

SPIM

Thèse de Doctorat

UBFC

école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques

UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

N° X X X - X X X X - X

THÈSE présentée par

MOHAMED TAHA CHIKHAOUI

pour obtenir le

Grade de Docteur de
l'Université de Franche-Comté

Spécialité : **Automatique**

Nouveau concept de robots à tubes concentriques à micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs

Unité de Recherche :

Institut FEMTO-ST, UMR CNRS 6174 - UBFC / ENSMM

Soutenue publiquement le 17 11 2016 devant le Jury composé de :

PHILIPPE POIGNET	Rapporteur	Professeur des Universités, Université de Montpellier, Montpellier
JÉRÔME SZEWCZYK	Rapporteur	Professeur des Universités, Université Pierre et Marie Curie Paris 6, Paris
ÉRIC CATTAN	Examineur	Professeur des Universités, Université de Valenciennes, Villeneuve d'Ascq
PIERRE RENAUD	Examineur	Professeur des Universités, Institut National des Sciences Appliquées Strasbourg, Strasbourg
KANTY RABENOROSOA	Co-encadrant	Maître de Conférences, École Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques, Besançon
NICOLAS ANDREFF	Directeur	Professeur des Universités, Université de Franche-Comté, Besançon

À la mémoire de mon père et de mes sœurs Wided et Rim.

Remerciements

Trêve d'atermoiments, me voilà à présent au soir de cette thèse, épopée triennale. De nombreux impédiments jalonnèrent ma route, au moins autant de subterfuges me furent nécessaires pour mener à bien cette réalisation. Je dus quitter ma Tunisie natale et ma famille il y a trois ans. Je rejoignais alors Besançon, et c'est armé d'entregent que je me suis évertué, autant que faire se peut, à m'adapter à la vie franc-comtoise. Ce fut un grand dépaysement ainsi qu'une illustration parfaite de l'idiosyncrasie et de ses valeurs.

Pendant ces trois années, je me suis attelé à la réalisation de cette thèse, sans vergogne, et avec toute ma probité. Ce manuscrit est le fruit de mon travail, je l'espère le moins amphigourique possible.

Je souhaite adresser, à celles et ceux sans qui cet accomplissement n'aurait pas pu avoir lieu, ce panégyrique en guise de remerciements.

Tout d'abord, je tiens à remercier Pr. Philippe Poinet et Pr. Jérôme Szewczyk d'avoir accepté de rapporter sur mes travaux, Pr. Pierre Renaud d'avoir présidé mon jury de thèse et Pr. Éric Cattan d'y avoir participé.

Je remercie tout particulièrement mes encadrants de thèse. Kanty Rabenorosoa m'a fait confiance et ouvert les portes de la recherche. Ton esprit positif, ta présence et ton soutien m'ont permis d'apprécier mon séjour à FEMTO-ST dès les premiers jours de stage. Et Nicolas Andreff m'a enrichi de tous ses conseils durant toutes les discussions et réunions "sans fin" que nous avons eus. Ta générosité, ton sens du leadership et ta passion pour ton travail ont eu beaucoup d'impact sur mes choix. Vos manières de travailler, bien que différentes, m'ont surtout appris que les excellentes relations humaines sont primordiales pour relever des défis (scientifiques) complexes.

Un énorme merci à Patrick Rougeot (*Super Pat'* pour les intimes). Tu as été d'un soutien sans faille, notamment dans les moments les plus délicats. Tu as su créer et perpétuer une ambiance conviviale, remplie d'optimisme, même quand l'actionneur était "de guinguois" (*cf.* dictionnaire franc-comtois).

Ce travail est le fruit de nombreuses interactions et discussions enrichissantes. Je remercie alors tous les (futur-)chercheurs avec qui j'ai pu travailler. Je pense aux passages de Marie-Amélie Galloux, Antonin Zerbib, Loïc Barrand et Francesca Serena Lepore en stages, au séjour post-doctoral d'Amélie Cot qui m'a permis de découvrir le monde de la chimie, et à l'expertise de Brahim Tamadazte pour la vision robotique.

Je tiens également à souligner l'esprit particulièrement convivial au département AS2M, qu'a tenu à garder Michaël Gauthier grâce à son encouragement aux activités (extra-)professionnelles en équipe et au sens de la participation. Par ailleurs, le bon fonctionnement du département est dû à la bienveillance de Martine Azéma, Sandrine Franchi, Estelle Petite et Isabelle Gabet qui ont su m'éviter des déboires administratifs. Ce soutien a également été apporté avec efficacité et bonne humeur par Sandrine Charetrenet et Claudia Laou-Huen de l'administration du LabEx ACTION, et par Alexandrine Vieillard pour l'École Doctorale SPIM, que Philippe Lutz a su garder très proche des nombreux doctorants.

En plus de mes travaux de thèse, j'ai eu un grand plaisir à assurer des séances de TP à l'ENSMM pendant deux années. Je remercie ainsi Yann LeGorrec pour sa confiance réitérée, tout le service d'Automatique et les nombreux futur-ingénieurs que j'ai croisés, sans oublier de remercier encore une fois Kanty pour sa disponibilité pendant l'explication, le montage et le peaufinage des TP.

J'ai été également réjoui d'avoir travaillé avec de nombreuses personnes, de profils autant diffé-

rents qu'enrichissants. Je remercie alors Guillaume Laurent pour m'avoir introduit à l'utilisation de la bibliothèque cvLink, Boris et Sophie Lakard de m'avoir accueilli à l'Institut UTINAM et initié à la polymérisation chimique, Jean-Yves Rauch pour le coup de main à la pulvérisation cathodique et à la scie de précision, Joël Abadie, Gérard Michel, Romain Jamault, Julie Beluche, Emmanuel Dordor et Joël Agnus d'avoir répondu présents à mes nombreuses sollicitations de fabrications mécanique et électronique, et également Florent Bernard pour la formation à la pulvérisation cathodique à la Centrale Technologique MIMENTO.

Mon passage à AS2M a été extrêmement agréable grâce aux nombreux collègues que j'ai appris à connaître. Je vous remercie tous pour tous les moments que nous avons partagés : laser game, ski, kayak, etc. J'ai beaucoup appris à vos côtés. Le modèle miniaturisé de notre planète qu'illustre le département AS2M, avec plus de 23 nationalités, se rapproche beaucoup du monde duquel je rêve, rempli de tolérance, d'intérêt porté vers les autres et d'entraide.

Plus particulièrement, je remercie mes collègues de bureau Racha et Mouloud, et mon ami et confident depuis le premier jour à Besançon, Haithem. À quelques semaines près, nous sommes passés par les mêmes difficultés mais surtout par les mêmes joies, et je vous souhaite beaucoup d'autres réussites.

Je me suis remis de mes émotions de l'après-soutenance pour ne pas oublier de remercier Simon, a.k.a. "Jean-Pierre", à qui je dois l'incipit de ces remerciements. Tu es passé de collègue de laboratoire à demi-frère, certes sans ma consultation, mais sans regrets aucuns.

Enfin, je tiens à remercier mes proches en commençant par tonton Nordine, qui incarne la fidélité, ami de ma famille avant même sa constitution, et qui a traversé la méditerranée depuis Oran, Algérie pour l'occasion de ma soutenance, en compagnie de tonton AbdElKader. Ensuite, toute ma reconnaissance revient aux femmes de ma vie, qui ont su m'apporter tellement d'amour durant des années. Je remercie d'abord ma tante Faïza, ma marraine et parfois ma deuxième mère et ma confidente ; ensuite, ma grande (parfois petite) sœur Siryne et notre trésor Aline pour le bonheur qu'elles m'ont procuré malgré la distance qui nous sépare ; puis ma chère Mariem depuis/pour toujours pour sa patience, sa générosité et son soutien inconditionnel et qui m'a toujours supporté (dans tous les sens que ce terme porte) ; et finalement ma mère pour sa vie qu'elle a sacrifiée pour notre bonheur et pour les innombrables combats qu'elle a menés pour notre confort et notre réussite.

Liste des abréviations

Les abréviations fréquemment utilisées sont listées ci-dessous par ordre d'apparition dans le manuscrit :

RTC : robots à tubes concentriques
DDL : degré(s) de liberté
PEA : polymère(s) électro-actif(s)
GI : gastro-intestinal(aux)
MIS : chirurgie minimalement invasive
NOTES : chirurgie transluminale par les vois naturelles
MCC : moteur(s) à courant continu
MGI : modèle géométrique inverse
MCI : modèle cinématique inverse
OCT : *optical coherence tomography*
AMF : alliage(s) à mémoire de forme
PVdF : polyfluorure de vinylidène
PP : polypropylène
Py : pyrrole
PPy : polypyrrole
PAni : polyaniline
LiTFSI : bis-trifluorométhylsulfonilimide de lithium
Cu : articulation *curvature* équivalente à une courbure variable et actionnée
P : articulation prismatique
R : articulation rotoïde
M : manipulabilité
Iso : isotopie
INC : inverse du nombre de conditionnement
MG : manipulabilité générale
IsoG : isotopie générale
INCG : inverse du nombre de conditionnement général
R3TC : robot à trois tubes concentriques
MGD : modèle géométrique direct
MCD : modèle cinématique direct
EQM : erreur quadratique moyenne
SGR : sans gestion de redondance
ATS : avec tâche secondaire
PTFE : polytétrafluoroéthylène
LiClO₄ : perchlorate de lithium
MEB : microscope électronique à balayage
PDMS : polydiméthylsiloxane
DMS : diméthylsiloxane
GdT : générateur de trajectoire

Nous introduisons la liste suivante des notations mathématiques les plus utilisées, sachant que les valeurs vectorielles et matricielles sont en gras :

κ : courbure d'un arc/d'un segment

ℓ : longueur d'arc/de segment

ϕ : angle du plan d'équilibre d'un arc/d'un segment

ρ : translation

α : rotation appliquée à un tube

ν : tension d'actionnement

T : matrice de transformation homogène

q : vecteur des actionneurs

χ : vecteur des variables d'arc

X : pose/position du robot

J : matrice jacobienne

τ : torseur cinématique du mouvement

J_{indep} : matrice jacobienne indépendante

J_{spec} : matrice jacobienne spécifique

Ad : opérateur Adjoint

det : déterminant d'une matrice

Ker : noyau d'une matrice

\mathcal{R} : repère

ϵ : erreur

E : module d'élasticité (module d'Young)

I : moment d'inertie

b : base du robot

e : effecteur/organe terminal du robot

Table des matières

Introduction générale	1
1 Robots continus et micro-actionneurs : État de l'art	5
1.1 Introduction	7
1.2 Contexte : cancers gastro-intestinaux et robotique médicale	8
1.2.1 Chiffres des cancers gastro-intestinaux	8
1.2.2 Endoscopie	9
1.2.3 Robotique médicale	12
1.3 Robots continus	17
1.3.1 Principe et classification	18
1.3.2 Histoire et conception des robots continus	19
1.3.3 Modélisation des robots continus	27
1.3.4 Commande des robots continus	30
1.3.5 Applications des robots à tubes concentriques	34
1.3.6 Conclusion	38
1.4 Micro-actionneurs souples	38
1.4.1 Motivations du choix des polymères électro-actifs	39
1.4.2 Familles de polymères électro-actifs	39
1.4.3 Synthèse des polymères électro-actifs ioniques	42
1.4.4 Facteurs de variation des performances	42
1.4.5 Actionneurs plans à base de polymères électro-actifs ioniques	42
1.5 Proposition de concept et conclusion	45
2 Modélisations géométrique et cinématique	47
2.1 Introduction	48
2.2 Modélisation des robots à tubes concentriques standards	49
2.2.1 Modèle géométrique générique	49

2.2.2	Modèle cinématique	55
2.3	Modélisation des robots à tubes concentriques à changement de courbure	64
2.3.1	Robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel	64
2.3.2	Robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel	71
2.3.3	Résumé de la modélisation	81
2.4	Analyse des performances	81
2.4.1	Analyses structurelle, mécanique et pratique	81
2.4.2	Espace de travail	82
2.4.3	Performances cinématiques	88
2.5	Conclusion	95
3	Commande	97
3.1	Introduction	99
3.2	Modèle géométrique inverse	99
3.2.1	Modèle géométrique inverse pour un arc	100
3.2.2	Modèle géométrique inverse pour un robot continu à deux segments	101
3.3	Commande cartésienne des robots à tubes concentriques standards	106
3.3.1	Loi de commande	108
3.3.2	Simulations numériques de la commande	110
3.3.3	Discussion des résultats de simulations	121
3.3.4	Évaluation expérimentale	121
3.3.5	Conclusion intermédiaire	132
3.4	Commande cartésienne des robots à tubes concentriques à changement de courbure	133
3.4.1	Loi de commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure	133
3.4.2	Commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel	135
3.4.3	Commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel	136
3.4.4	Évaluation de la commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure sous l'effet des bruits de mesure	147
3.4.5	Gestion de la redondance des robots à tubes concentriques à changement de courbure	152
3.4.6	Synthèse de la commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure	158
3.5	Conclusion	161
4	Développements expérimentaux	163

