- [65] Miyazaki S. and Iwakura H., "New instrumented-shoes for use in clinical assessment of pathological gait", Reports of the Institute for Medical and Dental Engineering, vol. 11, pp. 67-75, 1977.
- [66] Miyazaki S., Takeuchi T., Iwakura H. and Kubota T., "Data processing of vertical foot forces for the clinical assesment of pathological gait", Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 21, pp. 664-673, 1983.
- [67] Miyazaki S. *et al.*, "Portable limb-load monitor utilizing a thin capacitive transducer", Journal of Biomedical Engineering, vol. 8(1), pp. 67-71, Jan 1986.
- [68] Molen N. H. and Boon W., "Measurement of momentary velocity in a study of human gait", Journal of Biomechanics, vol. 5(3), May 1972, pp. 273-274, 1972.
- [69] Murray M.P., Seireg A.A. and Sepic S.B., "Normal postural stability and steadiness : quantitative assessment", Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 57, pp. 510-516, 1975.

-
- [70] Nilsson J. and Thorstensson A., "Ground reaction forces at different speeds of human walking and running", *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 136, pp. 217-27, 1989.
- [71] Nyska M. *et al.*, "Effect of the shoe on plantar foot pressures", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 66(1), pp.53-56, Feb 1995.
- [72] Patky Z. *et al.*, "A new ambulatory foot pressure device for patients with sensory impairments. A system for continuous measurement of plantar pressure and feed-back alarm", *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1135-1138, 2000.
- [73] Perttunen J., "Foot loading in normal and pathological walking", Ph.D. thesis, University of Jyväskylä, Finland, 2002.
- [74] Perry J., "Gait Analysis. Normal and Pathological Gait", SLACK Incorporated, Thorfare, USA, 1992.
- [75] Ranu H.S., "Miniature load cells for the measurement of foot-ground reaction forces and centre of foot pressure during gait", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 8, 1986.
- [76] Reinschmitd C., Nigg B.M. and Hamilton G.G., "Influence of activity on plantar force distribution", *Clinical Biomechanics*, vol.9, pp.130-132, 1994.
- [77] Rodano R. and Santambrogio G.C., "Walking symmetry at different step frequencies : An analysis based on the ground reaction force processing." In *Biomechanics XI*, Los Angeles, USA, UCLA Abstract 299, 1989.
- [78] Sanfilippo P.B., Stess R.M. and Moss K.M., "Dynamic plantar pressure analysis. Comparing common insole materials", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol 82, pp. 507-13, 1992.
- [79] Sarnow M.R., Veves A., Giurini J.M., Rosenblum B.I., Chrzan J.S. and Habershaw G.M., "In-shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at risk feet and in healthy subjects", *Diabetes Care*, vol. 17, pp. 1002-1006, 1994.
- [80] Sato H. and Ishizu K., "Gait patterns of Japanese pedestrians", *Journal of Human Ergology*, vol. 19, pp. 13-22, 1991.
- [81] Schaff and Cavanagh, "Shoes for the insensitive foot : the effect of a 'rocker bottom' shoe modification on plantar pressure distribution", *Foot and Ankle*, vol. 11(3), pp. 129-40, Dec. 1990.
- [82] Schuit D., Adrian M. and Pidcoe P., "Effects of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural leg-length discrepancies", *Physical Therapy*, vol. 69, pp. 663-70, 1989.
- [83] Selby-Silverstein L., "The effect of neutral position foot orthoses on gait of children with down syndrome", Ph.D. Dissertation, Hahnemann University, USA, 1993.
- [84] Song J., Hillstrom H.J., Secord D. and Levitt J., "Foot type biomechanics : comparison of planus and rectus foot types", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol. 86, pp. 16-23, 1996.
- [85] Stanford C.F., Francis P.R. and Chambers H.G., "The effects of backpack loads on pelvis and upper body kinematics of the adolescent female during gait", *Gait and Clinical Movement Analysis Society*, 2002.
- [86] Thevenon A., projet "Marche 3D - analyse de la marche pathologique - apport des données mécaniques et baropodométriques", Institut Régional de Recherche sur le Handicap, 1998.
- [87] Toullec E. and Barouk L.S., "Intérêt de la baropodométrie dans l'analyse du pied plat valgus et de son traitement chirurgical", *Journée d'Hiver SFMCP*, Dec 2002.

- [88] Vaughan C.L., Du Toit L.L. and Roffey M., "Speed of walking and forces acting on the feet". In Biomechanics X-A., National Board of Occupational Safety and Health, pp. 349-53, 1987.
- [89] Vaughan C.L., Davis B.L. and O'Connor J.C., "Dynamics of Human Gait", second edition, Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa, 1999.
- [90] Viel E., "La marche humaine, la course et le saut", Paris, Masson, 2000.
- [91] Watelain E., "Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement : application à la marche du sujet hémiparétique", thèse de doctorat, Université de Lille 2, France, 1999.
- [92] Wang C.Y., "The Development of A PDA-based Plantar Pressures Acquisition System", Electronic Theses and Dissertations, Chung Yuan Christian University, Taiwan, 2002.
- [93] Winter D.A., "The biomechanics and motor control of human gait : Normal, elderly and pathological", second edition, University of Waterloo Press, Canada, 1991.
- [94] Whittle M.W., "Gait analysis. An introduction", second edition, Editions Butterworth heinemann, Oxford, p. 248, 1996.
- [95] Yuancheng J., Winter D.A., Ishac M.G. and Gilchrist L., "Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait", Gait and Posture, vol. 1, pp. 9-22, 1993.
- [96] Zhang L., "Validation Expérimentale d'une Chaussure Instrumentée pour l'Analyse de la Marche", Master Thesis, Université de Franche-Comté, France, 2003.
- [97] Zatsiorsky V.M., Werner S.L. and Kaimin M.A., "Basic kinematics of walking. Step length and step frequency. A review.", Journal of Sports Medicine Physiology and Fitness, vol. 34(2), pp. 109 :134, Jun 1994.

Table des figures

1.1	Premier outil baropodométrique par E.J. Marey	3
1.2	Phases de la marche d'après Perttunen	5
1.3	Phases de la marche d'après Watelain	6
1.4	Localisation des triangles mécaniques de la voûte plantaire.	7
1.5	Répartition des contacts plantaires en marche saine selon Perry	7
1.6	Les trois bascules du membre inférieur en marche saine selon Perry	8
1.7	Trajectoire du centre des pressions lors de la marche saine selon Allard	9
1.8	Force de réaction verticale du sol lors de la marche saine	10
1.9	Symétrie des empreintes dynamique lors de la marche saine selon Perttunen	11
1.10	Pressions plantaires dynamiques d'un sujet hémiparétique selon Meyring	14
1.11	Pressions plantaires dynamiques après opération du tibia selon Perttunen	15
1.12	Pressions plantaires dynamiques d'un sujet lipodystrophique selon Kogler	15
1.13	Force de réaction verticale du sol d'un sujet hémiparétique selon Lampe	16
1.14	Force de réaction verticale du sol et brièveté du gastrocnémien selon Kowalski	17
1.15	Force moyenne de réaction verticale du sol après épiphyséodésie selon Perttunen	18
1.16	Pressions plantaires après allongement intramédullaire selon Perttunen	18
1.17	Les plates-formes de force	20
1.18	Le tapis dynamométrique ADAL ®	20
1.19	Le podographe	21
1.20	Le tapis baropodométrique F-mat	22
1.21	Les semelles baropodométriques	23
1.22	Les capteurs libres	25
1.23	La chaussure équipée de Ranu	25
1.24	La chaussure Smart sole par Kirtley	26
1.25	La chaussure équipée de Asphahani	26
1.26	Comparatifs des différentes technologies baropodométriques.	28
2.1	Diagramme pieuvre de conception du baropodomètre	30
2.2	Photo du prototype initial	31
2.3	Chausson du prototype initial	31
2.4	Dimensions de l'anneau dynamométrique initial	33
2.5	Jauge de déformation et montage en quart de pont	33
2.6	Dimensions et intérieur d'un boîtier INTAB PC LOGGER ®.	34
2.7	Coefficient d'étalonnage des capteurs initiaux par Faivre	34
2.8	Traitement des données réalisé par Faivre	36
2.9	Affichage de la répartition des pressions plantaires par Faivre	36
2.10	Affichage de la force de réaction verticale du sol par Faivre	37
2.11	Interface de gestion des patients par Zhang	37

2.12	Force enregistrée par chaque capteur pour le pas moyen d'un individu sain . . .	39
2.13	Contrainte verticale maximale subie par l'anneau initial	40
2.14	Courbe force-déformation lors de l'écrasement d'un anneau initial	40
2.15	Contrainte et déformation verticales dans l'anneau initial	41
2.16	Machine de traction permettant les tests mécaniques sur les capteurs.	43
2.17	Courbe déformation-force des capteurs initiaux	43
2.18	Comportement mécanique de tout matériau	43
2.19	Courbe déformation-force à chaque étape d'assemblage du capteur initial . . .	44
2.20	Courbe déformation-force avant et après démontage d'un capteur initial	45
2.21	Coefficient déformation-force d'un anneau initial lors de différents essais	46
3.1	Nouvel assemblage du capteur sans boîtier	50
3.2	Contrainte verticale maximale subie par le nouvel anneau	51
3.3	Répartition de la contrainte verticale dans le nouvel anneau	52
3.4	Comportement mécanique du nouvel anneau de 0 à 6000 N	53
3.5	Composantes de la force de réaction du sol	54
3.6	Dimensions du nouvel anneau.	54
3.7	Assemblage et emplacement des nouveaux capteurs dans le chausson.	55
3.8	Matériel d'acquisition pour la solution avec PDA	56
3.9	Chaîne d'acquisition avec le PDA pour une chaussure.	57
3.10	Interfaces créées pour l'acquisition par PDA	57
3.11	Système de conditionnement et d'acquisition National Instrument ®	59
3.12	Programme LabView ® pour acquérir et afficher les déformations des capteurs	60
3.13	Jauges de déformation et montage en demi-pont	61
3.14	Paramètres de conditionnement et d'acquisition des capteurs	62
3.15	Ajustement d'offset par LabView ®	62
3.16	Validation des résultats acquis par le système National Instrument ®	63
3.17	Ensemble du nouveau système embarqué par le patient	63
3.18	Stabilité des nouveaux capteurs	64
3.19	Dérive maximale des nouveaux capteurs du chausson gauche	64
3.20	Dérive maximale des nouveaux capteurs du chausson droit	65
3.21	Relation déformation-force lors de neuf démontages	65
3.22	Répétitivité du coefficient déformation-force lors de neuf démontages	66
3.23	Influence de la vitesse de charge lors de l'étalonnage	66
3.24	Courbe force et déformation au cours du temps lors de l'étalonnage	67
3.25	Courbe déformation-force lors d'un étalonnage	68
3.26	Ecart des valeurs de déformation pour les faibles charges	68
3.27	Courbe d'étalonnage des capteurs du chausson gauche	69
3.28	Courbe d'étalonnage du capteur G07	70
3.29	Force estimée par les différents polynômes d'approximation de G07	71
3.30	Rapport d'estimation pour les différents polynômes d'approximation de G07 . .	71
3.31	Erreur d'estimation par les différents polynômes d'approximation de G07 . . .	72
3.32	Écart d'estimation avec le polynôme d'approximation de degré 6 de G07 . . .	73
3.33	Écart d'estimation avec les différents polynômes d'approximation de G07 . . .	73
3.34	Amplitude des valeurs de force lors de l'étalonnage de G07	74
3.35	Courbe d'étalonnage de G04	74
3.36	Force estimée par les différents polynômes d'approximation de G04	75
3.37	Erreur d'estimation par les différents polynômes d'approximation de G04 . . .	76

3.38	Étalonnage au 6e degré des 22 capteurs	77
3.39	Protocole de validation de l'étalonnage avec des poids inertes	78
3.40	Pesée inerte par le chausson gauche	80
3.41	Pesée inerte par le chausson droit	81
3.42	Photo du prototype final	82
4.1	Présentation des participants	83
4.2	Protocole d'une pesée bipodale	84
4.3	Résultats de la pesée bipodale du sujet A	86
4.4	Protocole du test de stabilité monopodale	87
4.5	Observation de l'instabilité monopodale du sujet B	89
4.6	Observation de l'instabilité monopodale du sujet C	90
4.7	Observation de l'instabilité monopodale du sujet D	91
4.8	Observation du rythme de marche	94
4.9	Observation de la force de réaction verticale lors du pas moyen	95
4.10	Observation de la répartition des pressions plantaires lors du pas moyen	96
4.11	Protocole de marche	97
4.12	Force mesurée et masse calculée lors d'une marche saine du sujet A	98
4.13	Force calculée pour chaque capteur lors de la marche du sujet A	99
4.14	Répartition des pressions plantaires lors de la marche du sujet A	99
4.14	Résultats obtenus lors de la marche du sujet B	102
4.15	Résultats obtenus lors de la marche du sujet C	104
4.16	Résultats obtenus lors de la marche du sujet C	106
1	Comparatif entre les prototypes initial et final.	108
2	Affichage proposé pour la gestion des dossiers de patients (Dahan, 2006)	109
1	Noms des zones plantaires du pied	123
1	Projection de la force de réaction du sol sur l'axe vertical	125
1	Localisation et numérotation des 22 capteurs	127
2	Fiche technique du capteur G01	128
3	Fiche technique du capteur G02	129
4	Fiche technique du capteur G03	130
5	Fiche technique du capteur G04	131
6	Fiche technique du capteur G05	132
7	Fiche technique du capteur G06	133
8	Fiche technique du capteur G07	134
9	Fiche technique du capteur G08	135
10	Fiche technique du capteur G09	136
11	Fiche technique du capteur G10	137
12	Fiche technique du capteur G11	138
13	Fiche technique du capteur D01	139
14	Fiche technique du capteur D02	140
15	Fiche technique du capteur D03	141
16	Fiche technique du capteur D04	142
17	Fiche technique du capteur D05	143
18	Fiche technique du capteur D06	144

19	Fiche technique du capteur D07	145
20	Fiche technique du capteur D08	146
21	Fiche technique du capteur D09	147
22	Fiche technique du capteur D10	148
23	Fiche technique du capteur D11	149

Annexe A - Désignation des zones de la plante du pied



FIG. 1 – Noms des zones plantaires du pied en vue de dessous.