4.1	Introduction	165
4.2	Synthèse	166
4.2.1	Polymérisation chimique	167
4.2.2	Polymérisation électrochimique	168
4.2.3	Effets des paramètres et conditions de dépôt	169
4.2.4	Conclusion intermédiaire	175
4.3	Caractérisation	176
4.3.1	Dispositif expérimental	176
4.3.2	Caractérisation statique	178
4.3.3	Identification de la dynamique des micro-actionneurs	186
4.3.4	Bilan	189
4.4	Commande par retour visuel	189
4.4.1	Commande pour un DDL	189
4.4.2	Commande d'un robot télescopique à deux DDL	190
4.5	Conclusion	201
	Conclusion générale et perspectives	203
	Annexes	213
	Notice individuelle	219
	Bibliographie	221

Table des figures

1.1	a) Spéculum en bronze datant de 200 avant J.-C. [1] et b) le déroulement des premières œsophagoscopies effectuées par A. Kussmaul à partir de 1868 ¹	10
1.2	Architecture standard d'un coloscope ou gastroscope [99].	11
1.3	a) Prototype télé-opéré par Simaan <i>et al.</i> [247], b) le système CyberKnife ² et c) les robots télé-opérés RAVEN-II, image de Mary Levin, UW Photography.	16
1.4	a) Le système DDES avec une vue élargie sur l'organe terminal portant deux outils [244], b) le système Transdouglas [255] et c) le système Anubis Scope ³	16
1.5	Classification des robots en différentes familles, d'après [275].	18
1.6	Schémas descriptifs de robots a) rigide, b) hyper-redondant et c) continu en contraste avec d) celui du squelette d'un bras humain ⁴ et des images e) d'un diplopode africain géant ⁵ et f) de deux cobras enlacés ⁶	20
1.7	a) Le mécanisme Mammalok [®] , b) le système Roticulator [™] de Medtronic/Covidien, Inc. ⁷ , c) la première motorisation de deux tubes [87] et d) le premier RTC développé par [96].	22
1.8	Schéma de l'actionnement des RTC avec une disposition des moteurs : a) en série et b) en parallèle, adaptation de [27].	23
1.9	Exemples de prototypes de RTC à 3 tubes avec une unité d'actionnement avec 3 tubes concentriques disposée : a) en série [287] et b) en parallèle [104].	24
1.10	Les RTC sont "intégrables et intégrants" tels que a) la combinaison de deux bras de RTC munis d'outils chirurgicaux [35], b) l'intégration de deux RTC au sein d'une même structure endoscopique [120], c) l'intégration de trois bras de RTC d'un système de vision (centre), d'une paire de forceps miniaturisés (gauche) et d'un coagulateur électrique (droite) [315], d) l'intégration d'un RTC à travers le canal auxiliaire d'un bronchoscope qui embarque à son tour une aiguille de ponction [265], et e) le robot continu parallèle muni d'une plateforme portant une pince [210].	25

1. <http://www.swordswallow.com/halloffame.php>

2. <http://fr accuray.com/>

3. <http://www.usgimedical.com/>

4. https://www.reseau-canope.fr/corpus/model2d/Homme_Squelette-face.jpg

5. <http://www.tnaqua.org/our-animals/invertebrates/giant-african-millipede>

6. <http://www.museum-requien.org/histoire-naturelle/fr/piece/cobra-enlases>

7. <http://www.medicalexpo.fr/prod/covidien/product-74674-457518.html>

1.11	Schémas de principe de a) commande cartésienne et de b) commande articulaire, où \mathbf{X} désigne la pose de l'organe terminal du robot, \mathbf{q} la position articulaire, \mathbf{J} la matrice jacobienne du robot avec inv son inverse, MGI le modèle géométrique inverse, $\boldsymbol{\epsilon}$ l'erreur, les indices d et c pour désiré et courant, respectivement, l'opérateur $\dot{}$ pour les dérivées temporelles et l'opérateur $\hat{}$ pour les valeurs mesurées.	30
1.12	Système robotique pour la chirurgie cardiaque : a) test ex-vivo du robot et, b) son outil de découpe/aspiration, issu de [104].	34
1.13	Système robotique pour l'accès par la base du nez : a) une vue globale du prototype ayant un \varnothing de 1.4 mm sur la partie distale, b) test sur cadavre [35].	35
1.14	Système robotique d'évacuation des caillots dus à une hémorragie cérébrale [33].	35
1.15	Systèmes robotiques pour la chirurgie laser : a) le prototype issu de [86], et b) le prototype pour la chirurgie de la prostate [120].	36
1.16	Les trois composants du système de ponction dans les bronches comprennent : (a) un capteur magnétique, (b) une partie actionnée par tendon du bronchoscope flexible, (c) un RTC, (d) une aiguille orientable, (e) une unité d'actionnement, et (f) un mécanisme de ponction [265].	36
1.17	Les trois composants du système de chirurgie rétinienne guidé par OCT [314] représentés par (1) la plateforme parallèle, (2) le poignet et (3) le RTC.	37
1.18	Structure et fonctionnement d'un actionneur en IPMC (adaptation de [199]).	40
1.19	Schéma de principe de l'actionnement d'un micro-actionneur à base de PEA ionique.	41
1.20	a) Structure reconfigurable fabriquée à partir de micro-actionneurs bi-couches [251] et b) ailes actionnées par des PEA fabriqués grâce aux réseaux interpénétrés de polymères (RIP) [145, 221].	43
1.21	a) Structuration de deux électrodes à partir de la couche de PPy déposée sur un cathéter flexible et b) démonstration de son actionnement dans un milieu liquide. L'angle de courbure a atteint 90° [246].	44
1.22	a) Image de la structuration du tube, et b) actionnement symétrique à l'air libre d'un échantillon. La grille de fond est de 2 mm/division [91].	45
1.23	Concept proposé d'un robot continu souple basé sur les robots à tubes concentriques à changement de courbure par le biais de micro-actionneurs souples à base de polymères électro-actifs, et intégrant un dispositif médical à son organe terminal.	46
2.1	Description schématique des <i>variables d'arc</i> . L'axe z_j est l'axe principal du segment j et ϕ_j est l'angle du plan d'équilibre x_j-z_j qui le contient par rapport au plan précédent $x_{j-1}-z_{j-1}$, où r_j désigne le rayon de l'arc ($\kappa_j = 1/r_j$) et θ_j l'angle de courbure défini à partir de la longueur d'arc ℓ_j	50
2.2	Distribution des $m = 6$ segments pour $n = 3$ tubes de diamètres D_i constitués chacun d'une partie proximale droite L_i et d'une partie distale courbée C_i et ayant une translation ρ_i et une rotation α_i . Les tubes ont été redressés pour la clarté de l'explication.	50

2.3	Forme d'un RTC avec trois segments ($m = 3$) pour trois tubes ($n = 3$) totalement courbés. Le repère de référence $\mathcal{R}_0 = \{x_0, y_0, z_0\}$ est lié à la base du premier segment et donc, du robot et le repère $\mathcal{R}_e = \{x_3, y_3, z_3\}$ est lié à son effecteur.	51
2.4	Équilibre mécanique de deux tubes (tube 1 en bleu et tube 2 en violet) de même module d'élasticité E_i et de même longueur L_i , mais de courbures κ_i différentes (θ_i différents) et d'angles d'insertion α_i différents ($i \in \{1, 2\}$). Le segment équivalent lorsque les tubes sont assemblés (en vert) est défini alors par l'angle ϕ_{eq} de son plan d'équilibre et par son angle de courbure équivalent θ_{eq} (adaptation de [167]).	53
2.5	Définition des fonctions de passage entre les différents espaces utilisés pour la modélisation.	55
2.6	Démarche de modélisation des RTC standards. Les variables d'arc χ sont obtenues à partir des coordonnées articulaires \mathbf{q} en tenant compte des paramètres des tubes, par le biais de la fonction spécifique f_A . La courbure intrinsèque $\kappa_{i,j}$ de chaque tube est constante et elle relève de l'espace de conception dans ce cas.	56
2.7	Démarche de modélisation des RTC à changement de courbure unidirectionnel. Les variables d'arc χ sont obtenues à partir des variables des arcs individuels $\kappa_{i_{ins}}$ et $\phi_{i_{ins}}$, par le biais de la fonction spécifique f_B dans ce cas. La courbure intrinsèque $\kappa_{1_{ins}}$ de chaque tube est désormais actionnée dans cette structure à travers la tension d'activation associée v_i . Elle n'est donc plus une composante de l'espace de conception (cf. figure 2.6).	65
2.8	Principe d'actionnement de la courbure $\kappa_{i_{ins}}$ d'un tube i par le biais de la tension v_i appliquée aux bornes de la paire d'électrodes en PEA. La direction de la flexion est produite autour de l'axe x dans ce cas.	66
2.9	RTC à changement de courbure unidirectionnel, effectué par la paire d'actionneurs en PEA diamétralement opposés (en rouge) greffée sur chaque tube.	67
2.10	RTC à changement de courbure bidirectionnel, effectué par deux paires d'électrodes diamétralement opposées (en rouge) greffées sur chaque tube.	72
2.11	Principe d'actionnement des composantes de courbure $\kappa_{x_{i_{ins}}}$ et $\kappa_{y_{i_{ins}}}$ d'un tube i par le biais des tensions $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$, respectivement, appliquées aux bornes de la paire d'électrodes en PEA associées. Les deux directions de flexion sont produites autour des axes x et y dans ce cas.	73
2.12	Démarche de modélisation des RTC à changement de courbure bidirectionnel. Les variables d'arc χ sont obtenues à partir des variables des arcs actionnés $\kappa_{i_{ins}}$ et $\phi_{i_{ins}}$. Ces dernières sont calculées à partir des composantes des arcs individuels $\kappa_{x_{i_{ins}}}$ et $\kappa_{y_{i_{ins}}}$ par le biais des PEA à travers les tensions d'activations associées $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$, en utilisant la fonction spécifique f_C dans ce cas. Les composantes de courbure intrinsèque de chaque tube sont donc actionnées. Ces courbures intrinsèques ne figurent donc plus dans l'espace de conception (cf. figure 2.6).	74

- 2.13 Espace de travail couvert par a) un RTC standard avec des longueurs d'insertion $\rho_i \in [0; 15 \text{ mm}]$ et des angles de rotation $\alpha_i \in [0; 3\pi/2]$; b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel avec des longueurs d'insertion $\rho_i \in [0; 15 \text{ mm}]$, des angles de rotation $\alpha_i \in [0; 3\pi/2]$, et des courbures $\kappa_1 \in [-25; 25 \text{ m}^{-1}]$, $\kappa_2 \in [-62.5; 62.5 \text{ m}^{-1}]$ et $\kappa_3 \in [-100; 100 \text{ m}^{-1}]$; c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel avec des longueurs d'insertion $\rho_i \in [0; 15 \text{ mm}]$ et des composantes de courbure $\kappa_{1,x,y} \in [-17.7; 17.7 \text{ m}^{-1}]$, $\kappa_{2,x,y} \in [-44.2; 44.2 \text{ m}^{-1}]$ et $\kappa_{3,x,y} \in [-70.7; 70.7 \text{ m}^{-1}]$ 83
- 2.14 Projection de l'espace de travail de la figure 2.13 pour a) un RTC standard, b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel sur les plans $X-Z$, $Y-Z$ et $X-Y$ respectivement de gauche à droite. Les tracés semi-transparents dans b) et c) représentent ceux des RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel respectivement et le tracé foncé est celui de a). 84
- 2.15 Occurrences de poses sur trois points aléatoires (assurant une longueur $L_{robot} > 30 \text{ mm}$) parmi le sous-espace Γ_s à une distance de tolérance $R = 1 \text{ mm}$ et un angle de tolérance de $\delta = 10^\circ$ produisant a) 86 occurrences pour le RTC standard, b) 136 occurrences pour le RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) 229 occurrences pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel. Les vues agrandies comportent les sphères délimitant le voisinage du point de référence P_{ref} 86
- 2.16 Occurrences en position et en orientation pour 500 points aléatoires de Γ_s à $L_{robot} > 30 \text{ mm}$. Les critères de tolérance sont $R = 1 \text{ mm}$ et $\delta = 10^\circ$ pour a) le RTC standard, b) le RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) le RTC à changement de courbure bidirectionnel. La ligne rouge continue désigne la moyenne de ces occurrences en position, et les lignes vertes discontinues désignent la moyenne des occurrences en pose. 87
- 2.17 Représentation des manipulabilités en translation dans une position arbitraire et comparable de l'organe terminal du robot pour a) un RTC standard, b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel, ainsi que les vues agrandies respectives. Le corps du robot est représenté en bleu et les manipulabilités sont tracées en rouge. 89
- 2.18 Représentation des manipulabilités en rotation dans une position arbitraire et comparable de l'organe terminal du robot pour a) un RTC standard, b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel, ainsi que les vues agrandies respectives. Le corps du robot est représenté en bleu et les manipulabilités en rouge. 90
- 2.19 Valeurs des indices de performance par rapport aux poses du RTC standard dans l'espace de travail : a) manipulabilité, b) isotropie et c) inverse du nombre de conditionnement. 92
- 2.20 Valeurs des indices de performance par rapport aux poses du RTC à changement de courbure unidirectionnel dans l'espace de travail : a) manipulabilité, b) isotropie et c) inverse du nombre de conditionnement. 93

2.21	Valeurs des indices de performance par rapport aux poses du RTC à changement de courbure bidirectionnel dans l'espace de travail : a) manipulabilité, b) isotropie et c) inverse du nombre de conditionnement.	94
3.1	Description schématique d'un arc dans le plan.	101
3.2	Dessin CAO de la structure robotique proposée identifiée par P2CuP2Cu	102
3.3	Validation de la formulation analytique du modèle géométrique inverse en partant de l'origine du robot O vers le point désiré B en passant par le point d'inflexion A , qui assure la tangence entre les deux segments du robot situés dans le plan Π	103
3.4	Pour un point d'inflexion initialisé au milieu de $[OB]$, les configurations du robot P2CuP2Cu sont présentées dont le premier segment est en bleu et le second en rouge : a) Le carré balayé et b) la sphère observée sont présentés en vert.	107
3.5	Matrices de transformations homogènes et changements de repères pour deux poses différentes d'un robot à trois tubes concentriques.	108
3.6	Schéma de commande de RTC en simulation. Le simulateur, remplace le robot par les modèles géométrique et cinématique directs (MGD et MCD respectivement).	111
3.7	Vue 3D des deux configurations initiales depuis lesquelles sont effectuées les simulations de commande des RTC standards et à changement de courbure unidirectionnel.	112
3.8	Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 4 \text{ mm}$, $\Delta Y = -4 \text{ mm}$, $\Delta Z = 5 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 8^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	115
3.9	Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = -4 \text{ mm}$, $\Delta Z = 3 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -4^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	116
3.10	Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -7 \text{ mm}$, $\Delta Y = 9 \text{ mm}$, $\Delta Z = -8 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 9^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	117
3.11	Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -2 \text{ mm}$, $\Delta Y = 5 \text{ mm}$, $\Delta Z = 4 \text{ mm}$ et $\Omega_X = 14^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	118
3.12	Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = -4 \text{ mm}$, $\Delta Z = 3 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -4^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.. . . .	119

3.13	Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -7 \text{ mm}$, $\Delta Y = 9 \text{ mm}$, $\Delta Z = -8 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 9^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	120
3.14	Dispositif expérimental à trois tubes concentriques avec 3 moteurs de rotation, 3 moteurs de translation et un capteur de pose électromagnétique.	122
3.15	Dispositif Aurora de mesure de pose par champ électromagnétique.	123
3.16	Dispositif expérimental complet pour la commande du prototype de RTC.	124
3.17	Schéma de commande du robot à tubes concentrique en pratique.	125
3.18	Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne de 10 mm le long de l'axe Z_0	126
3.19	Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne d'un carré de 10 mm de côté dans le plan Y_0-Z_0	127
3.20	Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne d'un cercle de 10 mm de diamètre dans le plan Y_0-Z_0	128
3.21	Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne d'un cercle de 10 mm de diamètre dans l'espace 3D.	128
3.22	Effet du changement du gain proportionnel de la commande.	130
3.23	Effet du changement du nombre de points intermédiaires de la trajectoire désirée.	131
3.24	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	137
3.25	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -2 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 11 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 7^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	138
3.26	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -14 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -11 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -15^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	139
3.27	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 20 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 15 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = -20^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	140
3.28	Vue 3D des deux configurations initiales depuis lesquelles sont effectuées les simulations de commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel.	141

3.29	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -10 \text{ mm}$, $\Delta Y = -15 \text{ mm}$, $\Delta Z = 10 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 10^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	143
3.30	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -15 \text{ mm}$, $\Delta Y = 15 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -20^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	144
3.31	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -15 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = 10 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -15^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	145
3.32	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	146
3.33	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -2 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 11 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 7^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	148
3.34	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 20 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 15 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = -20^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	149
3.35	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -15 \text{ mm}$, $\Delta Y = 15 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -20^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	150
3.36	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	151
3.37	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$ selon la commande ATS avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	153

3.38	Variation des actionneurs de translation $\dot{\rho}_i$ lors de la commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$ avec les commandes : a) sans gestion de la redondance et b) avec une tâche secondaire h_1	154
3.39	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ selon la commande ATS avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	155
3.40	Variation des actionneurs de translation $\dot{\rho}_i$ lors de la commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ avec les commandes : a) sans gestion de la redondance et b) avec une tâche secondaire h_1	156
3.41	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une trajectoire circulaire 3D de diamètre 30 mm et d'axe central $\mathbf{u}_{\text{cercle}}$, discrétisée en 30 points intermédiaires et avec une tâche secondaire h_1 et sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	159
3.42	Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une trajectoire spirale 3D de diamètre 24 mm et de longueur 16 mm selon l'axe central $\mathbf{u}_{\text{spirale}}$, discrétisée en 80 points intermédiaires avec une tâche secondaire h_1 et sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.	160
4.1	Principe de transport de la stimulation électrique du micro-actionneur et de la migration des ions de l'électrolyte à l'origine du changement de volume des électrodes du PEA.	166
4.2	Évolution de l'aspect de la solution de dépôt chimique pour le cas a) du PPy et b) de la PANi.	167
4.3	Principe du dépôt électrochimique avec le potentiostat et le système à trois électrodes.	168
4.4	Étapes de fabrication d'un micro-actionneur en PEA en utilisant (0) un substrat plan en PVdF. La métallisation est effectuée par pulvérisation cathodique (1) d'une couche mince de chrome et (2) d'or. Finalement, (3) la polymérisation électro-chimique du Py est effectuée.	169
4.5	Images MEB de la morphologie des couches de PPy déposées en fonction du potentiel d'oxydation utilisé : a) 0.6 V , b) 0.8 V et c) 1 V	171
4.6	Images MEB de la morphologie des couches de PPy déposées en fonction du solvant utilisé : a) eau et b) acétonitrile.	172
4.7	Images MEB de la morphologie des couches de PPy déposées en fonction de la température de polymérisation à : a) 24°C , b) 13°C et c) -3°C	174

4.8	Mesure de l'influence de la durée de polymérisation sur le déplacement maximal généré par le micro-actionneur (dimensions $30 \times 2 \times 0.13 \text{ mm}^3$) pour différentes tensions d'actionnement.	175
4.9	Description du dispositif d'actionnement avec a) une représentation schématique, b) la vue de face et c) la vue de dessus.	177
4.10	Variation de la position du barycentre du marqueur dans une position statique de l'actionneur. Les lignes rouges discontinues représentent les déviations maximales horizontale et verticale de la mesure.	178
4.11	Superposition des images des positions finales de l'actionneur suite à l'application de tensions d'amplitudes comprises entre $\pm 0.7 \text{ V}$	179
4.12	Courant mesuré dans la solution du système à 3 électrodes lors de l'application d'un échelon de tension.	181
4.13	Comparaison des données expérimentales (couleurs) et des prédictions du modèle (lignes en bleu).	182
4.14	Images MEB de la morphologie du micro-actionneur a) avec la couche de PPy nue et b) encapsulée avec le PDMS.	184
4.15	Comparaison des durées de vie de deux micro-actionneurs non-encapsulé et encapsulé avec du PDMS.	184
4.16	Dispositif expérimental de mesures de la force générée par le micro-actionneur avec a) le capteur de force et b) une image de la caméra en position de mesure.	185
4.17	Exemples des moyennes de mesures sur 3 séries pour un échantillon synthétisé durant 10 h en fonction des rampes de tensions appliquées.	186
4.18	Variation de la force maximale générée par le micro-actionneur en fonction de la tension d'actionnement a) pour tous les échantillons et b) en excluant l'échantillon de 6 h	187
4.19	a) Réponse angulaire du micro-actionneur en fonction de la tension d'actionnement v , telle que $v \in [0.1; 1] \text{ V}$. b) Comparaison à un modèle linéaire.	187
4.20	Diagramme de Bode pour la réponse fréquentielle du micro-actionneur.	188
4.21	Schéma bloc du principe de commande de l'angle de l'actionneur basée sur le retour visuel.	190
4.22	Réponse angulaire de l'actionneur à a) un signal carré et b) un signal triangulaire.	191
4.23	a) Vue globale du dispositif expérimental avec une vue agrandie de la partie mobile du robot PCu . b) Vue agrandie du micro-actionneur à deux positions angulaires différentes lorsqu'il est totalement déployé, avec les repères utiles à la modélisation.	193
4.24	Description schématique de la conversion de la position angulaire de l'organe terminal de l'actionneur en une courbure.	196
4.25	a) Schéma basique de générateur de trajectoire et b) celui d'un GdT pour l'évitement d'obstacle préalablement défini. c) Validation en simulation de l'algorithme d'évitement d'obstacle pour un obstacle circulaire de 4 mm de diamètre.	197

4.26	Schéma bloc pour l'asservissement en position du robot télescopique (2 DDL) par retour visuel.	198
4.27	Réalisation d'une trajectoire circulaire de 8 mm de diamètre dans le sens anti-horaire.	199
4.28	Réalisation de l'évitement d'obstacle avec les paramètres suivants pour le test 1 : un gain proportionnel G_P dans la boucle de commande de la courbure et un temps de transition T_t , démontrant les résultats a) sur l'image et b) sur le repère du robot. c) Le test 2 dans le repère du robot avec : un gain proportionnel $2.5 G_P$ et un temps de transition $T_t/2$).	200
5.1	Vue de face des étapes de fabrication : proposition de structuration des couches métalliques utiles à la polymérisation électrochimique tel que i_m désigne leur espacement vertical.	207
5.2	Première validation d'un tube déformable actionné par PEA dans l'air : un tube en silicone assemblé à un micro-actionneur plan à base de PPy fixé avec une colle.	208
5.3	Plateforme en PPy actionnée illustrée dans a) avec A et B les points de fixation et d'alimentation, b) le dispositif d'actionnement avec le support de fixation et les connexions des points d'alimentation. L'actionnement est démontré dans les positions atteintes avec c) la configuration initiale et les configurations extrémales à tensions d) négative et e) positive.	209
5.4	Preuve de concept d'un micro-actionneur plan fixé à un tube passif embarquant une fibre optique.	210
5.5	Exemple du principe d'appui sur un obstacle afin d'atteindre un point désiré, situé derrière l'obstacle.	211