Annexe B - Obtention de la composante verticale de la force de réaction

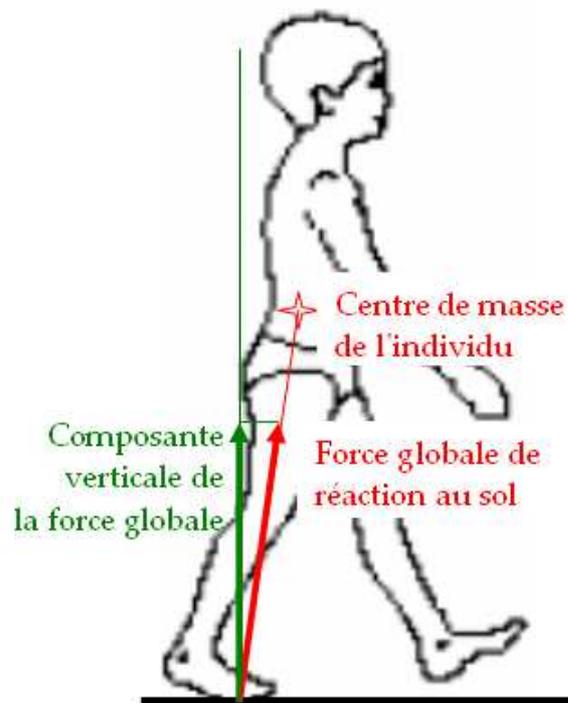


FIG. 1 – Obtention de la composante verticale de la force globale de réaction du sol créée par le pied d'appui.

Annexe C - Fiche technique de chaque capteur

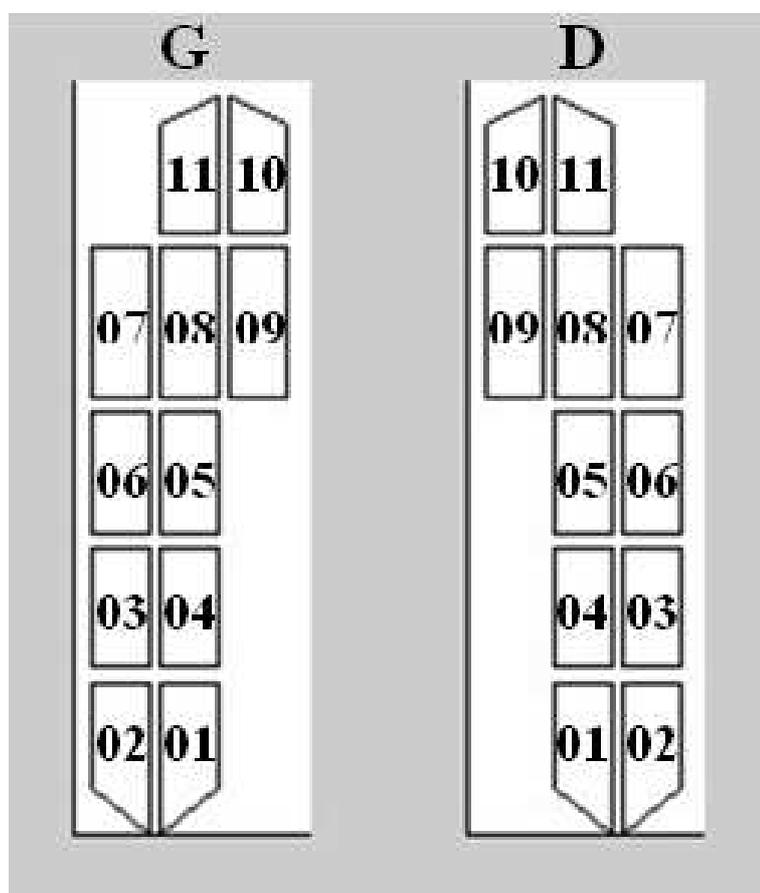
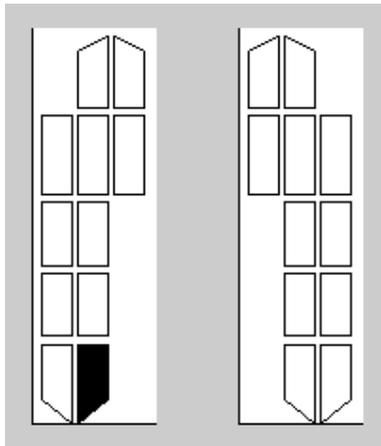
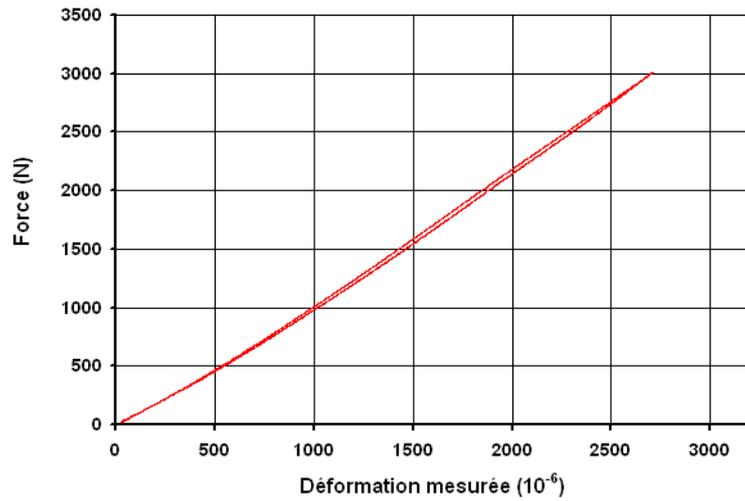


FIG. 1 – Localisation et numérotation des 22 capteurs (vue de dessus).

Capteur G01

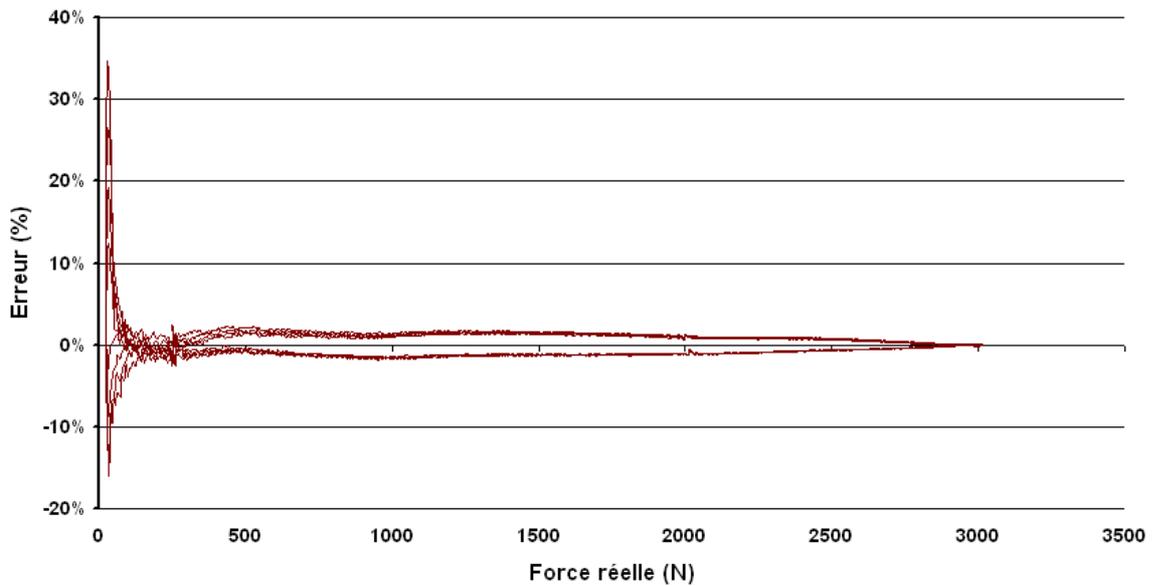


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

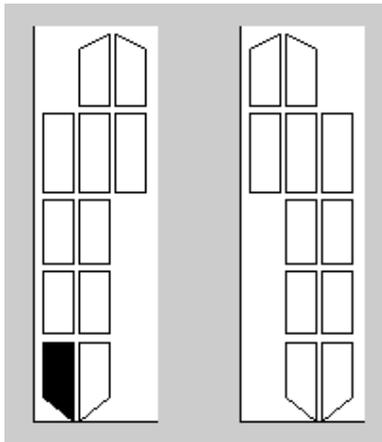
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 8.44795E-18x^6 - 6.19440E-14x^5 + 1.71224E-10x^4 - 2.53361E-07x^3 + 3.18318E-04x^2 + 8.07520E-01x$$



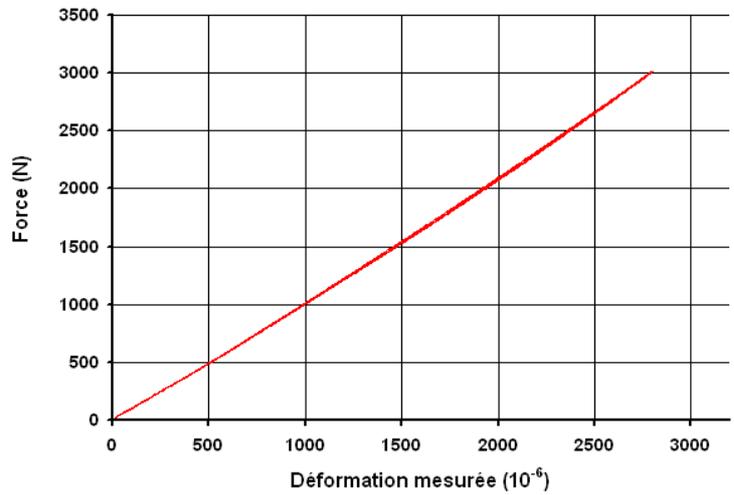
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 2 – Fiche technique du capteur.

Capteur G02



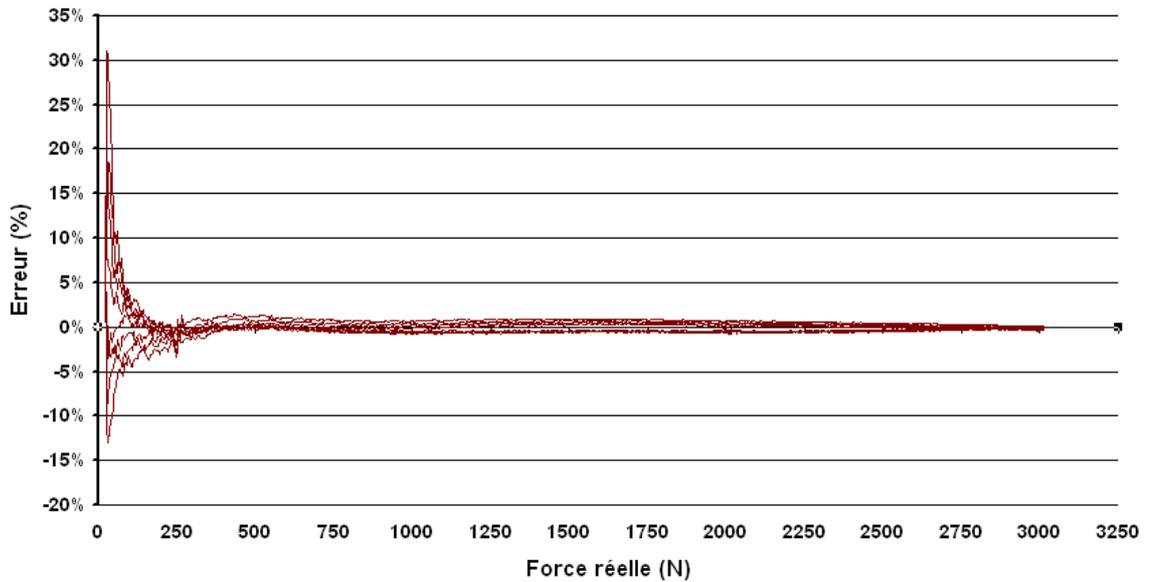
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

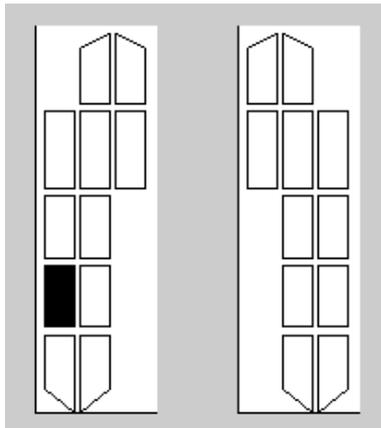
$$y = -2.64566E-18x^6 + 1.78219E-14x^5 - 3.44360E-11x^4 - 1.30672E-10x^3 + 9.47656E-05x^2 + 9.24277E-01x$$



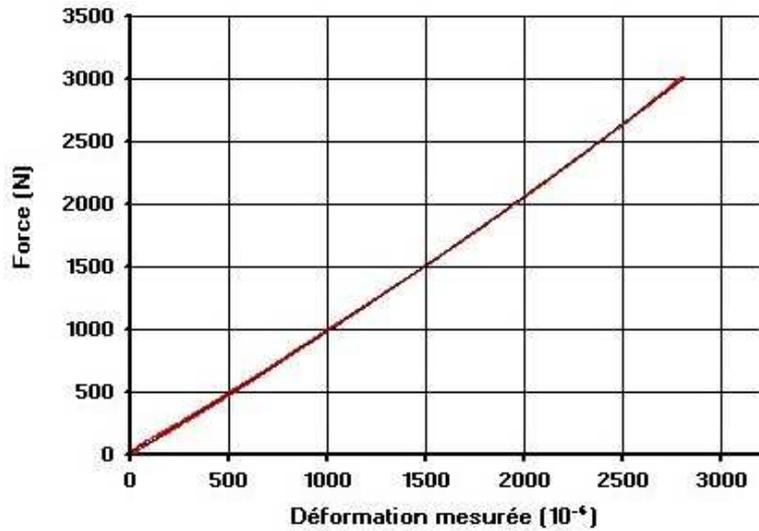
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 3 – Fiche technique du capteur.

Capteur G03



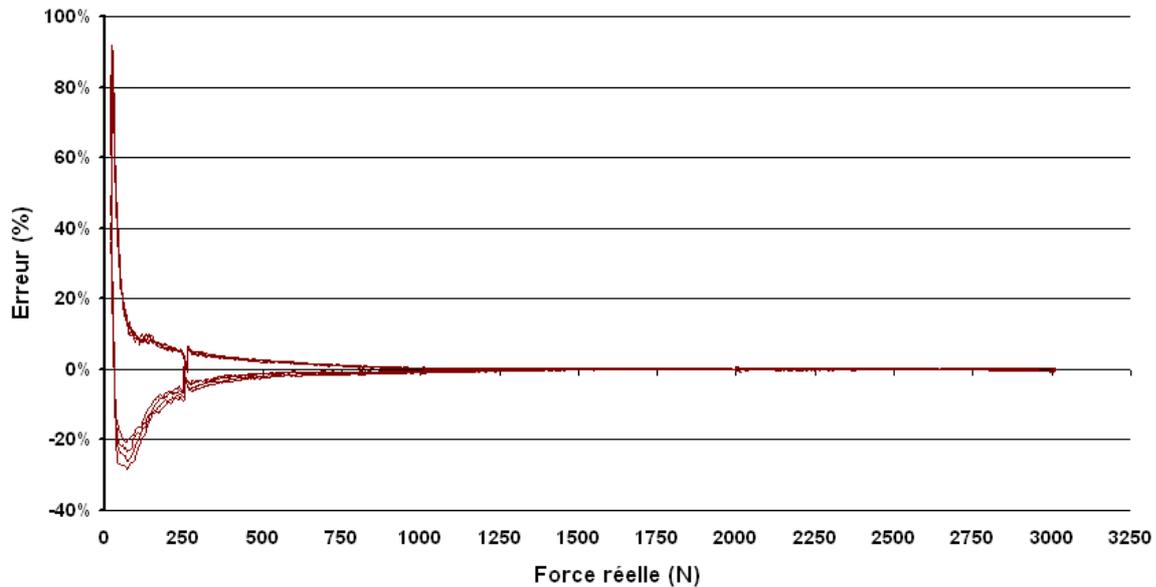
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

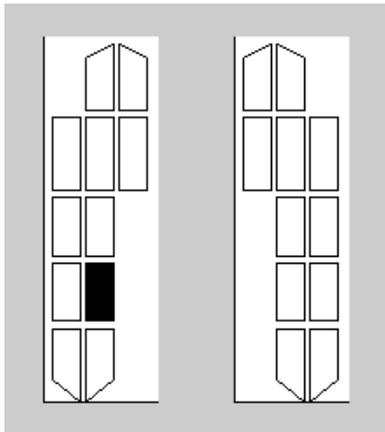
$$y = 2.25796E-19x^6 - 6.37708E-15x^5 + 4.03088E-11x^4 - 9.98475E-08x^3 + 1.54317E-04x^2 + 8.84285E-01x$$



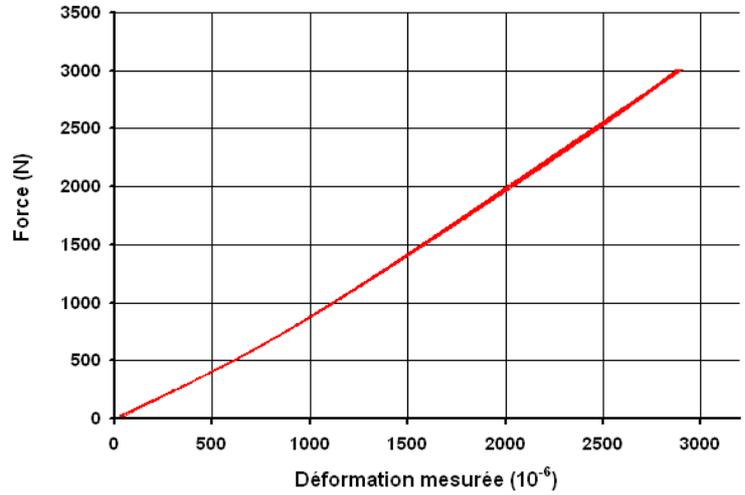
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 4 – Fiche technique du capteur.

Capteur G04



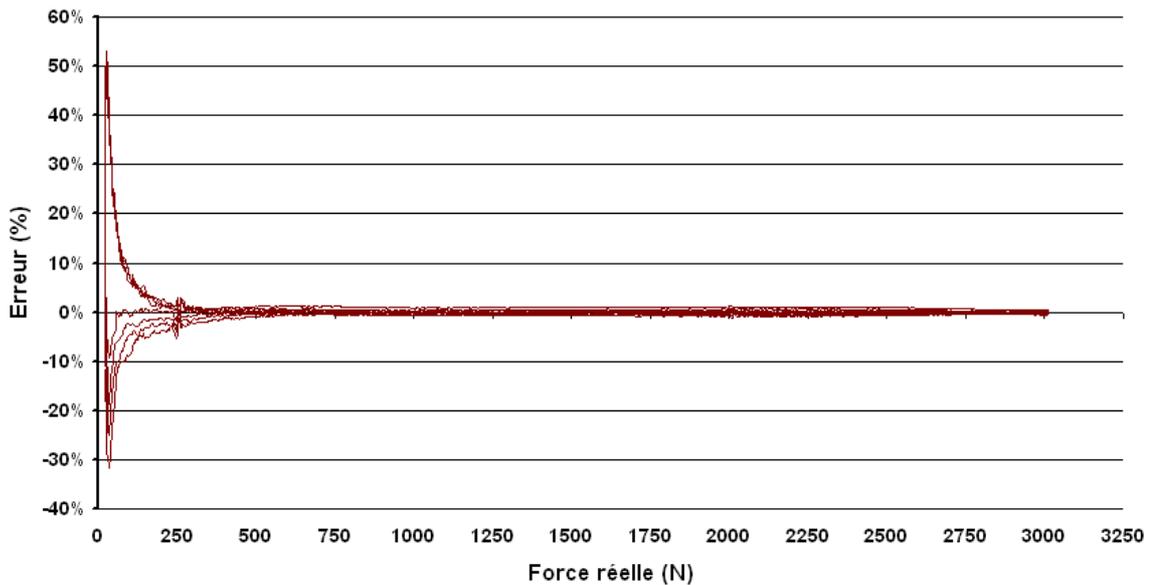
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

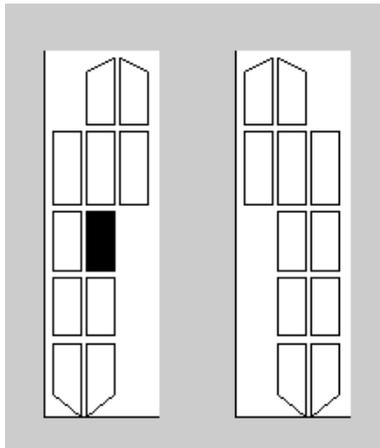
$$y = -5.63427E-18x^6 + 5.83683E-14x^5 - 2.25528E-10x^4 + 3.75414E-07x^3 - 1.40644E-04x^2 + 8.20896E-01x$$



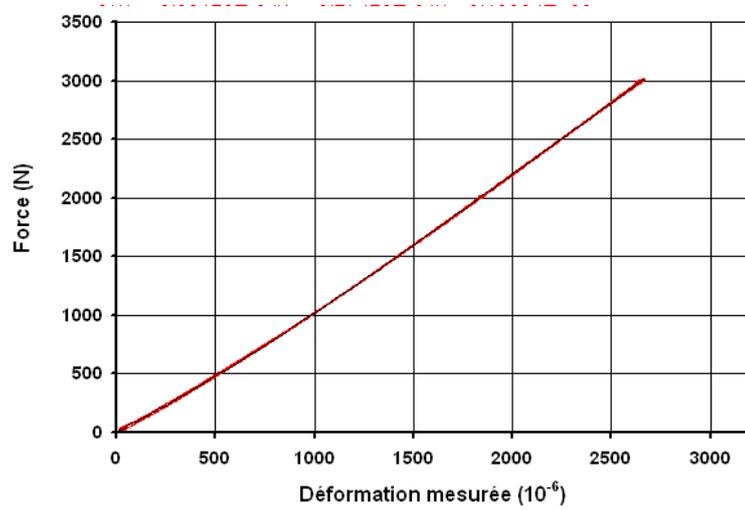
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 5 – Fiche technique du capteur.

Capteur G05

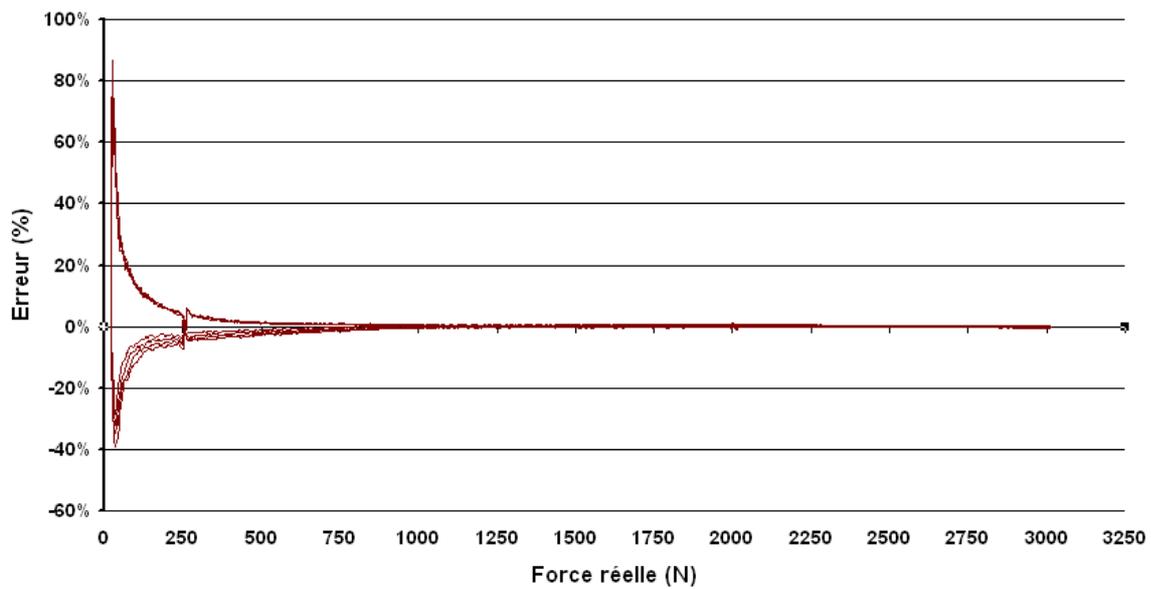


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

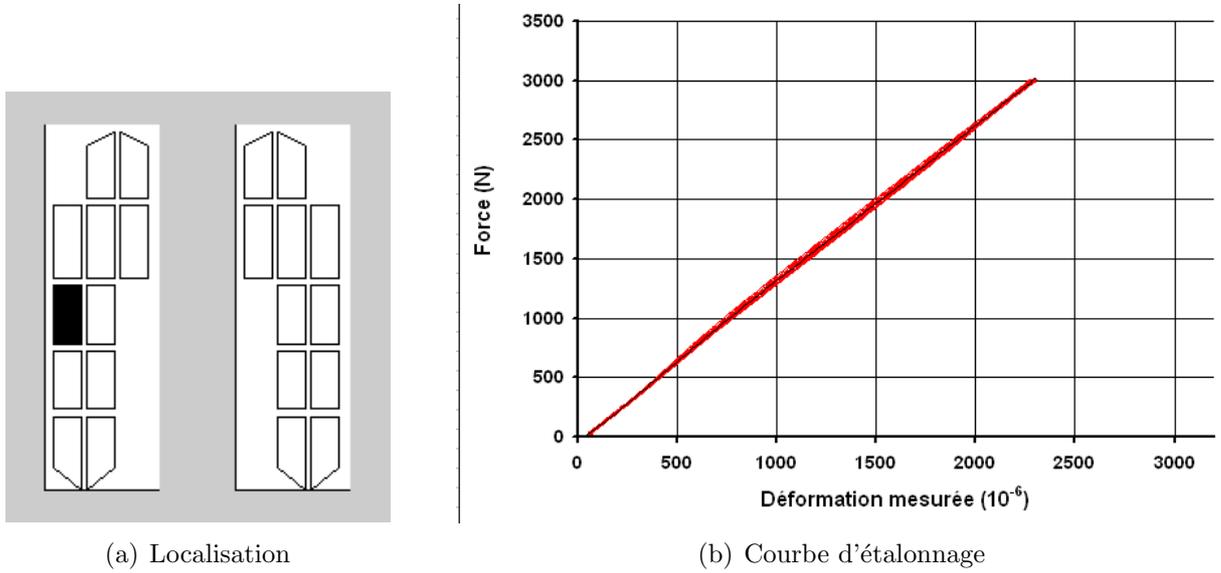
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 7.82484E-18x^6 - 6.30849E-14x^5 + 1.94145E-10x^4 - 3.07595E-07x^3 + 3.53123E-04x^2 + 8.27428E-01x$$



(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 6 – Fiche technique du capteur.