Liste des tableaux

1.1	Spécifications des endoscopes selon le domaine d'application.	11
1.2	Limites humaines et apports de la robotique dans le domaine médical.	12
1.3	Récapitulatif des prototypes de RTC développés pour des applications médicales (issu de [27] et mis à jour).	26
1.4	Comparaison des méthodes de commande des robots continus.	33
1.5	Comparaison des technologies d'actionnement.	39
2.1	Configurations des robots.	82
2.2	Comparaison des espaces de travail.	83
2.3	Pourcentage des différentes valeurs de rang des matrices jacobiennes totales des structures étudiées.	88
2.4	Indices de performances globaux des structures étudiées.	91
3.1	Amplitude maximale de consigne en position (en <i>mm</i>) en fonction de la configuration initiale du RTC standard.	113
3.2	Amplitude maximale de consigne en orientation (en °) en fonction de la configuration initiale du RTC standard.	113
3.3	Caractéristiques des tubes en Nitinol. Les dimensions sont en <i>mm</i> sauf les courbures en m^{-1}	122
3.4	Résultats de commande pour la trajectoire rectiligne.	127
3.5	Résultats de commande pour la trajectoire carrée.	127
3.6	Résultats de commande pour la trajectoire circulaire.	128
3.7	Résultats de commande pour la trajectoire circulaire dans l'espace 3D.	129
3.8	Résultats de commande en fonction du gain de la commande pour la trajectoire circulaire désirée.	129
3.9	Résultats de commande en fonction du nombre de points intermédiaires de la trajectoire circulaire désirée.	132
3.10	Amplitude maximale de consigne en position (en <i>mm</i>) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel.	135

3.11	Amplitude maximale de consigne en orientation (en °) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel.	135
3.12	Amplitude maximale de consigne en position (en <i>mm</i>) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel.	141
3.13	Amplitude maximale de consigne en orientation (en °) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel.	142
3.14	Variation des actionneurs de translation du RTC à changement de courbure unidirectionnel (en <i>mm</i>) selon la loi de commande utilisée : sans gestion de redondance (SGR) et avec une tâche secondaire h_1 (ATS).	154
3.15	Variation des actionneurs de translation du RTC à changement de courbure bidirectionnel (en <i>mm</i>) selon la loi de commande utilisée : sans gestion de redondance (SGR) et avec une tâche secondaire h_1 (ATS)	154
3.16	Amplitude maximale de consigne en position (en <i>mm</i>) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1	157
3.17	Amplitude maximale de consigne en orientation (en °) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1	157
3.18	Amplitude maximale de consigne en position (en <i>mm</i>) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1	157
3.19	Amplitude maximale de consigne en orientation (en °) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1	157
3.20	Résultats de commande cartésienne (simulée) RTC à changement de courbure bidirectionnel selon des trajectoires 3D sous l'effet des bruits de mesure et avec la tâche secondaire.	161
4.1	Variation de l'épaisseur estimée de PPy en fonction de la couche conductrice d'or préalablement déposée.	170
4.2	Effet de la durée de polymérisation sur la capacité de déformation du micro-actionneur.	173
4.3	Courbures maximales et rayons de courbure en fonction de la tension d'actionnement.	179
4.4	Paramètres et variables du modèle développé par Alici <i>et al.</i> [3].	181
4.5	Valeurs moyennes de trois séries de mesure des variations de la force maximale générée en fonction de la tension maximale appliquée à l'échantillon synthétisé durant 10 <i>h</i>	185
4.6	Effet de la durée de polymérisation sur la force maximale générée par le micro-actionneur.	186
4.7	Résultat d'identification de la fonction de transfert de la réponse indicielle de l'actionneur.	188
4.8	Évaluation quantitative de la réponse angulaire.	190

Introduction générale

N'est-ce pas le but de toute approche éthique de recherche de tendre à améliorer ou, à défaut, à maintenir le bien-être des humains ? La recherche scientifique liée au domaine médical a connu un essor remarquable durant les dernières décennies, et particulièrement suite à l'introduction des nouvelles technologies : informatique, télécommunications, mécatronique, matériaux, ou encore (micro-)fabrication ont contribué, à différentes échelles, à une recherche pluridisciplinaire. L'automatique et, plus tard, la robotique ont apporté leur pierre à l'édifice, en gardant cette approche pluri/inter-disciplinaire et en proposant des systèmes dépassant les capacités humaines en matières de perception/détection, de précision d'exécution de tâches, de cadence et de répétabilité, entre autres. L'apport de la robotique a été rapidement transféré aux systèmes médicaux tant les besoins cliniques d'une part, et les performances des robots, d'autre part, étaient considérables. Les finalités communes aux travaux menés en robotique médicale incluent une meilleure prise en charge des patients, ainsi qu'une prévention et un traitement plus efficaces des maladies.

Les travaux de thèse, présentés dans ce manuscrit, s'inscrivent dans le cadre du démonstrateur 4 du Laboratoire d'Excellence ACTION⁸ et ont été menés à l'institut FEMTO-ST, dans le département d'Automatique et Systèmes Micro-Mécatroniques (AS2M) au sein de l'équipe MiNaRoB⁹ (pour Micro/Nano Robotique Biomédicale). Le problème traité propose une recherche en amont, innovante, sans prédécesseur à l'institut et rassemblant plusieurs thématiques de l'équipe. Il a été appréhendé de front sous toutes les disciplines en proposant une approche chimico-mécatronique originale, pilotée par l'application robotique et le besoin médical. Concrètement, le sujet porte sur le développement d'un endoscope avec des capacités intégrées d'imagerie tomographique haute résolution. Outre les aspects pluridisciplinaires traités dans le projet, qui sont liés à l'OCT (pour *Optical Coherence Tomography* en anglais) miniaturisé à base d'interférométrie Mirau et aux développements technologiques de microsystèmes opto-électro-mécaniques (MOEMS en anglais pour *Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems*), notre intérêt s'est porté spécifiquement sur le développement d'un système endoscopique et de sa stratégie de guidage (ou de commande).

Plus particulièrement, le but est de proposer un endoscope à structure continue, permettant la navigation dans l'anatomie humaine complexe et le positionnement dans la zone d'intérêt avec une précision millimétrique. Ainsi, nous introduisons l'intégration de matériaux actifs, biocompatibles et à grandes déformations sur une structure de robots à tubes concentriques, permettant une dextérité et une accessibilité élevées à très petites échelles (diamètres $< 3\text{ mm}$), ainsi qu'un potentiel d'intégration considérable. Cette thèse s'inscrit alors dans un cadre de modélisation et de commande robotique, ainsi que de conception mécatronique, lié aussi bien aux robots continus qu'aux micro-actionneurs à base de matériaux actifs.

8. <http://labex-action.fr/fr/demo-endoscope-oct-intelligent>

9. <http://teams.femto-st.fr/minarob/>

Le point de départ du nouveau concept, que nous proposons, repose sur les robots à tubes concentriques standards. Leur structure est relativement récente (première introduction en 2005) en comparaison aux autres systèmes robotiques. En effet, un nombre restreint d'équipes de recherche traite ce sujet (moins d'une dizaine, à notre connaissance) et les connaissances y afférant, faute d'être accomplies, sont en constante augmentation. Nous nous basons sur cette marge de progression pour introduire un nouveau concept de robots continus, qui présentent des avantages considérables en matière de dextérité par l'augmentation des degrés de liberté (DDL), de miniaturisation (les robots à tubes concentriques sont les plus petits robots continus) et de navigation car leur forme complexe permet d'atteindre des zones difficiles d'accès avec des robots plus "conventionnels". Par ailleurs, le concept introduit s'appuie sur les micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs. En effet, cette famille de matériaux actifs souples s'inscrit dans l'évolution actuelle de la recherche en robotique (médicale, en particulier) grâce à ses caractéristiques de biocompatibilité, de flexibilité et de capacité de miniaturisation. Cette thématique traite les *soft robotics*, avec des projets de grande envergure tels que le projet européen STIFF-FLOP (pour *STIFFness controllable Flexible and Learn-able manipulator for surgical OPerations*), les robots souples bio-inspirés à Harvard University ou encore le *granular jamming* notamment à Cornell University. Dans le contexte médical, les "robots souples" tendent à fournir une sécurité supplémentaire aux procédures et opérations médico-chirurgicales en adaptant l'interaction avec l'être humain et en préservant les organes et les tissus fragiles.

Nous proposons, comme première étape, une étude théorique afin d'appuyer le choix d'intégration des matériaux actifs et de modifier la courbure des tubes des robots à tubes concentriques standards. Cette étude est menée au niveau des modélisations géométrique et cinématique des structures proposées en comparaison avec celles des robots à tubes concentriques standards, pour permettre ensuite une analyse cinématique approfondie et de valider théoriquement notre approche. La deuxième étape est basée sur la commande cartésienne des structures proposées avec deux volets différents :

- la validation expérimentale de la commande d'un prototype développé de robot à tubes concentriques standard, faisant partie des deux seuls dispositifs expérimentaux français, en plus des travaux effectués au Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM) ;
- et une loi de commande basée sur les tâches hiérarchiques pour la gestion de la redondance, qui constitue un des apports majeurs des structures proposées, validée sur les simulateurs numériques développés.

Bien que le défi était clairement considérable, nous nous sommes engagés dans le développement des micro-actionneurs basés sur les matériaux actifs en interne. En effet, ces nouvelles technologies ne sont pas encore disponibles commercialement et nous avons préféré garder une certaine liberté dans les développements souhaités afin de ne pas se restreindre aux solutions proposées par des tiers. Ainsi, la troisième contribution porte sur la maîtrise de la synthèse des micro-actionneurs en polymères électro-actifs au sein du département AS2M, qui a débuté à l'étape initiale de fabrication, en aboutissant à des échantillons de performances fiables, commandés en position, et intégrés par la suite dans un premier prototype de robot télescopique à deux DDL.

Organisation du manuscrit

Le chapitre 1 propose une vision aussi bien globale que précise autour des différents défis sur lesquels portent les travaux de thèse. L'approche proposée se veut à la fois exhaustive, ciblée et pédagogique, avec plus de 300 références bibliographiques, afin de permettre aux travaux francophones futurs de bénéficier d'une base de données conséquente et lisible, plus particulièrement concernant les robots continus.

Le contexte médical des cancers gastro-intestinaux est rapidement parcouru, en introduisant d'abord les solutions apportées par la robotique. Ensuite, l'état de l'art des robots continus, catégorie à laquelle appartient les structures étudiées, est détaillé sous plusieurs volets : le principe de leur structure, leur classification dans le panorama des robots existants, leurs origines, ainsi que l'évolution des différents prototypes développés, les différentes méthodes de modélisation, les lois de commande appliquées avec des résultats marquants et les applications envisagées et/ou développées. Finalement, nous décrivons les micro-actionneurs souples, envisagés dans notre application, en introduisant d'abord les motivations liées au choix de cette technologie récente, en détaillant par la suite les familles existantes de polymères électro-actifs et en expliquant également les méthodes de fabrication possibles. Par ailleurs, l'actionnement utilisant cette technologie est expliqué en définissant quelques facteurs importants impactant ses performances, et les principaux travaux utilisant les micro-actionneurs à base de PEA sont exposés.

Le chapitre 2 porte sur une étude théorique. En effet, nous introduisons les modèles géométrique et cinématique des structures étudiées en les intégrant à un simulateur numérique. Nous l'abordons par la modélisation des robots à tubes concentriques, point de départ des structures proposées. Ensuite, notre contribution, les robots à tubes concentriques à courbures variables et actionnées selon une [48, 49] et deux directions de flexion [51], est décrite. De plus, les performances de ces trois structures sont analysées de manière approfondie, en couvrant les aspects géométriques, structurels, et essentiellement cinématiques [51].

Dans le chapitre 3, nous commençons par proposer une approche essentiellement géométrique afin de résoudre le modèle géométrique inverse d'une structure de robots à tubes concentriques à courbures actionnées, équivalente, par les 6 DDL proposés, à un robot à tubes concentriques standard constitué de 3 tubes actionnés en rotation et en translation chacun [50]. Cette approche est validée en simulation pour une planification de trajectoire, utile pour certaines applications médicales. Par ailleurs, nous développons la commande cartésienne par cinématique inverse des structures introduites dans le chapitre 2, en abordant celle des robots à tubes concentriques standards en premier lieu. En effet, après le développement de la loi de commande, nous la validons par simulations numériques sous l'effet des bruits. Ensuite, nous présentons le prototype de robot à tubes concentriques standard à 3 tubes développé au département AS2M. Il a été utilisé pour la validation expérimentale et a conduit aux meilleures précisions, que nous connaissons, de suivi de trajectoire en 2D et en 3D avec $0.86 \pm 0.82 \text{ mm}$ et $1.01 \pm 0.99 \text{ mm}$ d'erreurs, respectivement. Finalement, nous introduisons la loi de commande des deux structures proposées de robots à tubes concentriques à courbures actionnées, validée par simulations numériques. Nous développons également une loi de commande basée sur les tâches hiérarchiques permettant la gestion de la redondance de ces structures. Cette loi a contribué à une variation homogène des actionneurs sélectionnés d'une part, et a permis d'effectuer des tâches irréalisables par la loi de commande initiale, d'autre part.