Capteur G06



Polynôme d'approximation de degré 6 :
 $y = 2.89467E-17x^6 - 2.53464E-13x^5 + 8.60636E-10x^4 - 1.39126E-06x^3 + 1.02968E-03x^2 + 1.07633E+00x$

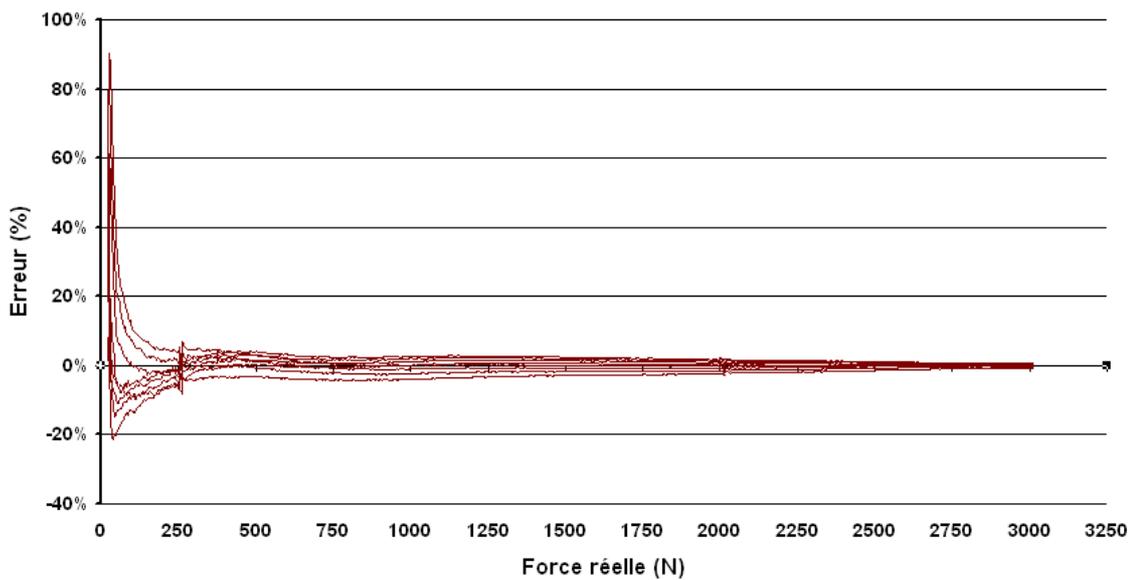
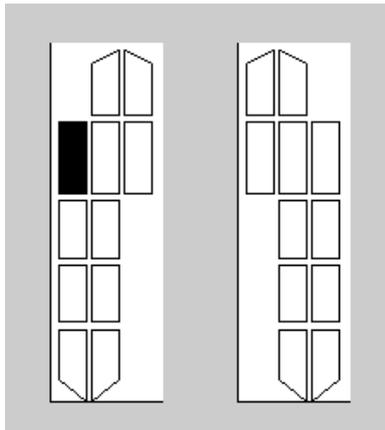
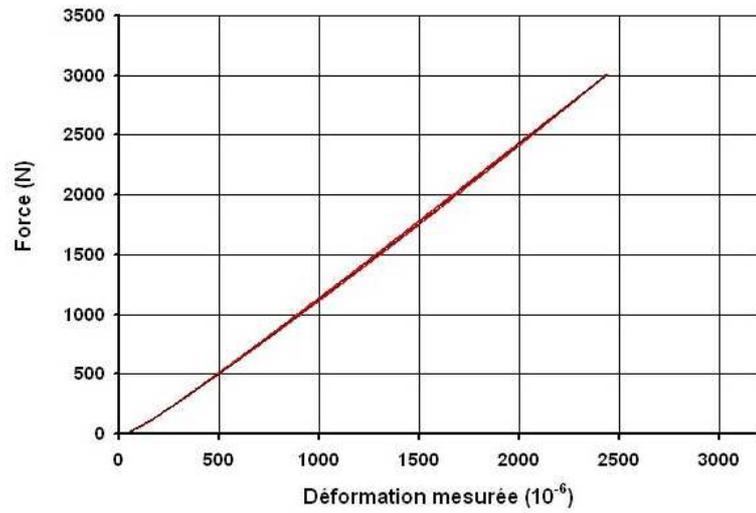


FIG. 7 – Fiche technique du capteur.

Capteur G07



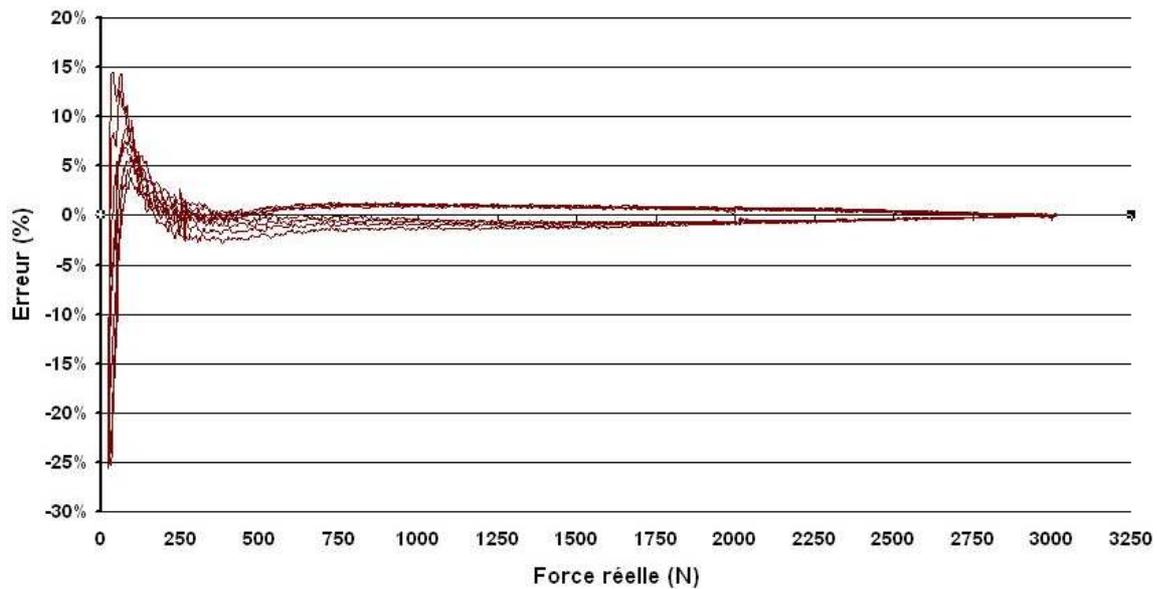
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

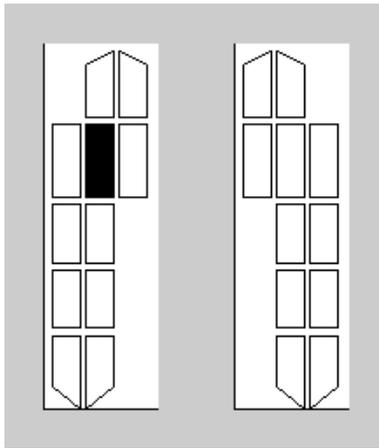
$$y = 2.14457E-17x^6 - 1.78736E-13x^5 + 5.84970E-10x^4 - 9.63323E-07x^3 + 8.83578E-04x^2 + 8.07384E-01x$$



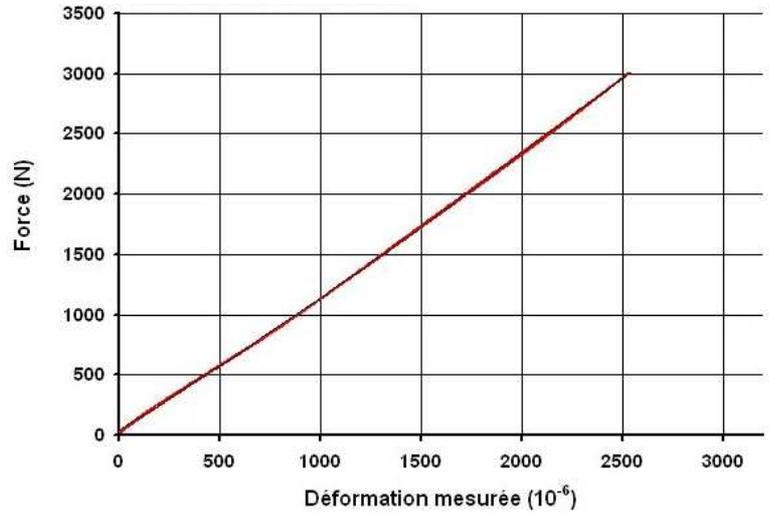
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 8 – Fiche technique du capteur.

Capteur G08



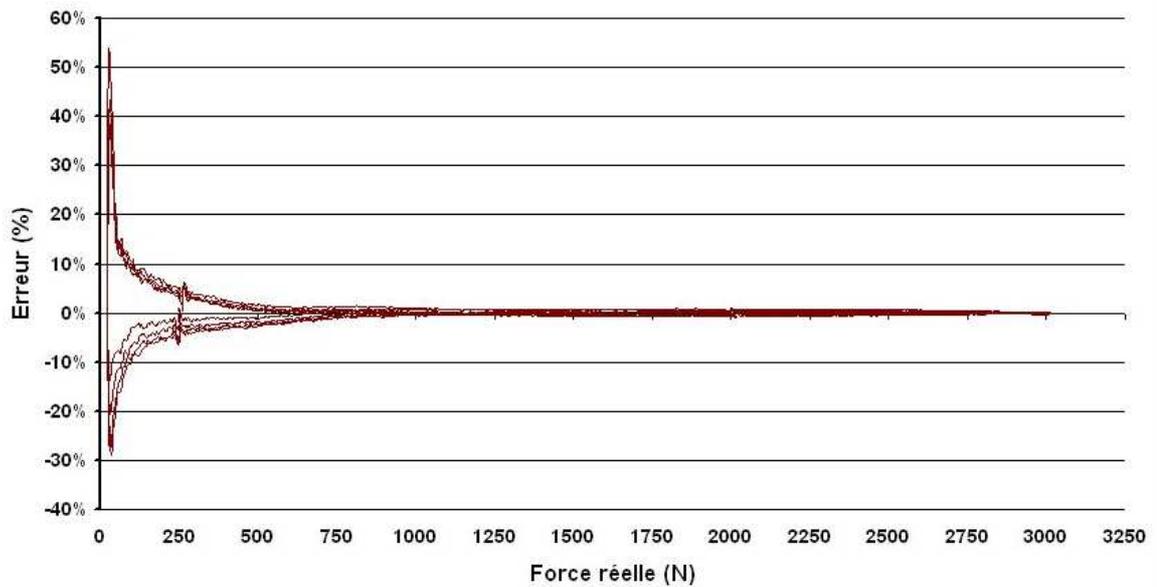
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

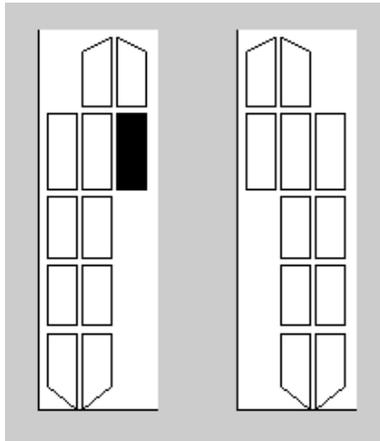
$$y = -2.06372E-17x^6 + 1.82891E-13x^5 - 6.20348E-10x^4 + 9.90533E-07x^3 - 6.85066E-04x^2 + 1.26225E+00x$$



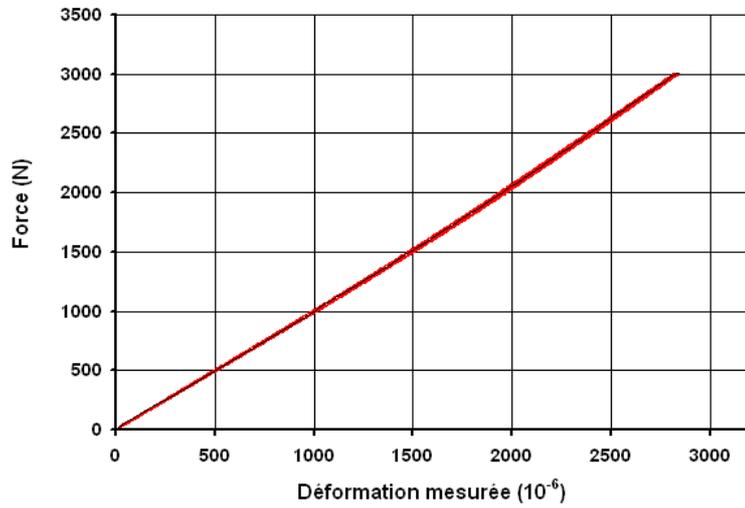
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 9 – Fiche technique du capteur.