Les développements expérimentaux menés durant ces travaux sont présentés dans le chapitre 4. D'abord, la synthèse du micro-actionneur est détaillée, en développant le protocole expérimental lié

et en étudiant l'effet des différents paramètres et conditions expérimentaux sur ses performances [65]. Ensuite, la caractérisation du micro-actionneur est effectuée au cours de son actionnement, en vue de déterminer les performances liées aux déplacements et à la force générée pour, ensuite, le comparer à un modèle électro-chimico-mécanique issu de la littérature. Enfin, l'intégration robotique est construite en deux parties essentielles. La première concerne la validation de la commande en position angulaire du micro-actionneur seul par le biais d'un retour visuel (un DDL). La seconde porte sur la commande pour deux DDL à travers l'introduction du premier robot télescopique proposant une translation et une flexion, appuyée par l'adaptation du modèle cinématique direct du chapitre 3, et du modèle géométrique inverse, ainsi que de la loi de commande du chapitre 3. Nous validons ainsi, expérimentalement, des schémas de suivi de trajectoire pour l'évitement d'obstacle, qui ont permis des précisions de positionnement atteignant $0.22 \pm 0.225 \text{ mm}$ [47].

Finalement, la conclusion de ces travaux de thèse est dressée et des perspectives sont proposées. Afin de permettre une meilleure lecture, ces futures directions sont classées thématiquement et par niveau de complexité croissant.

Chapitre 1

Robots continus et micro-actionneurs : État de l'art

Sommaire

1.1	Introduction	7
1.2	Contexte : cancers gastro-intestinaux et robotique médicale	8
1.2.1	Chiffres des cancers gastro-intestinaux	8
1.2.2	Endoscopie	9
1.2.3	Robotique médicale	12
1.2.3.1	Origines de la robotique médicale	13
1.2.3.2	Spécificité des robots médicaux	13
1.2.3.3	Combinaison de robots médicaux	14
1.2.3.4	Robots médicaux minimalement invasifs	14
1.2.3.5	Conclusion	17
1.3	Robots continus	17
1.3.1	Principe et classification	18
1.3.2	Histoire et conception des robots continus	19
1.3.2.1	Les robots continus en général	19
1.3.2.2	Les robots à tubes concentriques en particulier	21
1.3.2.3	Conclusion intermédiaire de la conception des robots continus	24
1.3.3	Modélisation des robots continus	27
1.3.3.1	Approches envisagées	27
1.3.3.2	Formalismes utilisés	28
1.3.3.3	Phénomènes physiques	28
1.3.3.4	Conclusion intermédiaire de la modélisation des robots continus	29
1.3.4	Commande des robots continus	30
1.3.5	Applications des robots à tubes concentriques	34
1.3.5.1	Chirurgie cardiaque	34
1.3.5.2	Neurochirurgie	34
1.3.5.3	Chirurgie de la prostate par laser	36
1.3.5.4	Intervention dans les poumons	36

1.3.5.5	Chirurgie ophtalmologique	36
1.3.5.6	Chirurgie endonasale	37
1.3.5.7	Outils chirurgicaux, capteurs et imageries	37
1.3.6	Conclusion	38
1.4	Micro-actionneurs souples	38
1.4.1	Motivations du choix des polymères électro-actifs	39
1.4.2	Familles de polymères électro-actifs	39
1.4.2.1	Polymères électro-actifs électroniques	39
1.4.2.2	Polymères électro-actifs ioniques	40
1.4.3	Synthèse des polymères électro-actifs ioniques	42
1.4.4	Facteurs de variation des performances	42
1.4.5	Actionneurs plans à base de polymères électro-actifs ioniques	42
1.4.5.1	Actionneurs plans	42
1.4.5.2	Micro-actionneurs sur tubes flexibles	44
1.5	Proposition de concept et conclusion	45

Service to others is the rent you pay for your room here on earth – Muhammad Ali (1942–2016), Time magazine, 1978.

Rendre service aux autres est le loyer à payer pour sa vie sur terre.

Contributions

Nous introduisons, dans ce chapitre, le contexte applicatif de ces travaux de thèse afin de soulever le défi majeur du diagnostic et/ou du traitement minimalement invasif des cancers gastro-intestinaux. Un panorama exhaustif des robots continus, couvert par un de l'état de l'art aussi bien en modélisation, en conception, en commande qu'en matière d'applications pour ce type de robots est également présenté, avec les robots à tubes concentriques comme point focal de l'approche. Enfin, afin de pouvoir améliorer les performances de ces derniers, notamment en activant les courbures des tubes les constituant, un tour d'horizon de la technologie d'actionnement adoptée est proposé traitant des micro-actionneurs souples à base de polymères électro-actifs, et particulièrement ceux en Polypyrrole.

1.1 Introduction

Les défis, que souhaite soulever l'humanité sur les plans économique, social, financier et de santé, entre autres, requièrent de plus en plus l'assistance d'outils numériques, automatisés, robotiques, voire autonomes. Plus particulièrement, les difficultés liées à la santé publique, notamment les cancers de tous types, demandent l'amélioration de la pertinence de la prévention, de l'efficacité du traitement et de la qualité du suivi des patients. Ainsi, le traitement des cancers gastro-intestinaux (GI) en particulier, de part leur incidence, doit tirer profit des avancées technologiques pour fiabiliser les procédures et proposer une approche plus ergonomique pour les médecins et plus confortable pour les patients.

Nous entamons ce chapitre par le contexte applicatif de ces travaux de thèse en décrivant brièvement l'impact des cancers gastro-intestinaux et l'évolution de leur détection/traitement, qui ont abouti aux pratiques actuelles, avec des mécanismes miniaturisés et flexibles. Ensuite, l'apport de la robotique médicale est discuté, notamment avec l'assistance aux gestes médico-chirurgicaux, la maîtrise de la précision et de la répétabilité des mouvements et l'intégration de plusieurs outils actionnés dans un même système chirurgical.

Par la suite, nous introduisons la contribution des robots continus dans le contexte médical, et particulièrement celle des robots à tubes concentriques (RTC). En effet, nous abordons cette partie par cette classe de robots en présentant brièvement leur origine et les différents prototypes proposés. De plus, les différentes approches de modélisation et de commande des robots continus sont détaillées afin de mettre en avant les avantages et les inconvénients de l'utilisation de telles structures, et notamment celles des RTC standards utilisant des tubes à courbures prédéfinies. Cette partie est enfin conclue par les applications envisagées des RTC, démontrant ainsi leur potentiel remarquable.

Ensuite, l'apport des micro-actionneurs souples est discuté dans un contexte d'intégration robotique. En effet, le défi de l'actionnement des courbures des RTC standards peut être résolu en intégrant un actionnement adéquat. Les micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs (PEA), qui apportent

une réponse prometteuse à cette problématique, sont exposés en détaillant les familles existantes, leurs méthodes de synthèse, leurs fonctionnements ainsi que les facteurs importants à prendre en considération pour en optimiser les performances. Finalement, quelques exemples d'actionneurs à base de PEA seront présentés, dans le but de démontrer leur fonctionnalité, leur intégrabilité et leur miniaturisation.

Enfin, nous introduisons le concept proposé afin d'actionner les courbures des tubes des RTC. Il s'agit alors d'embarquer les micro-actionneurs sur la surface des tubes, permettant ainsi de produire leur flexion, tout en gardant l'aspect télescopique pour un meilleur déploiement minimalement invasif, et la capacité à intégrer d'autres outils médicaux/chirurgicaux grâce à un canal principal accessible.

1.2 Contexte : cancers gastro-intestinaux et robotique médicale

1.2.1 Chiffres des cancers gastro-intestinaux

Les cancers gastro-intestinaux (GI) peuvent atteindre l'ensemble de l'appareil digestif. Les parties concernées sont l'œsophage, l'estomac, le foie, les voies biliaires, le pancréas, le côlon, et le rectum. L'épithélium, recouvert de mucus, forme une couverture pour les parois internes du tube digestif. Du fait de son contact direct avec toutes les substances ingérées, une multiplication régulière de ses cellules a lieu afin de le renouveler. Cependant, un dysfonctionnement de ce mécanisme peut engendrer une multiplication excessive formant parfois des polypes pouvant dégénérer et devenir cancéreux.

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé¹, l'incidence des cancers GI est d'environ 2.255 millions de cas dans le monde en 2012, ce qui représente plus de 30 % de tous les types de cancers. Plus grave encore, le taux de mortalité a atteint 35 % avec près de 1.645 million de décès. Malgré une disparité importante au niveau des types de cancers GI, les cancers colorectaux, de l'estomac et du foie sont considérés comme les plus meurtriers.

En France, les cancers de l'appareil digestif représentent près de 20 % des nouveaux cas annuels. Le cancer colorectal représente à lui seul plus de 11 % des nouveaux cas et 12 % des décès liés à ce type.

Le traitement du cancer de l'estomac peut se faire par résection chirurgicale, par traitements néo-adjuvants et adjuvants, par chimiothérapies palliatives ou par traitements endoscopiques². Ces derniers se divisent en deux traitements :

- un traitement palliatif ;
- un traitement superficiel de l'estomac, qui peut être la mucosectomie endoscopique ou la dissection sous-muqueuse (DSM, ou ESD en anglais pour *endoscopic submucosal dissection*).

Dans tous les cas, une surveillance endoscopique post-traitement est toujours conseillée, voire recommandée. Les endoscopes s'inscrivent, dès lors, dans des optiques différentes mais toutes aussi importantes les unes que les autres. Ils peuvent être utilisés sans une interaction directe avec le tissu dans l'étape de diagnostic ou de prévention, en portant un outil de vision voire d'imagerie. L'utilisation avec contact est aussi envisagée pour des opérations chirurgicales, telles que des biopsies ou des résections.

1. http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx

2. <http://www.snfge.org/content/2-cancer-de-lestomac>

1.2.2 Endoscopie

Ce paragraphe est une compilation de plusieurs références mentionnant l'historique du développement de l'endoscopie [1, 276, 278, 202, 204]. L'histoire de l'endoscopie tient ses origines dans les années 6000 avant J.-C. avec le premier spéculum, comme décrit dans le traité sanscrit de Suçruta et le Talmud babylonien. En effet, un spéculum en bronze, estimé dater de 200 avant J.-C., a été retrouvé sur un site archéologique de Dion (Piérie, Grèce), et qui ressemble fortement aux outils actuels (cf. figure 1.1a). Deux siècles plus tard, Hippocrate (environ 460-370 avant J.-C.) pose à juste titre la problématique de la lumière, qui a suscité un intérêt majeur dans la suite des inventions et améliorations apportées à l'endoscopie. Les faits marquants de l'histoire de l'endoscopie ont été, sans doute, établis par Avicennes (980-1037), considéré comme le porteur des premiers travaux documentés d'examen de cavités internes (la vulve et le col de l'utérus). En effet, il a marqué l'histoire avec (i) l'introduction de la réflexion de la lumière et surtout (ii) le premier cathéter flexible, fabriqué à partir de peaux animales.

Par la suite, Guy de Chauliac (1300-1368) a introduit le spéculum nasal et auriculaire, repris plus tard, en 1750 environ, par Arnaud de Rosnil en le munissant d'une lanterne sourde argentée et d'une lentille concentrant la lumière. Ainsi, la première combinaison d'une lumière avec un outil endoscopique est apparue. L'ancêtre des endoscopes modernes est sans doute le *lichtleiter*, créé par Philipp Bozzini (1773-1809) et composé d'une lanterne et d'une série de tubes métalliques munis de miroirs à l'une de leurs extrémités. En 1822, Pierre-Salomon Ségalas d'Etchepare (1792-1875) a procédé à la première endoscopie en urologie en utilisant deux tubes d'argent : un pour l'éclairage et l'autre pour l'observation. En 1853, J. A. Désormeaux (1815-1881) a utilisé un urétroscope avec un éclairage latéral, plus maniable que le précédent pour l'urètre, la vessie, l'utérus, le rétrécissement du rectum, et les plaies profondes.

Les prémices de l'endoscopie gastro-entérologique ont été établies par M. L. Valdenburg, en 1860 environ, en utilisant la lumière artificielle grâce à un assemblage de tubes métalliques emboîtés. Les premiers centimètres de l'œsophage ont ainsi pu être observés. Adolf Küssmaul (1822-1902) a développé l'endoscopie digestive en 1868, avec l'introduction d'un tube métallique rigide dans l'estomac guidé dans un tube flexible préalablement introduit dans l'œsophage. Les premiers (et seuls) tests ont été effectués sur un avaleur de sabre, grâce à sa capacité à relaxer volontairement le muscle cricopharyngien. Le déroulement de l'opération est schématisé sur la figure 1.1b, où l'on distingue toute la difficulté de l'insertion autant pour le patient (bien qu'il soit professionnel) que pour le médecin, mais également les contraintes d'observation du site d'intérêt.