Capteur G09

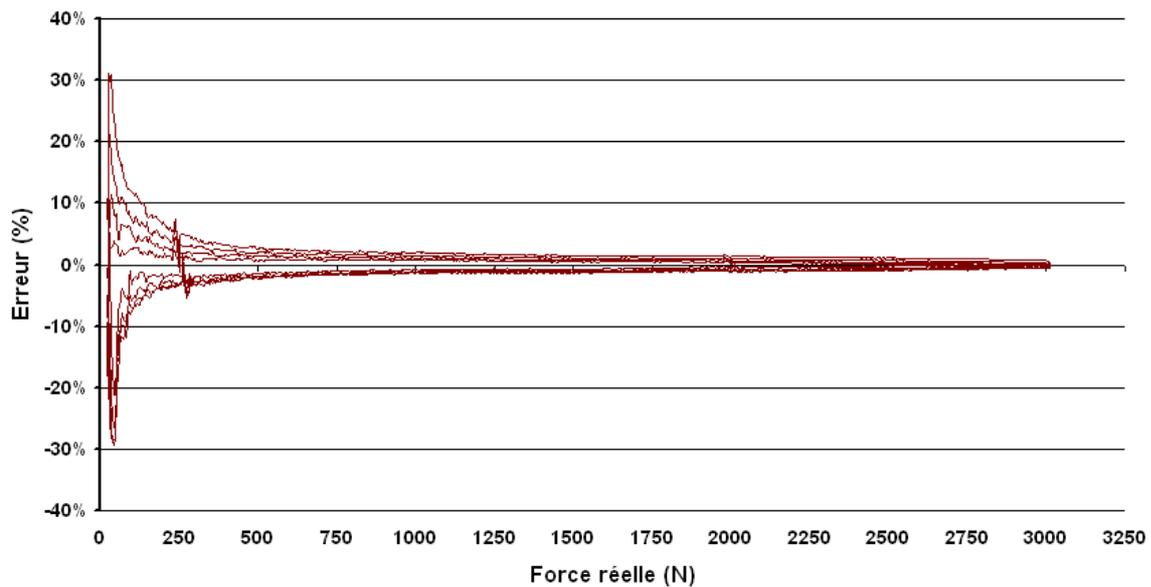


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

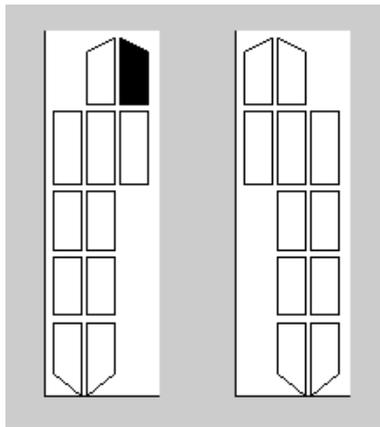
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 6.42302E-19x^6 - 9.40818E-15x^5 + 3.97639E-11x^4 - 5.66440E-08x^3 + 4.38820E-05x^2 + 9.74762E-01x$$



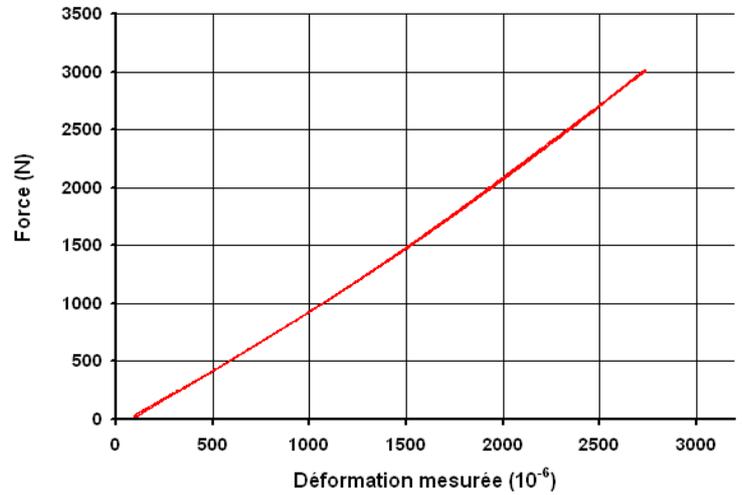
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 10 – Fiche technique du capteur.

Capteur G10



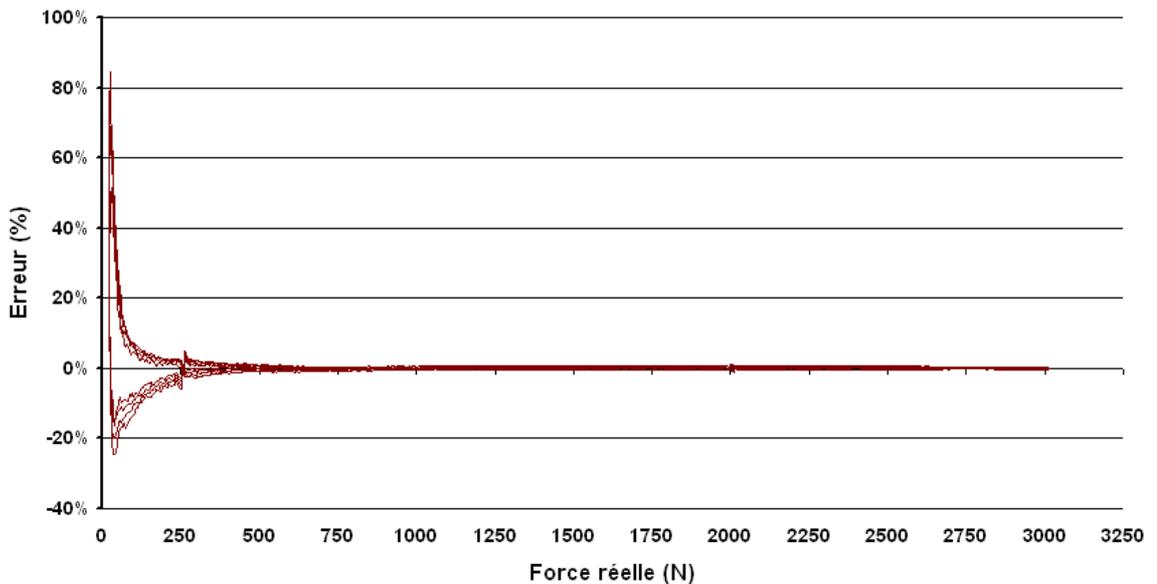
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

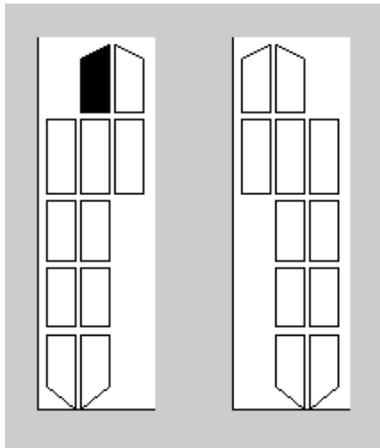
$$y = 5.58027E-18x^6 - 4.79367E-14x^5 + 1.48317E-10x^4 - 1.99640E-07x^3 + 1.89598E-04x^2 + 8.90540E-01x$$



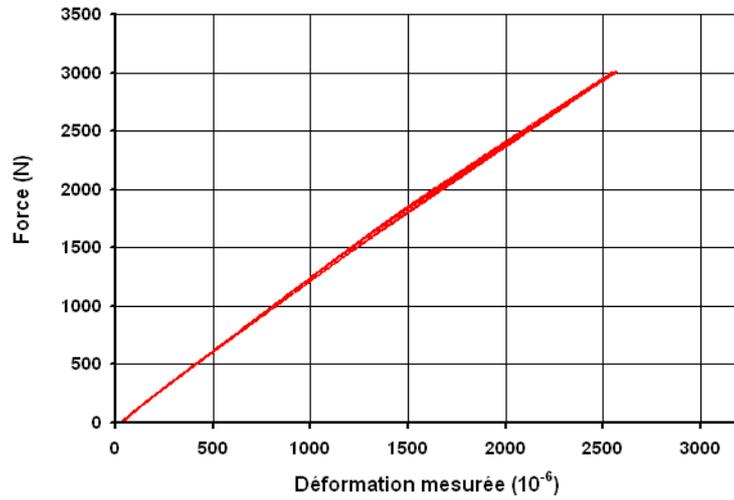
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 11 – Fiche technique du capteur.

Capteur G11



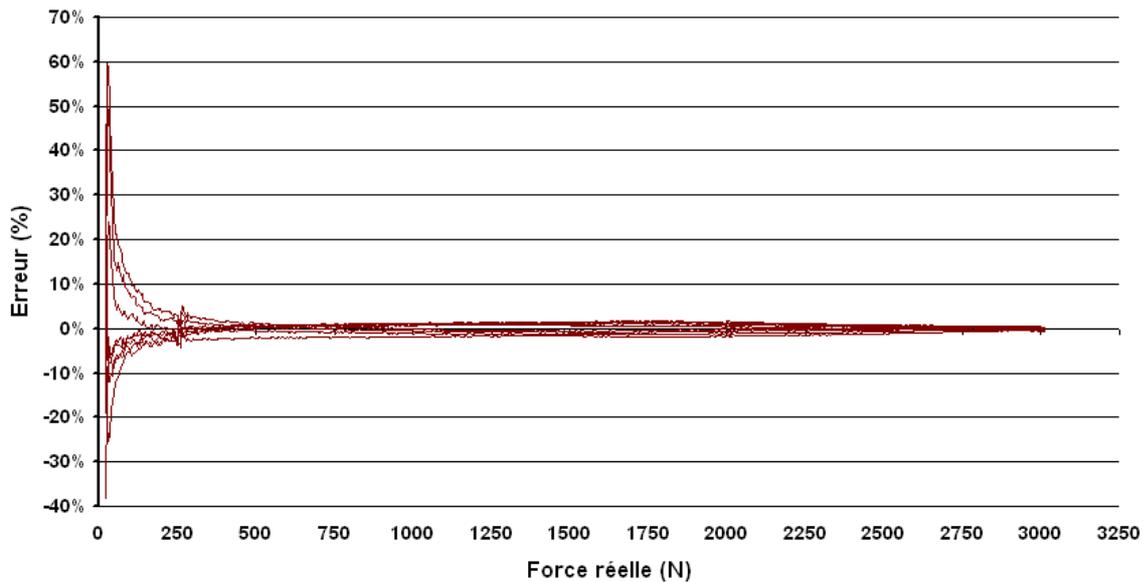
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

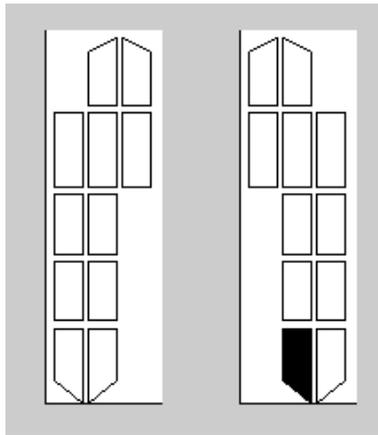
$$y = -3.41347E-17x^6 + 2.75713E-13x^5 - 8.34205E-10x^4 + 1.16424E-06x^3 - 7.87575E-04x^2 + 1.48182E+00x$$



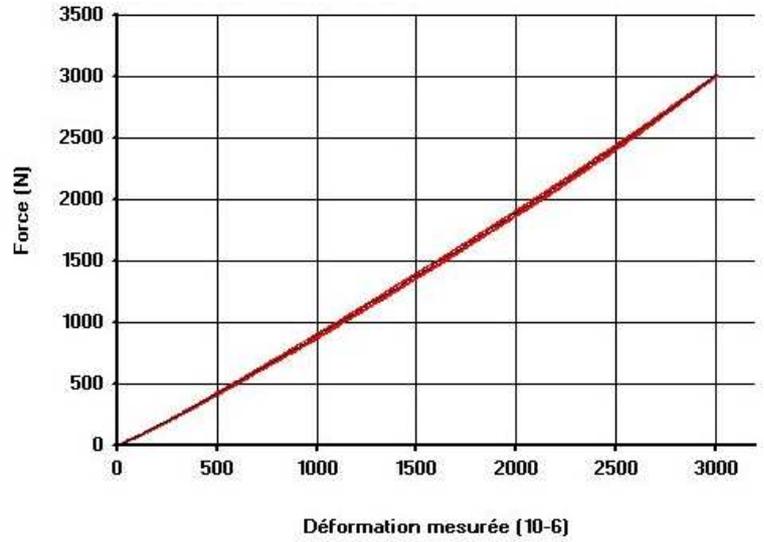
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 12 – Fiche technique du capteur.

Capteur D01

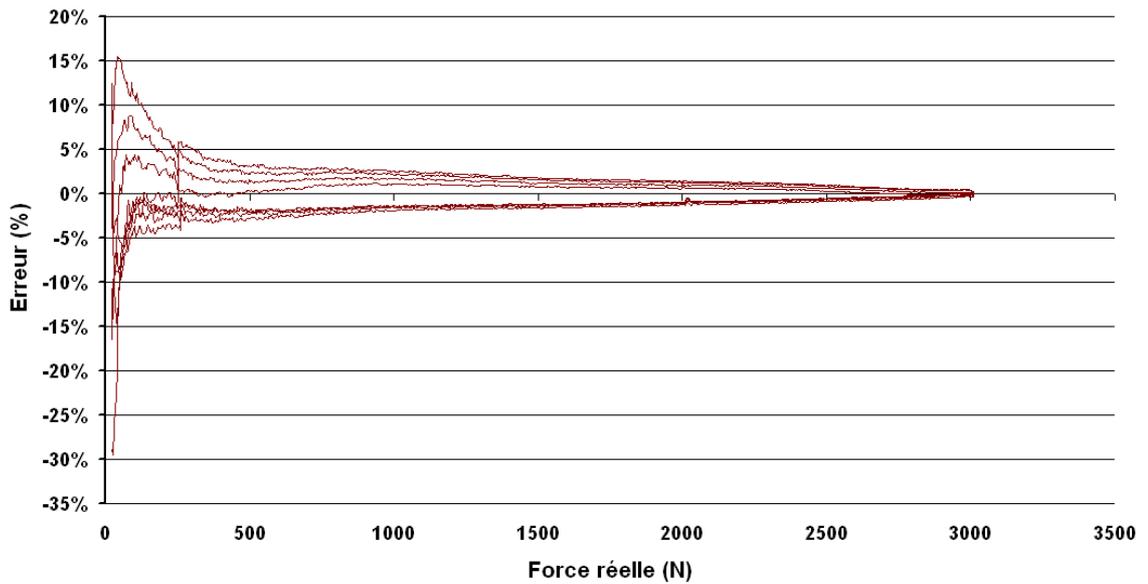


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

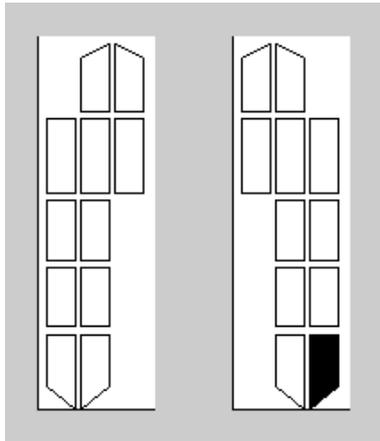
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 2.16891E-18x^6 - 2.23388E-14x^5 + 9.67212E-11x^4 - 2.14920E-07x^3 + 2.88128E-04x^2 + 7.43680E-01x$$



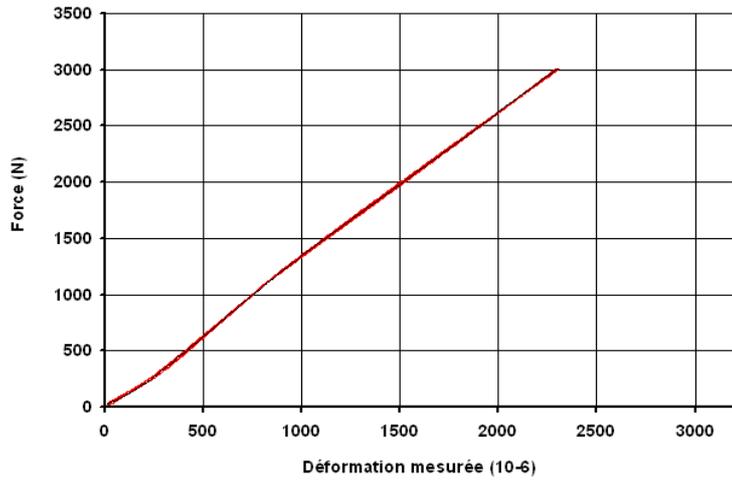
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 13 – Fiche technique du capteur.

Capteur D02

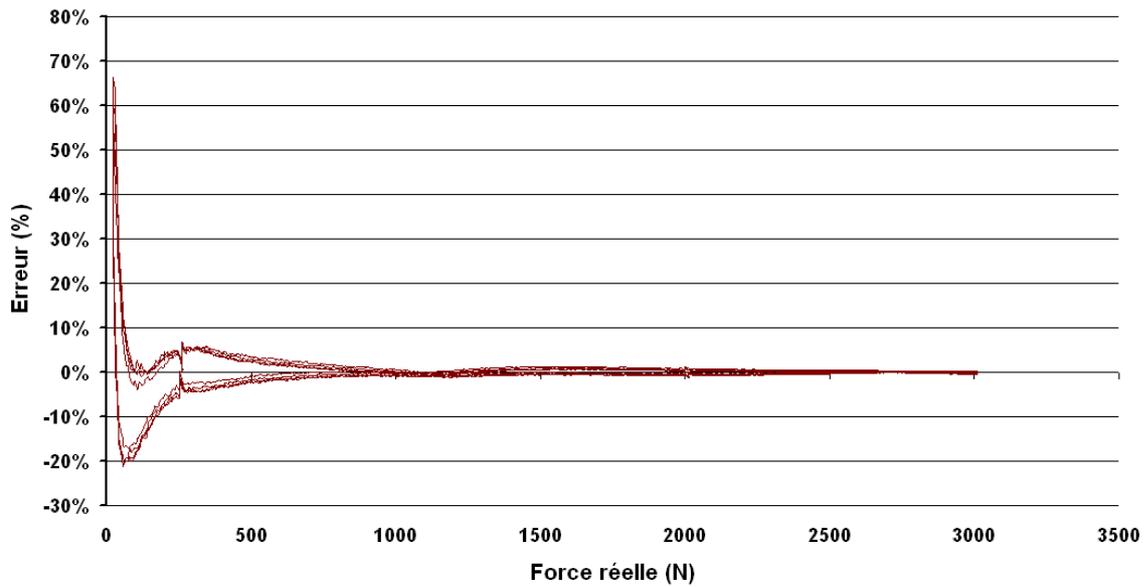


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

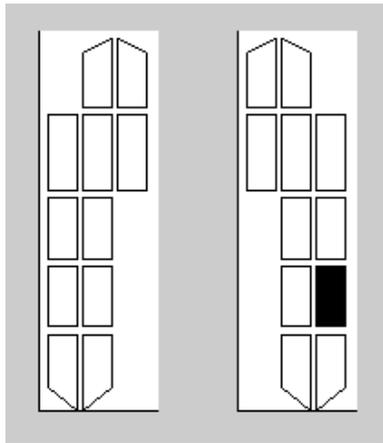
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 3.61650E-17x^6 - 3.62294E-13x^5 + 1.39447E-09x^4 - 2.57036E-06x^3 + 2.24083E-03x^2 + 5.83692E-01x$$



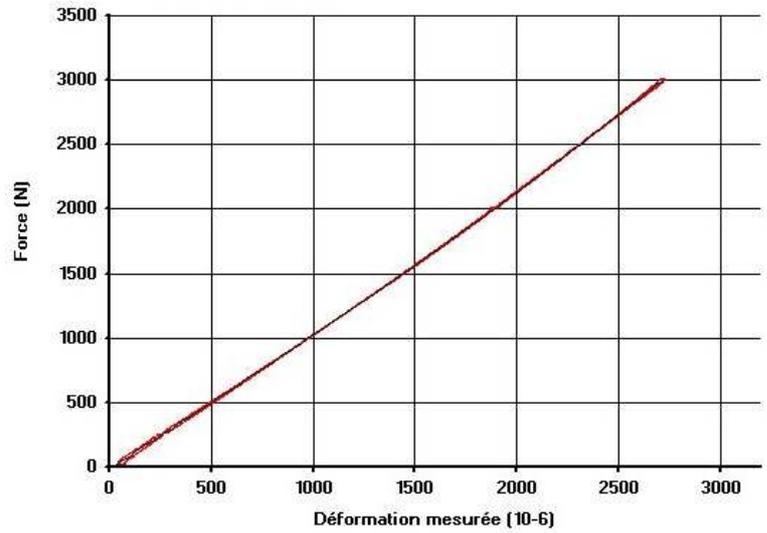
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 14 – Fiche technique du capteur.

Capteur D03

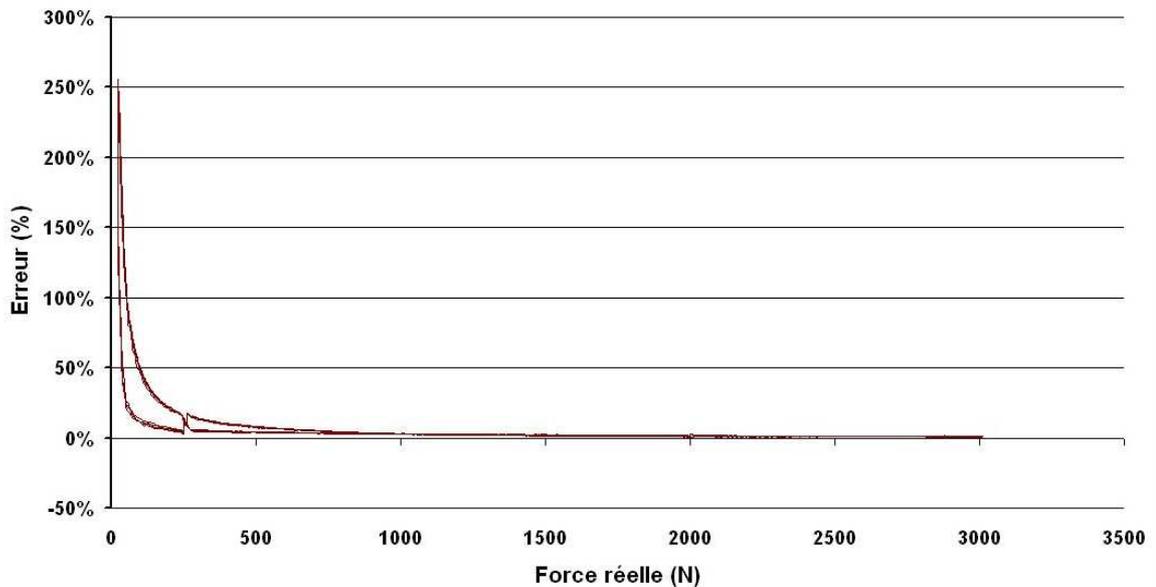


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

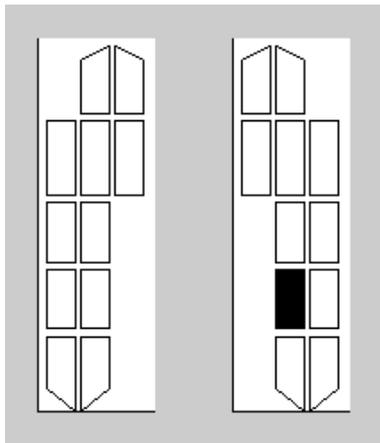
Polynôme d'approximation de degré 6 :
 $y = -3.12637E-18x^6 + 2.25191E-14x^5 - 6.14585E-11x^4$
 $+ 9.17044E-08x^3 - 5.07679E-05x^2 + 1.03903E+00x$



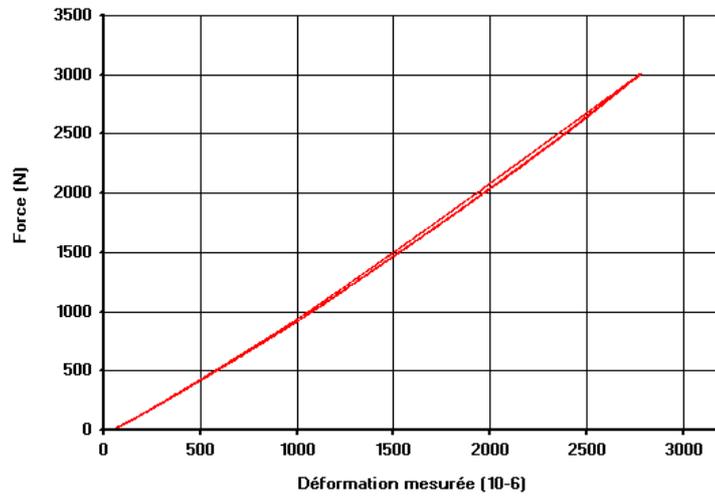
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 15 – Fiche technique du capteur.

Capteur D04

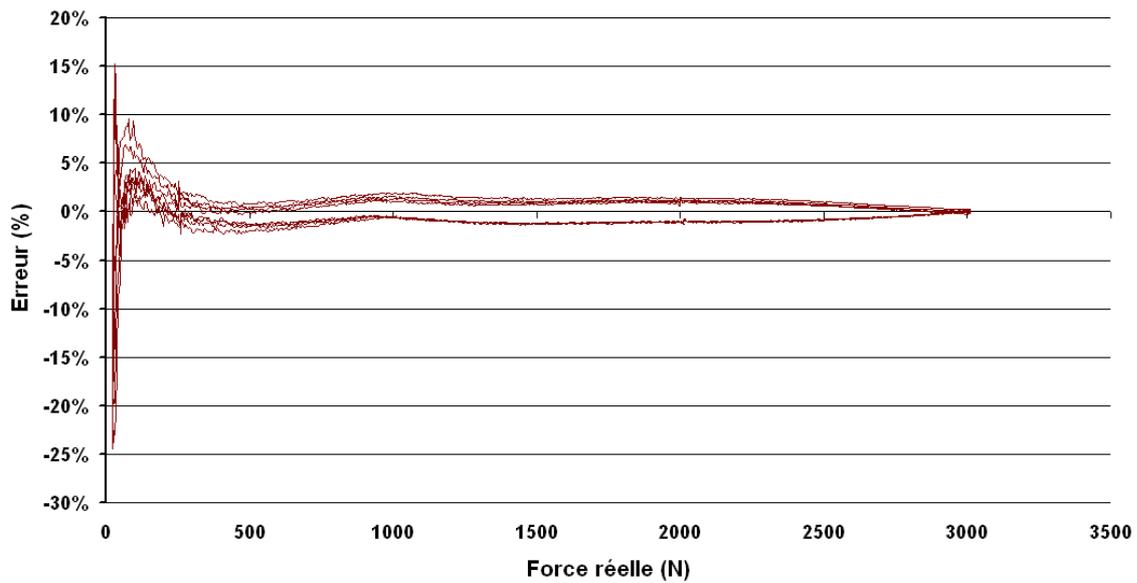


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

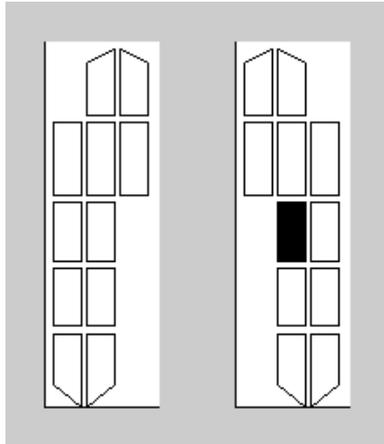
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 4.41110E-19x^6 + 1.21557E-15x^5 - 1.90458E-11x^4 + 3.50437E-08x^3 + 7.70096E-05x^2 + 8.75850E-01x$$



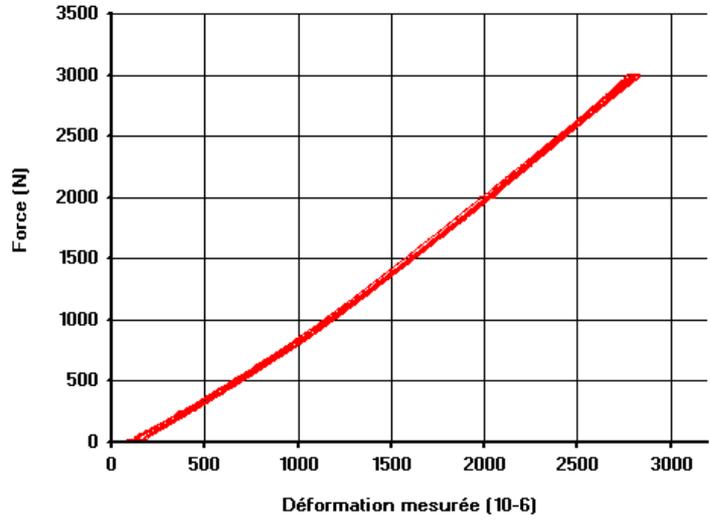
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 16 – Fiche technique du capteur.