La flexibilité des outils endoscopiques a été introduite par Wolf-Schindler, entre 1928 et 1932, avec le premier gastroscope semi-flexible constitué d'une lampe miniature et d'un prisme sur l'objectif pour une vision latérale. La conséquence logique à ces avancées technologiques a été l'utilisation du premier fibroscope entièrement souple par Basil Hirschowitz, L. C. Curtiss et C. W. Peters en 1956. Cet outil utilise des faisceaux de fibres de verre, la lumière a ainsi été apportée et l'image a pu être récupérée.

Jusqu'à cette époque, ces outils étaient pour la plupart passifs. Le médecin se devait d'insérer l'endoscope, qui navigue en s'appuyant sur les parois du pharynx et de l'œsophage. Dans la continuité, des firmes allemandes et japonaises (c.-à-d. KarlStorz, Olympus, etc.) ont investi afin de proposer des molettes directionnelles (béquilles) assurant 2 puis 4 directions d'orientation de la partie distale de l'endoscope. Finalement, les années 1990 ont vu la parution des vidéo-endoscopes, qui proposent une vision en temps réel, notamment grâce à la miniaturisation des caméras embarquées dans l'endoscope.

Nous présentons dans la figure 1.2 l'architecture interne d'un endoscope commercial, tel qu'il est actuellement utilisé par les médecins. La particularité la plus importante est la capacité de l'endoscope

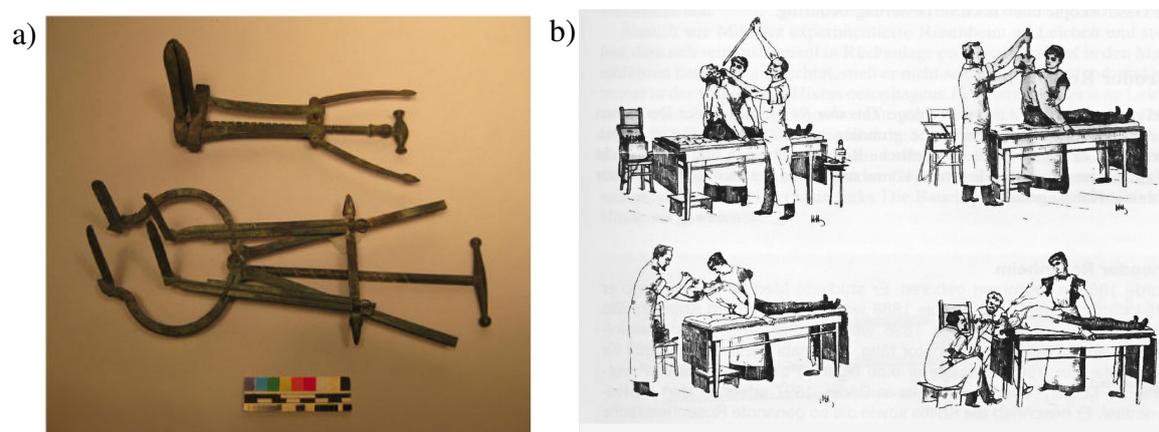


Figure 1.1: a) Spéculum en bronze datant de 200 avant J.-C. [1] et b) le déroulement des premières œsophagoscopies effectuées par A. Kussmaul à partir de 1868^a.

a. <http://www.swordswallow.com/halloffame.php>

à embarquer divers outils médicaux et/ou chirurgicaux, à travers plusieurs canaux. En effet, une caméra (voire deux pour la vision stéréo) est généralement présente, accompagnée d'une source de lumière pour pouvoir éclairer à l'intérieur du corps humain. D'autres composants peuvent être insérés dans le canal auxiliaire de l'endoscope pour le cas des outils chirurgicaux comme les scalpels, les stents, les pinces à biopsie, etc. Par ailleurs, un endoscope peut aussi disposer d'autres canaux tels que le canal à eau et/ou à air.

La capacité d'un endoscope à embarquer divers outils implique naturellement un compromis tant au niveau des dimensions qu'au niveau de la flexibilité du système complet. Concernant les endoscopes conventionnels, largement utilisés actuellement, le domaine d'utilisation (c.-à-d. les voies d'abord, les canaux de navigation, etc.) est la première contrainte à prendre en considération pour leur dimensionnement. La table 1.1 récapitule les principaux types d'endoscopes selon la spécialité médicale correspondante en présentant les dimensions généralement retrouvées, en s'appuyant sur les données de plusieurs praticiens, fabricants et agences de santé³ [278, 94, 209, 257].

Les diamètres des endoscopes peuvent varier selon les patients diagnostiqués (diamètres réduits pour la pédiatrie), selon l'actionnement (diamètres relativement plus faibles pour les outils passifs ou non-actionnés), selon la fonctionnalité (diamètres plus grands pour les outils à double-canal opérateur et/ou à double béquillage).

Somme toute, le défi relevé par la communauté, depuis l'invention de l'endoscope peut être résumé en quatre aspects essentiels : (i) le défi de miniaturisation qui a conduit à la réduction des diamètres, (ii) le défi de la flexibilité qui a conduit au changement des matériaux utilisés, grâce notamment aux avancées technologiques dans le domaine des matériaux, (iii) le défi de l'actionnement, conduisant ainsi au système de béquillage par câbles utilisé actuellement et (iv) le défi de l'intégration d'outils chirurgicaux, notamment. Les aspects (i) et (ii) convergent trivialement vers la réduction de l'invasivité de l'endoscope, alors que l'aspect (iii) vise à élargir le spectre des opérations potentiellement menées, telles que le diagnostic, le suivi, ou encore la thérapie chirurgicale. Finalement, l'aspect (iv) tend à simplifier l'utilisation des endoscopes, notamment pour améliorer leur commande aussi bien lors de la navigation que

3. <http://www.phac-aspc.gc.ca/nois-sinp/guide/endo/part3-fra.php>

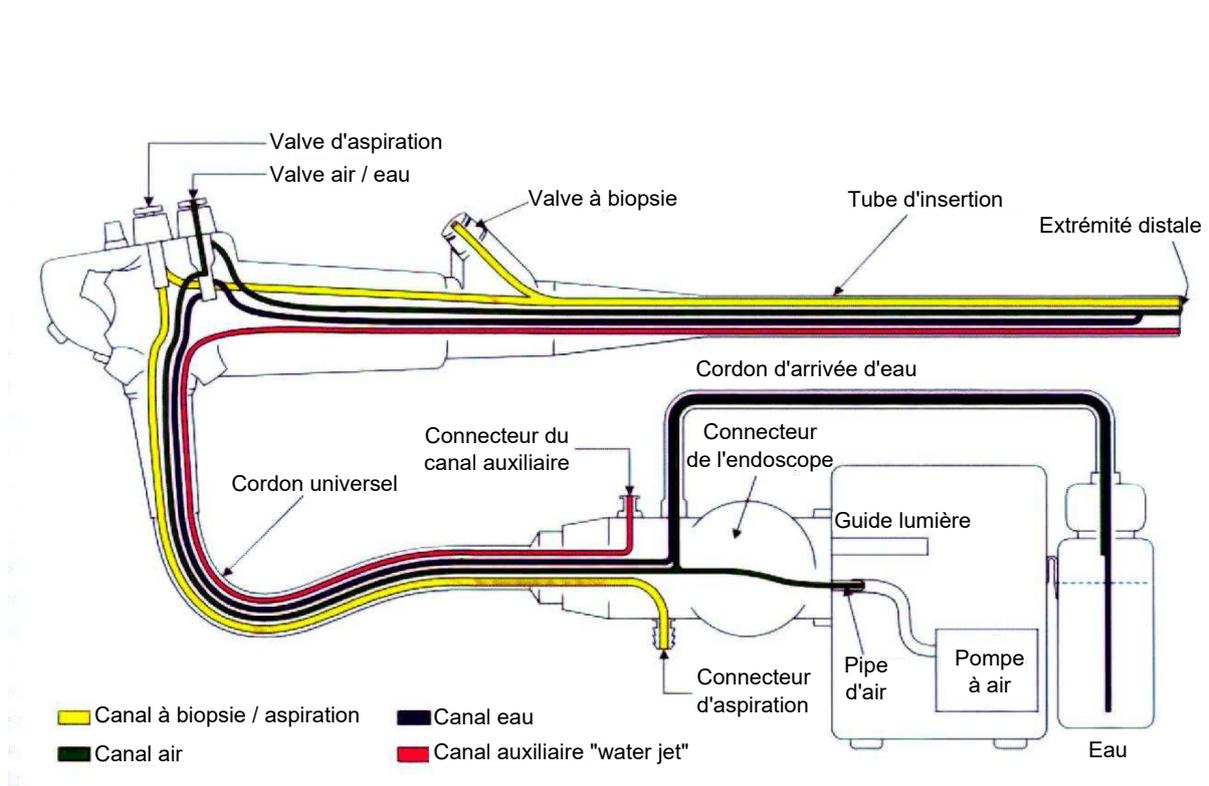


Figure 1.2: Architecture standard d'un coloscope ou gastroscopie [99].

Spécialité	Endoscope utilisé	Diamètre extérieur (mm)	Longueur utile (mm)
Gastroentérologie	Coloscope	11 – 12.8	1680 – 1700
	Gastroscopie	5.4 – 11.3	1030 – 2500
	Duodénoscope		
	Echoendoscope		
	Entéroscopie		
Pneumologie	Bronchoscope	2.2 – 4.9	550 – 600
Oto-Rhino-Laryngologie (ORL)	Rhinolaryngoscope	3.1 – 5.4	300
	Nasofibroscope		
Gynécologie	Hystérofibroscope	2.9 – 5	130
Anesthésie-réanimation	Fibroscope d'intubation	2.7 – 0.5	–
Urologie	Cystofibroscope	5	380

Table 1.1: Spécifications des endoscopes selon le domaine d'application.

Limites humaines	Apports de la robotique
Dextérité limitée à une échelle déterminée de mouvements	Dextérité élevée à une plus grande échelle de mouvements [247]
Sujet aux tremblements et à la fatigue	Stable et "inépuisable" [123]
Précision limitée	Précision élevée et adaptée à l'amplitude de déplacement [190]
Exposition aux radiations et infections	Résistance aux nuisances externes [2]
Aptitude limitée à exploiter les informations quantitatives	Capacité élevée à intégrer diverses informations de capteurs [279]

Table 1.2: Limites humaines et apports de la robotique dans le domaine médical.

de l'accomplissement d'une tâche médicale sur le site cible. Ces aspects visent donc à diminuer l'invasivité, à améliorer l'efficacité et le confort du médecin dans l'accomplissement de sa mission et d'élargir le champ d'applications possibles.

Néanmoins, ces défis, vraisemblablement incompatibles, ont posé des problématiques de conception, de fabrication et de commande, entre autres. La miniaturisation, outre le fait d'avoir ses propres limites, est opposée au défi d'intégration d'outils supplémentaires, mais également au défi de l'actionnement de l'endoscope. Par ailleurs, l'utilisation humaine est limitée du point de vue de la précision du geste, de la répétabilité et de la commande de l'outil dans les différentes phases de l'opération (abord, navigation, geste médical/chirurgical, etc.).

Par conséquent, une assistance *sur-humaine* est nécessaire afin de pallier les limites des gestes humains, d'apporter un confort et une fiabilité supplémentaires, et de proposer une navigation plus précise et mieux maîtrisée. Ces apports ont été initiés grâce à l'assistance des ordinateurs, comme première étape, et se sont développés davantage avec les systèmes automatisés et robotisés dans un deuxième temps.

1.2.3 Robotique médicale

Les limites des gestes de l'être humain – tant en précision, répétabilité, fiabilité, résolution, qu'en endurance – ont été mises en exergue à travers l'histoire, et plus particulièrement lors de la révolution industrielle du XIX^{ème} siècle de part l'exigence de la production croissante. En effet, la forte cadence et la monotonie des tâches confiées aux ouvriers a conduit à une utilisation de plus en plus importante de machines, de mécanismes et plus récemment de robots.

Le recours à une assistance robotique (et non humaine en général) dans le monde de la médecine rejoint celui de l'industrie dans le but d'améliorer la qualité du geste humain, bien que le premier place la cadence à un niveau d'importance moins élevé. En effet, l'assistance par ordinateur puis par robot tend, d'un côté, à fiabiliser le diagnostic médical grâce aux différents systèmes d'imagerie et de vision et les systèmes de mesures ; et de l'autre, à fiabiliser les gestes médicaux et chirurgicaux tant au niveau de la navigation et de l'accès au site d'opération qu'au niveau de la thérapie par la manipulation des outils et la délivrance ciblée de médicaments. Les principales limites des tâches humaines et leur comparaison à l'apport de la robotique médicale sont résumées dans la table 1.2.

Nous présentons dans cette partie l'origine de l'utilisation de la robotique dans le cadre médical, ensuite, nous abordons la problématique du compromis entre la spécificité et la généricité des robots

médicaux, pour converger enfin vers les robots spécifiques à notre application, visant à réduire l'invasivité des opérations médicales.

1.2.3.1 Origines de la robotique médicale

Le premier robot utilisé pour la chirurgie fut un PUMA 560, de Stäubli (Pfäffikon, Suisse) par Kwoh *et al.* en 1985 pour la biopsie neurochirurgicale [154] et trois ans plus tard par Davies *et al.* pour la résection transurétrale de la prostate [72]. Le système PROBOT a été conçu dans la foulée, spécifiquement pour la résection transurétrale de la prostate [119]. Dans la même période, le NeuroMate (Renishaw, Gloucestershire, Royaume-Uni) a été utilisé en 1989. Ensuite, le ROBODOC, premier robot à être approuvé par l'Agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux (FDA pour "Food and Drug Administration" en anglais), a été introduit cliniquement par Integrated Surgical Systems Inc. (Santa Monica, Californie, USA) d'après un prototype d'IBM Research (Armonk, New York, USA) en 1992. Il a été utilisé pour la chirurgie de la hanche et du genou [143, 270] notamment, et a été développé simultanément avec le CASPAR, de la compagnie U.R.S.-ortho GmbH & Co. (KG, Rastatt, Allemagne) [219]

Le système AESOP (pour "Automated Endoscopic System for Optimal Positioning") a été commercialisé par Integrated Surgical Systems Inc. (Santa Monica, Californie, USA) devenue Intuitive Surgical Inc. (Mountain View, Californie, USA) [201]. Ce système a subi d'importantes modifications et améliorations pour devenir le système Da Vinci (approuvé par la FDA en 2000). Un an plus tard, Computer Motion Inc. (Santa Barbara, Californie, USA) a commencé à produire le système Zeus (approuvé par la FDA en 2001).

Somme toute, les débuts de la robotique médicale se sont essentiellement appuyés sur des robots rigides, voire industriels. Les robots spécifiquement développés pour le domaine médical ont proposé, en premier lieu, plus de degrés de liberté (DDL) à un unique organe terminal. Par la suite, des structures de plus en plus complexes ont été développées afin de proposer plusieurs DDL sur de multiples organes terminaux. Par conséquent, le succès commercial du Da Vinci a confirmé la nécessité de la multiplication des DDL d'un robot médical, conçu pour un large spectre d'applications. Cette philosophie a été rapidement adoptée aussi bien par la communauté robotique que médicale, sans doute pour l'analogie évidente avec les doigts humains, avec une dextérité, une précision et une fiabilité supplémentaires. Néanmoins, la multiplication de DDL est synonyme d'une taille importante pour le robot et de la nécessité d'une chirurgie ouverte afin d'en tirer profit.

1.2.3.2 Spécificité des robots médicaux

Le développement des robots médicaux a débuté par des systèmes généraux à usages multiples. En effet, il s'agit d'abord de manipulateurs industriels utilisés à des fins médicales/chirurgicales. Ils nécessitent autant d'adaptations que d'applications. Celles-ci peuvent concerner :

- la compatibilité dimensionnelle avec la salle d'opération ;
- l'accessibilité pour l'équipe médicale ;
- le positionnement par rapport au patient : montage sur la table opératoire [237], positionnement sur le sol [110], fixation sur le patient [156], etc. ;
- la stérilisation de toutes les parties en contact avec le patient ou celles pouvant contaminer le champ opératoire ;

- la compatibilité avec le système d'imagerie en place, par exemple l'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui impose l'interdiction des matériaux ferromagnétiques [52];
- la sécurité couvrant toutes les phases allant de la conception et de la fabrication jusqu'à l'application logicielle et l'interface informatique [92].

Face à la complexité des structures des robots médicaux multi-usages, des systèmes spécialisés ont été préférés par la suite [80], qui peuvent être moins coûteux, plus fiables et nettement plus adaptés à des tâches bien spécifiques. Plus tard, des robots de moins en moins encombrants, plus légers avec des gammes de mouvement plus réduites ont été proposés [61].

Cette approche a évolué par la suite pour conduire à des systèmes flexibles. La motivation principale est la sécurité apportée par ce type d'instruments. Dès lors, l'interaction avec le patient devient moins contraignante avec la possibilité d'appui sur les tissus humains sans agressivité, la manipulation plus dextre avec la redondance du bras flexible, et la navigation plus intéressante avec la continuité et la complexité de la forme. En effet, les outils conventionnels et rigides présentent le risque d'une lésion (de gravité variable) lors d'un dysfonctionnement qu'il soit de nature humaine ou matérielle. Les DDL sont limités avec la robotique standard, qu'elle soit en chirurgie laparoscopique avec une rotation autour du point d'incision, en procédure à accès percutané avec le centre du pivot de l'aiguille au point d'accès ou qu'elle soit en chirurgie ouverte avec de très faibles déplacements par rapport aux mouvements de réorientation [271]. Finalement, l'accès aux zones confinées se trouve souvent laborieux, invasif, voire impossible dans le cas extrême à cause de la rigidité des outils disponibles.

1.2.3.3 Combinaison de robots médicaux

Une combinaison intéressante de systèmes robotiques a été introduite à l'University of Western Ontario pour la brachythérapie (appelée aussi curiethérapie) des poumons. Ils ont utilisé le robot chirurgical Zeus avec 3 bras robotisés et le système AESOP comme manipulateur de positionnement précis [273]. Ainsi, le site chirurgical est atteint de manière minimalement invasive, en ajustant la position et l'orientation de l'aiguille après un accès par des petites incisions au thorax du patient, pour atteindre le site ciblé par la suite, en contraste avec l'accès percutané ou à travers les bronches. Le couplage des bras robotisés avec l'imagerie par ultrasons en temps réel permet un positionnement extrêmement précis des graines de brachythérapie ($0.9 \pm 0.7 \text{ mm}$), tout en limitant considérablement l'exposition du clinicien aux radiations ainsi qu'en augmentant la dextérité et l'ergonomie de l'opération grâce, notamment, à la téléopération.

1.2.3.4 Robots médicaux minimalement invasifs

Hippocrate disait « D'abord, ne pas faire de mal (nuire) » (*Primum non nocere* en latin) ou encore « Face aux maladies, avoir deux choses à l'esprit : faire du bien, ou au moins ne pas faire de mal ». Ainsi, la chirurgie minimalement invasive a été souhaitée, voire prédite, depuis des millénaires.

Dans ce sens, la chirurgie minimalement invasive (ou MIS pour *Minimally Invasive Surgery* en anglais) a débuté en 1987 avec la première cholécystectomie laparoscopique [138, 93]. De nombreux robots ont été développés par la suite, dont une liste non exhaustive peut être retrouvée dans [80]. Des techniques d'incisions unique, double ou triple ou encore le passage par des orifices naturels ont été préférés. Ainsi, divers robots de MIS ont été proposés et sont classés dans la suite selon leur domaine d'application :

Chirurgie ophtalmologique et Oto-Rhino-Laryngologique (ORL)

La robotique médicale en vue de la chirurgie ophtalmologique et ORL a été marquée par différents systèmes dont le robot parallèle à Northwestern University pour l'insertion hypodermique d'aiguille à travers la sclère [134] et le microrobot à actionnement magnétique sans-fil à l'ETH Zurich pour la chirurgie vitréo-rétinienne afin de guérir l'occlusion veineuse rétinienne [81]. Par ailleurs, l'assistant robotique coopératif sous la forme d'un bras stable à Johns Hopkins University, a été introduit pour amener plus de précision et de sécurité au geste chirurgical [190] et le robot portatif Micron a été développé à Carnegie Mellon University afin de compenser les mouvements indésirables et les tremblements du chirurgien [9]. De plus, la micro-chirurgie a été envisagée avec le développement du robot pour la micro-chirurgie à Beihang University of Aeronautics and Astronautics pour la kératoplastie pénétrante (ou la transplantation de cornée) [123]. La haute dextérité et la grande précision du robot téléopéré introduit par Simaan *et al.* [247] à Columbia University ont été utilisées pour proposer la chirurgie de la gorge et des voies respiratoires supérieures (*cf.* figure 1.3a).

Neurochirurgie

La neurochirurgie, par les contraintes dimensionnelles et la fragilité des organes traités, constitue un cadre applicatif intéressant pour le développement de la robotique médicale. Ainsi, les travaux initiaux de Benabid *et al.* [24] à l'Université de Grenoble ont abouti au développement du NeuroMate par Renishaw (Gloucestershire, Royaume-Uni), qui constitue le premier robot approuvé par la FDA en neurochirurgie. Il a été utilisé pour des procédures de stéréotaxie [279]. Par ailleurs, le système robotique CyberKnife développé par Accuray, Inc.⁴ (Sunnyvale, Californie) et montré sur la figure 1.3b, a été développé pour la radiothérapie stéréotaxique. L'intégration des différentes composantes de la robotique s'est illustrée également sur le système NeuroArm à University of Calgary (Canada). En effet, il allie l'assistance par ordinateur au guidage par imagerie pour des opérations de stéréotaxie et de micro-chirurgie [261].

Chirurgie générale, cardiaque et thoracique

Les principaux prototypes pour la chirurgie générale, cardiaque et thoracique incluent le robot rampant Heartlander, développé à Carnegie Mellon University pour les injections myocardiques (chirurgie cardiaque) [215]. Il a été développé plus tard sous le nom Heartlander OMNI (pour *Onboard Motor Navigational Instrument*) [7]. Le système télé-opéré RAVEN a été conçu à l'University of Washington pour des applications dans des environnements rudes et/ou inaccessibles comme des zones de combats, dans l'espace ou pour des missions de longue distance [171]. Il a évolué par la suite vers le système RAVEN-II, devenu une plateforme pour la recherche dans la robotique chirurgicale en général [115], illustré sur la figure 1.3c. L'utilisation d'outil flexible a été intégrée au système Sensei comportant un cathéter endovasculaire flexible et orientable appelé Artisan par Hansen Medical (Mountain View, Californie, USA). Il constitue le premier robot pour la réparation transvasculaire de l'anévrisme [11].