Capteur D05



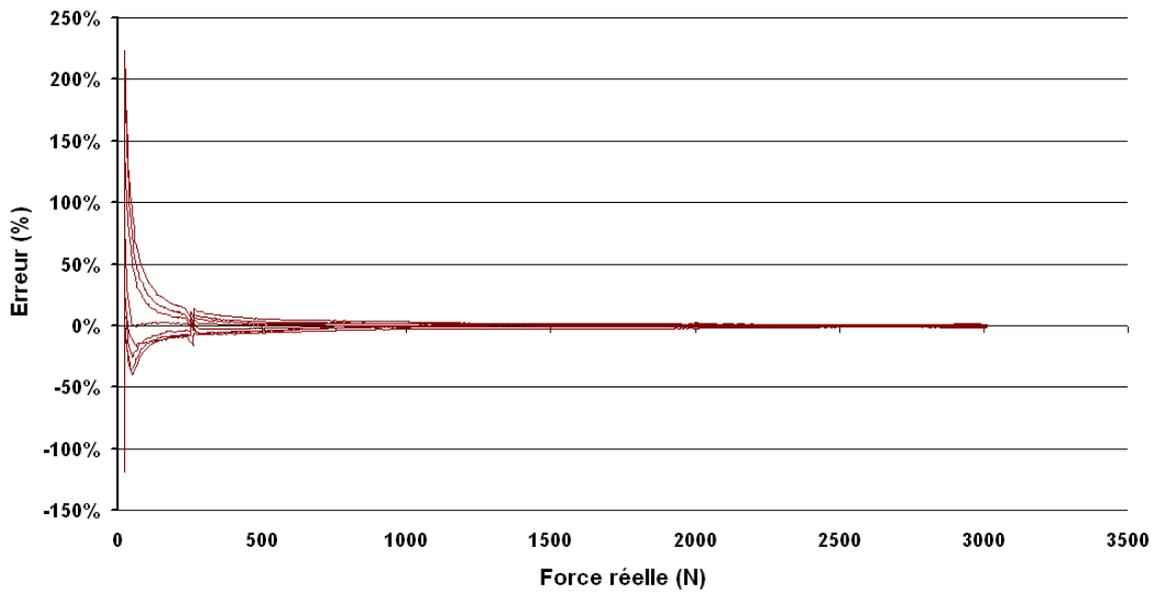
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

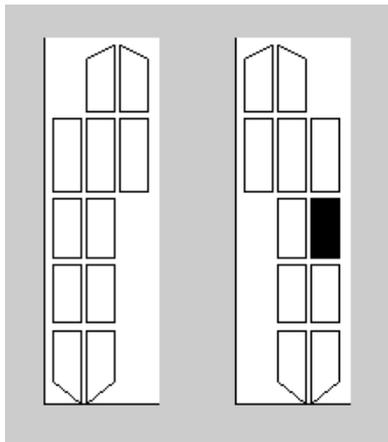
$$y = -8.31898E-19x^6 + 1.16469E-14x^5 - 5.86227E-11x^4 + 1.11664E-07x^3 + 5.43607E-05x^2 + 7.76783E-01x$$



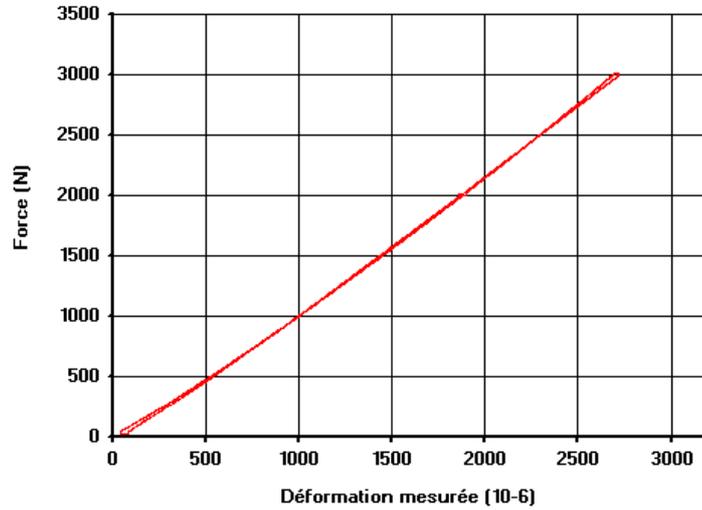
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 17 – Fiche technique du capteur.

Capteur D06

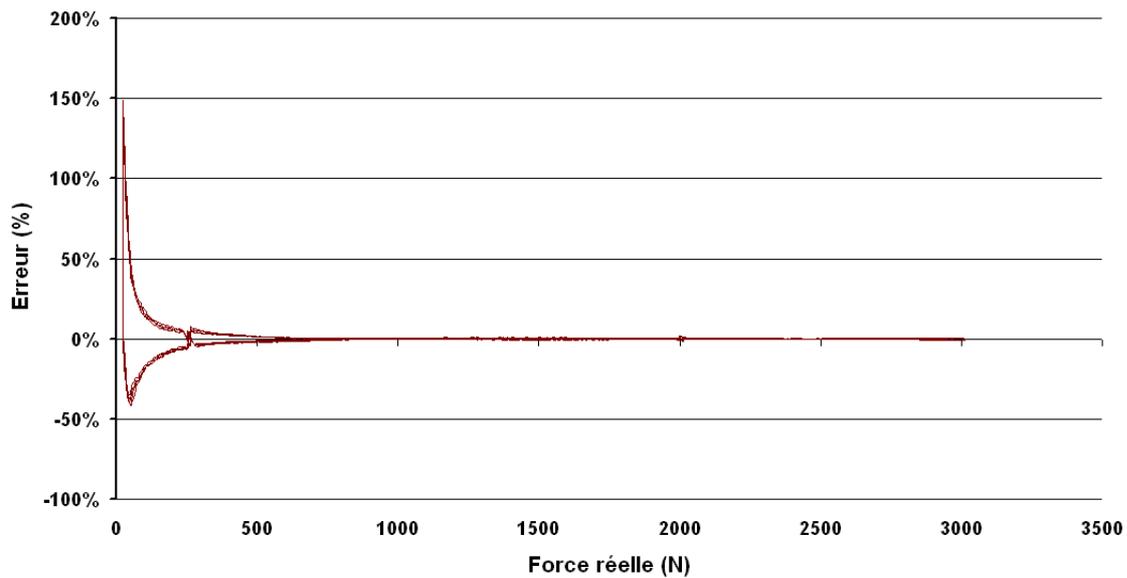


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

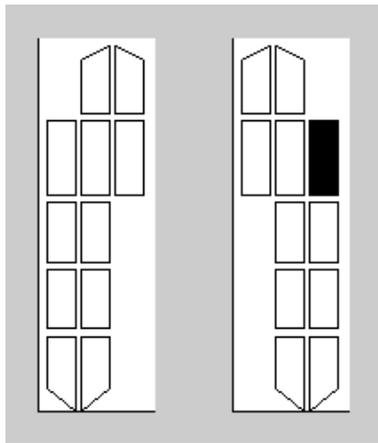
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = -8.95176E-18x^6 + 7.07758E-14x^5 - 2.00908E-10x^4 + 2.23577E-07x^3 + 1.66992E-05x^2 + 9.14050E-01x$$



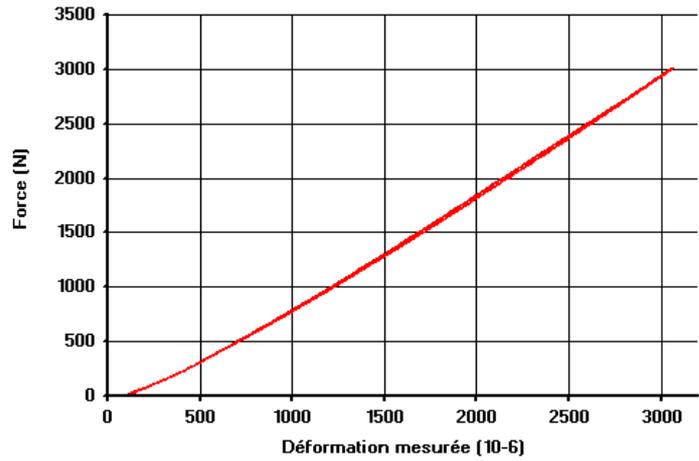
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 18 – Fiche technique du capteur.

Capteur D07



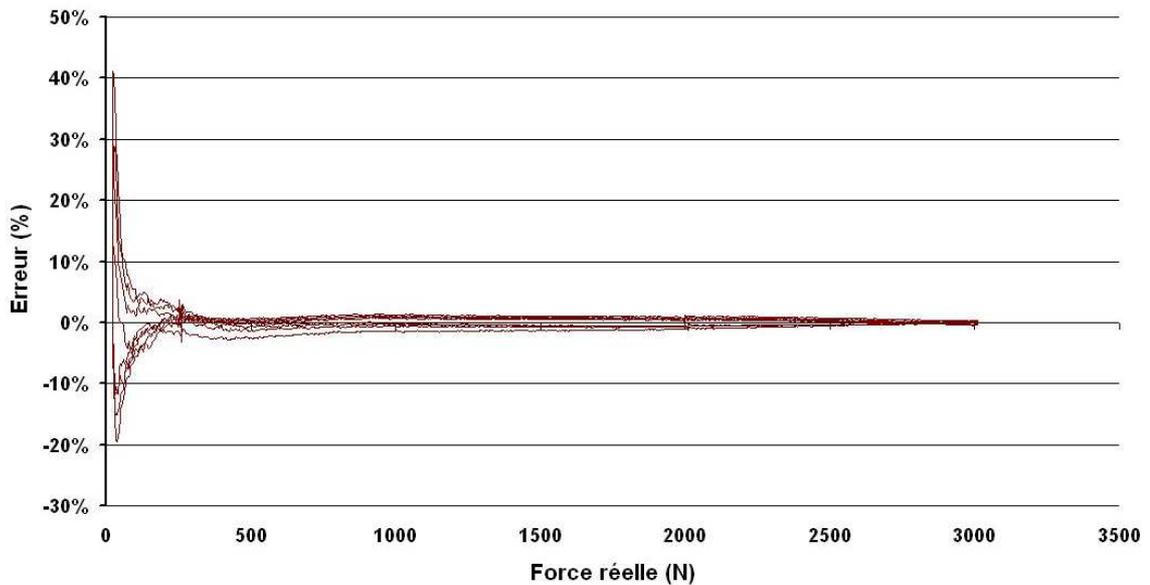
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

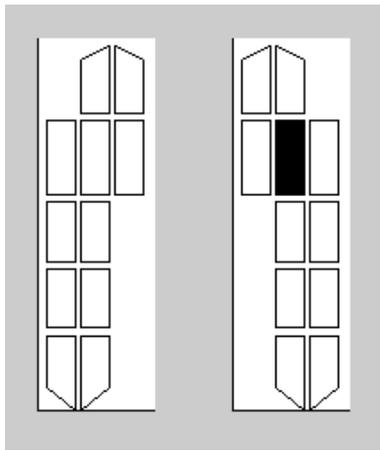
$$y = 8.30554E-18x^6 - 8.56687E-14x^5 + 3.49092E-10x^4 - 7.28142E-07x^3 + 8.83615E-04x^2 + 3.88827E-01x$$



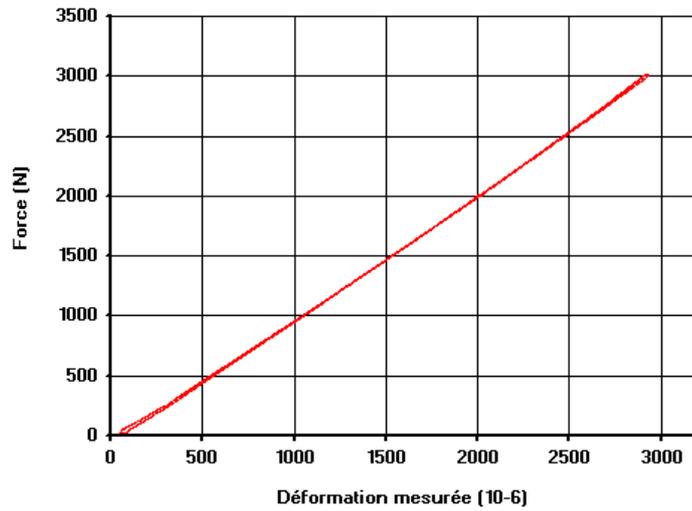
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 19 – Fiche technique du capteur.

Capteur D08

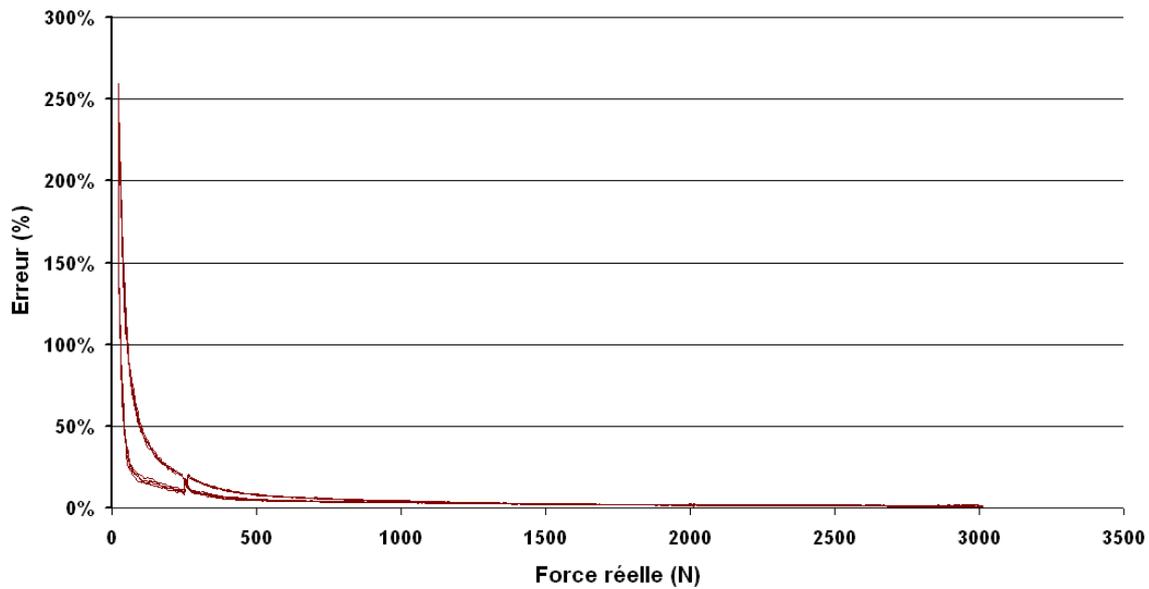


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

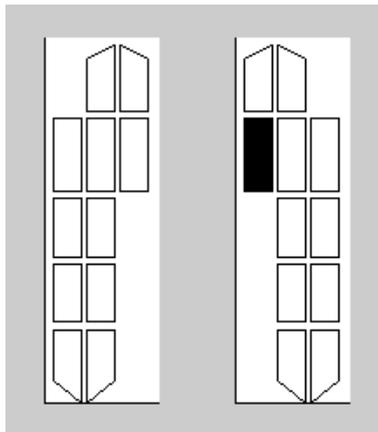
Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 7.11110E-18x^6 - 6.99681E-14x^5 + 2.70405E-10x^4 - 5.12957E-07x^3 + 5.08029E-04x^2 + 7.69249E-01x$$



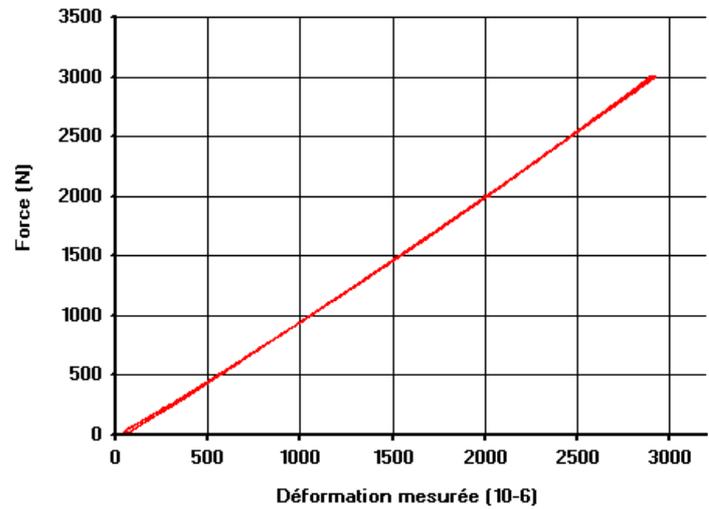
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 20 – Fiche technique du capteur.

Capteur D09



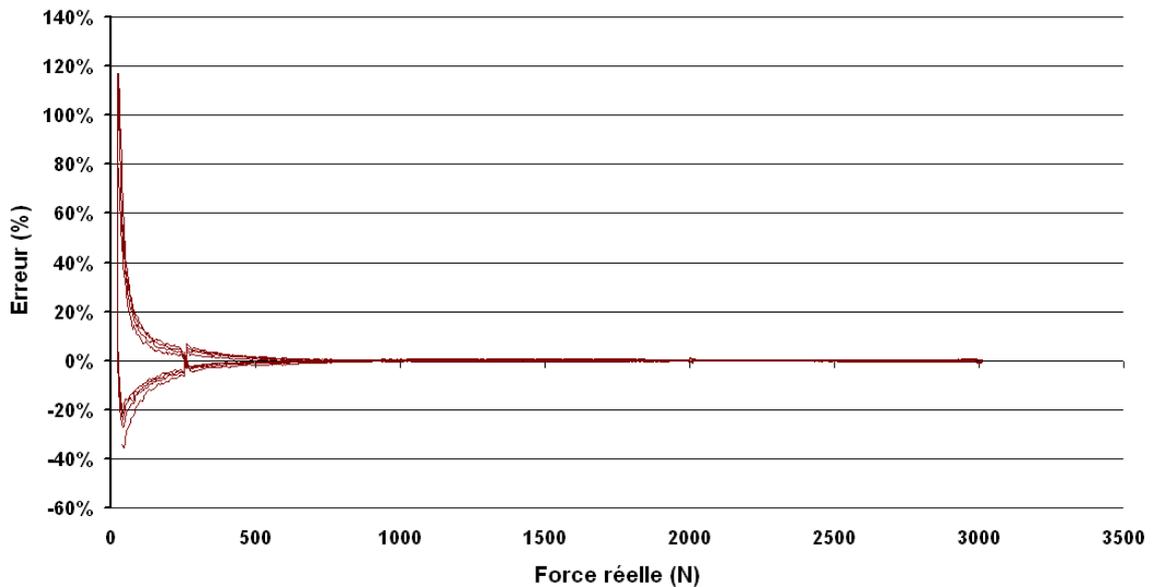
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

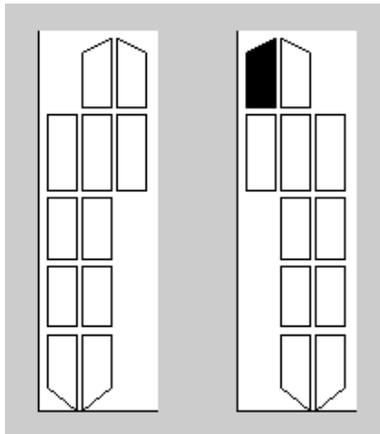
$$y = 3.21416E-18x^6 - 3.47625E-14x^5 + 1.45964E-10x^4 - 2.99585E-07x^3 + 3.40438E-04x^2 + 8.07759E-01x$$



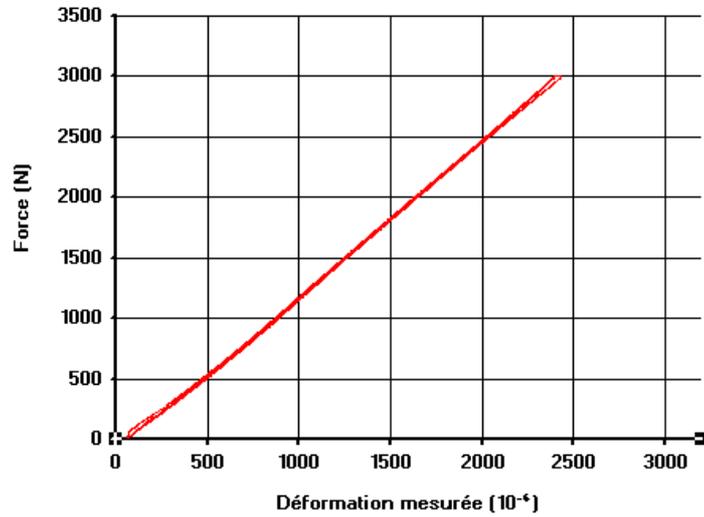
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 21 – Fiche technique du capteur.

Capteur D10



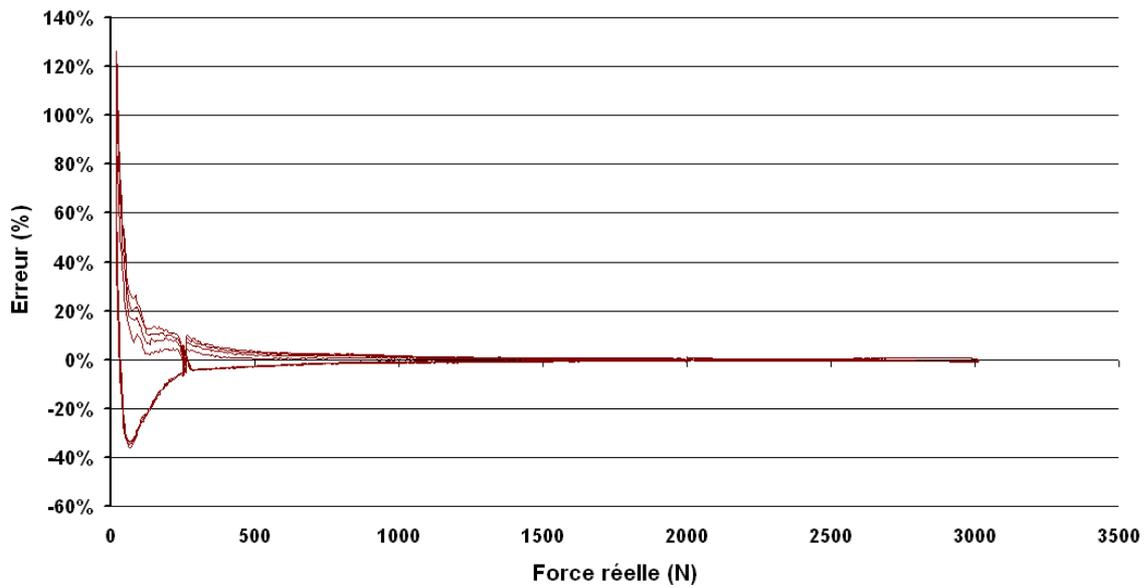
(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :

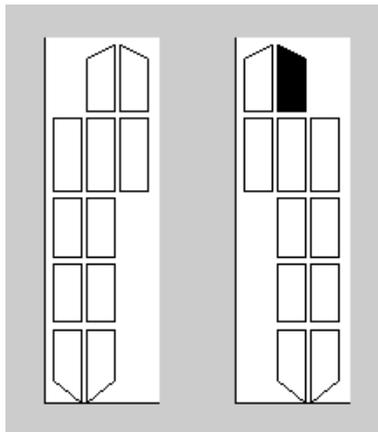
$$y = -3.64736E-17x^6 + 2.79506E-13x^5 - 7.92692E-10x^4 + 9.71598E-07x^3 - 3.82177E-04x^2 + 1.16754E+00x$$



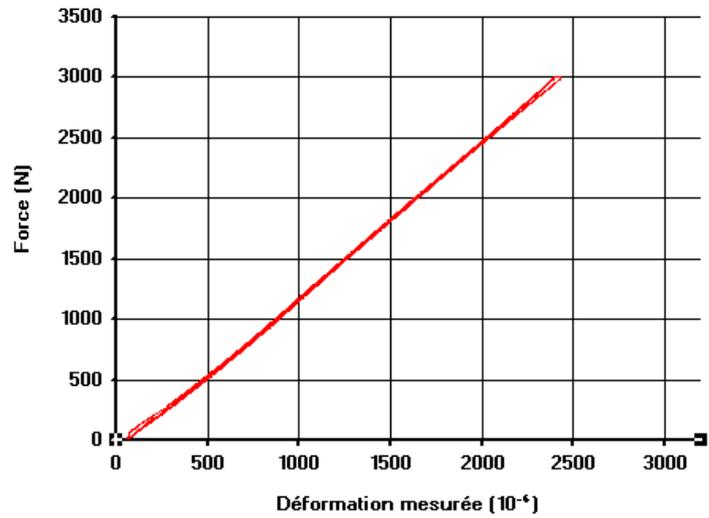
(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 22 – Fiche technique du capteur.

Capteur D11

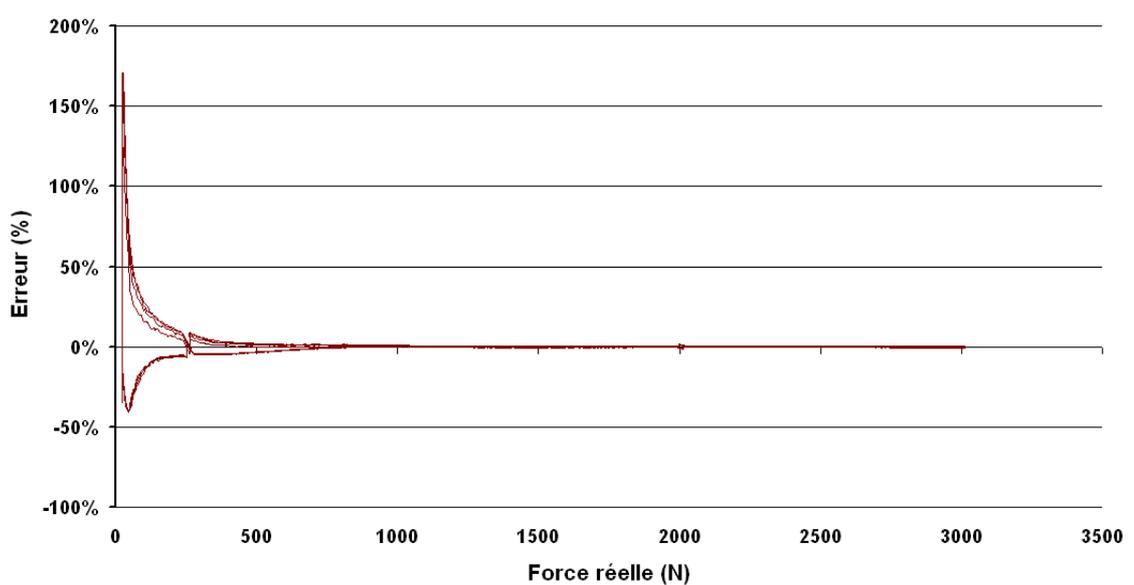


(a) Localisation



(b) Courbe d'étalonnage

Polynôme d'approximation de degré 6 :
$$y = 6.45964E-19x^6 - 2.36386E-16x^5 - 1.98011E-11x^4 + 5.70077E-08x^3 + 3.52218E-05x^2 + 9.34195E-01x$$



(c) Erreur d'estimation de la force par le polynôme de degré 6

FIG. 23 – Fiche technique du capteur.