Endoscopie gastro-intestinale et colorectale

Dans cette même optique de réduction d'invasivité, la chirurgie transluminale par les voies naturelles (ou NOTES pour "Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery" en anglais) a connu un essor

4. <http://fr accuray.com/>

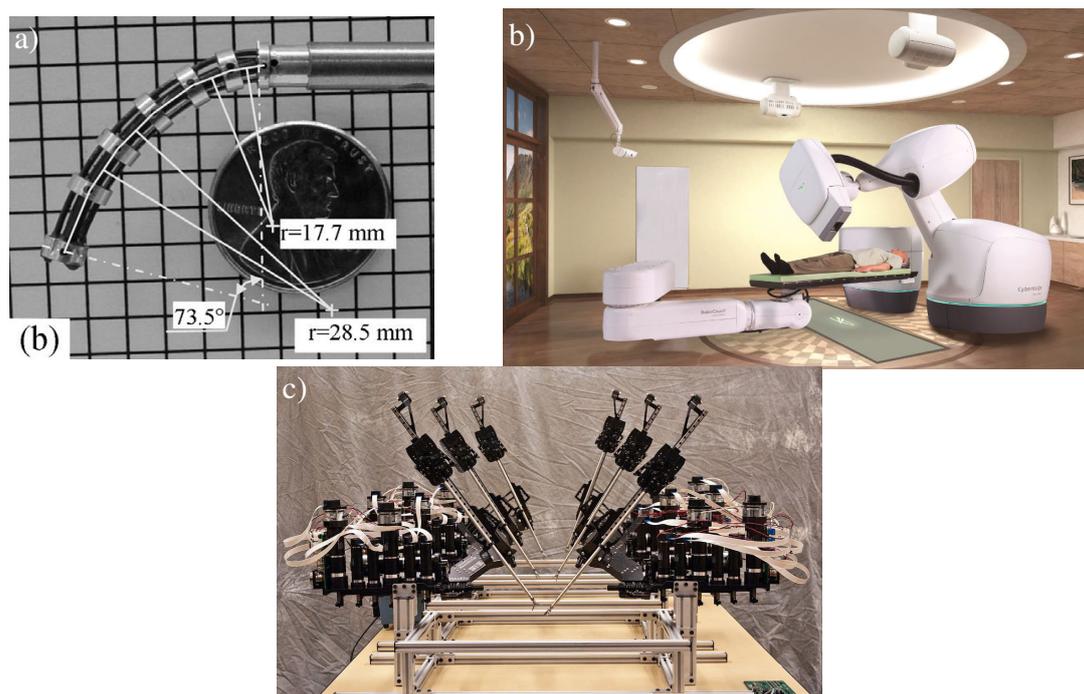


Figure 1.3: a) Prototype télé-opéré par Simaan *et al.* [247], b) le système CyberKnife^a et c) les robots télé-opérés RAVEN-II, image de Mary Levin, UW Photography.

a. <http://fr.accuray.com/>

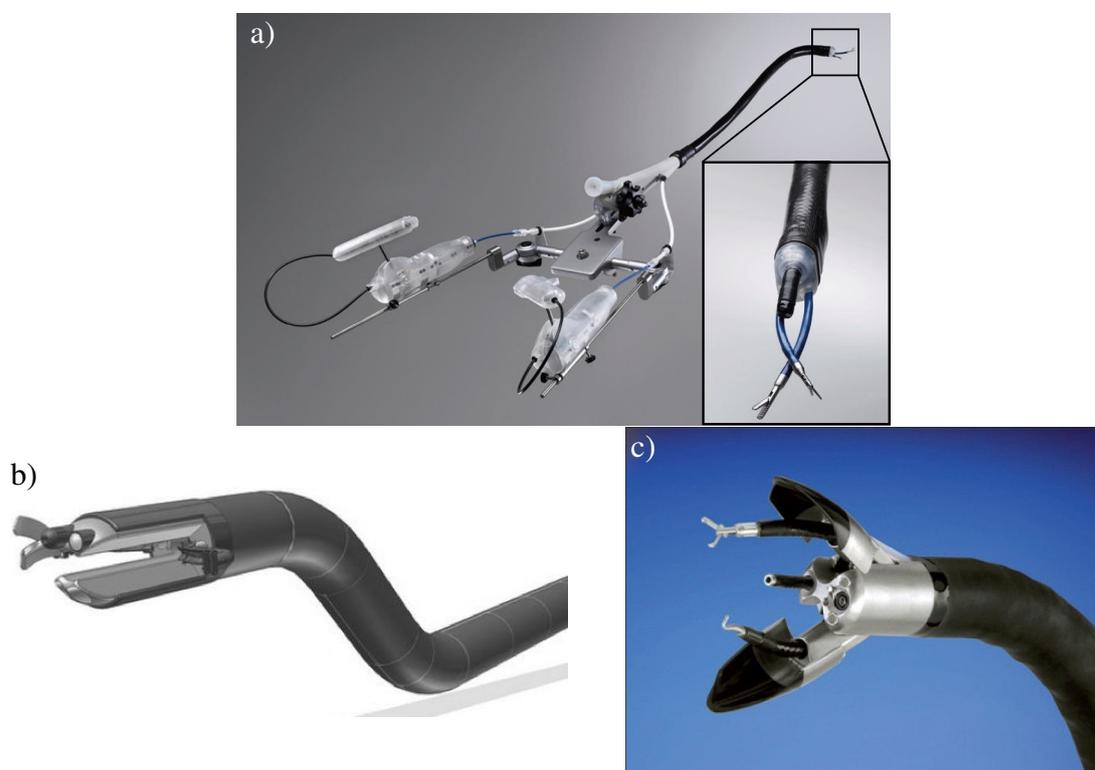


Figure 1.4: a) Le système DDES avec une vue élargie sur l'organe terminal portant deux outils [244], b) le système Transdouglass [255] et c) le système Anubis Scope^a.

a. <http://www.usgimedical.com/>

considérable [266]. Parmi les travaux les plus marquants, nous pouvons citer R-scope et EndoSAMU-RAI, tous les deux d'Olympus⁵ (Tokyo, Japon), le système DDES (pour "Direct Drive Endoscopic System") de Boston Scientific⁶ (Massachusetts, USA) illustré sur la figure 1.4a, le système Operating Platform de USGI Medical⁷ (Californie, USA), l'outil Transdouglass Endoscopic Device de NESAs (pour "New European Surgical Academy") [255] présenté sur la figure 1.4b, le système Anubis Scope issu de la collaboration entre Karl Storz GmbH⁸ (Tuttlingen, Allemagne) et l'IRCAD⁹ (pour Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif, Strasbourg, France) représenté sur la figure 1.4c et le système pour NOTES à l'University of Nebraska-Lincoln (Nebraska, USA) pour l'observation de la cavité abdominale et la dissection de l'intestin [163].

Dans le but de réduire encore plus l'invasivité des opérations au plus, la capsule endoscopique M2A a été développée en premier par Given Imaging Inc,¹⁰ (Duluth, Géorgie, USA), et suivie par les systèmes PillCam ESO et PillCam SB. Le principal inconvénient est la passivité de la navigation car elle dépend du flux péristaltique dans le système digestif, ce qui pose le problème de la sélectivité du diagnostic, de l'opération chirurgicale et/ou de la délivrance de médicaments. Afin de palier ce problème, des travaux ont proposé de commander la navigation de la capsule endoscopique par des champs magnétiques [281, 170], qui sont encore en phase de tests.

1.2.3.5 Conclusion

La plupart des robots médicaux utilisés actuellement ont une très grande empreinte volumétrique au niveau de la salle d'opération. De plus, l'utilisation d'instruments rigides et droits exige des articulations de l'organe terminal pour exécuter les tâches désirées. Ainsi, une tendance à la miniaturisation s'est imposée comme solution à ces problématiques. Le défi est, par ailleurs, dans le développement de robots capables de naviguer à travers des chemins tortueux et apportant une dextérité élevée. Des efforts ont été également fournis afin de développer des robots plus flexibles et déformables, pour une interaction plus sécurisée avec les organes et les tissus. De nombreux prototypes, cités dans cette partie, appartiennent à la catégorie des robots continus, qui permettent de condenser de nombreuses caractéristiques intéressantes, particulièrement dans le cadre applicatif de nos travaux, comme la flexibilité, la complexité de la forme, la capacité à embarquer et/ou fixer plusieurs outils chirurgicaux et visuels. Ainsi, nous détaillerons dans la partie suivante les robots continus.

1.3 Robots continus

Les robots continus, auxquels appartiennent les structures étudiées dans ces travaux, sont présentés dans ce paragraphe. Nous commençons par définir et classer ces derniers dans la panoplie de robots existants à ce jour. Ensuite, nous présentons brièvement leurs origines ainsi que les prototypes marquants. De plus, nous exposons les principes de leur modélisation, pour conduire par la suite à la présentation générale des différentes méthodes de commande de ces robots. Enfin, nous concluons ce paragraphe par les différentes applications envisagées, passées et actuelles. Dans la mesure du possible, nous focalisons l'état

5. <https://www.olympus.fr/>

6. <http://www.bostonscientific.com/en-EU/home.html>

7. <http://www.usgimedical.com/>

8. <https://www.karlstorz.com/de/fr/index.htm>

9. <http://www.ircad.fr/>

10. <http://www.givenimaging.com/fr/>

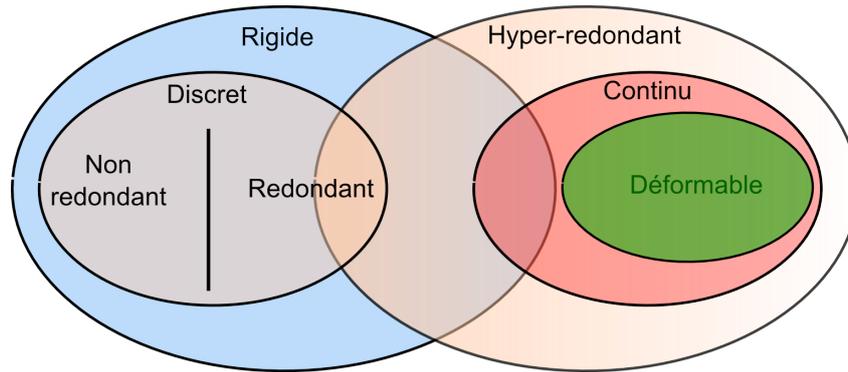


Figure 1.5: Classification des robots en différentes familles, d'après [275].

de l'art aux robots à tubes concentriques (RTC) en particulier. Par ailleurs, de nombreux articles d'état de l'art des robots continus et RTC ont été proposés au fil des années [122, 224, 67, 288, 101, 282, 283].

1.3.1 Principe et classification

La nature a toujours représenté une source d'inspiration pour l'Homme, pour les systèmes développés à travers l'histoire et pour la recherche actuelle. La reproduction totale ou fidèle de certains êtres vivants ou phénomènes naturels peut s'avérer plus contraignante qu'avantageuse. En effet, l'analyse, la compréhension et l'exploitation judicieuse de ces observations sont bien plus bénéfiques et efficaces. Dans ce contexte, vient s'inscrire le développement des robots en général, et des "robots continus" en particulier. Bien que les robots dits "classiques" constitués de corps rigides polyarticulés – à savoir les bras manipulateurs et les robots humanoïdes, entre autres – soient, dans la majorité, inspirés de la nature (membres et corps humains [154], insectes volants [295, 227], plantes [296] etc.), les robots continus en diffèrent substantiellement. La particularité majeure est l'absence de liens rigides avec ces derniers. Les exemples de structures similaires dans la nature sont nombreux : langues, queues, tentacules ou bras. Ces structures continues varient selon le type de leur fonction. Cowan et Walker proposent trois grandes catégories de fonctions [67], à savoir :

- *l'équilibre et la stabilité*, qui sont accomplis par la queue du kangourou en course, de quelques espèces de gecko en grimpant ou de l'hippocampe en s'accrochant à la flore marine, entre autres ;
- *l'exploration, la perception et la manipulation*, qui peuvent être accomplies par les serpents, les pieuvres, les poissons-chats, les anguilles jardinières et les ophiures dans le monde animal mais aussi dans le monde végétal comme les plantes grimpantes ;
- *l'enlèvement d'obstacle et la préhension*, qui peuvent inclure l'utilisation comme arme telle que les queues de raie, du dragon de Komodo ou du scorpion, les tentacules de calmars et les bras des ophiures, mais également comme manipulateur tel que les tentacules de pieuvre ou la trompe d'éléphant.

Trivedi *et al.* [275] ont proposé, dans la figure 1.5, une classification intéressante permettant de situer les robots continus parmi la panoplie de robots existants.

Définition / Rappel : Redondance

Un robot redondant cinématiquement est un manipulateur qui possède plus de degrés de liberté (DDL) que ceux nécessaires à l'accomplissement d'une tâche [195]. Par exemple, dans l'espace tri-dimensionnel (3D), six DDL sont requis : trois pour la translation et trois pour la rotation. Ainsi, un robot possédant plus de six DDL est cinématiquement redondant dans l'espace 3D.

Ce type de robots diffère considérablement des robots "classiques" ou "rigides" (bras manipulateurs, robots humanoïdes, robots mobiles, etc.) dans le sens où les liaisons rigides sont absentes. Ces liaisons, reliant des segments souvent droits, permettent une description géométrique assez intuitive. En effet, dans le cas d'un bras robotique, par exemple, les positions articulaires relatives de l'ensemble peuvent être retrouvées, et de ce fait, la position exacte de l'organe terminal du robot par rapport à ces configurations. Un exemple de bras manipulateur et de son semblable humain sont illustrés sur la figure 1.6a et d. Par la suite, la redondance est liée au fait d'avoir un nombre d'axes motorisés supérieur au nombre de DDL de l'organe terminal. Ceci peut également être synonyme de redondance au niveau des articulations. Cette dernière, au-delà d'une certaine limite, conduit aux robots "hyper-redondants". Un nombre considérable d'articulations est donc présent (sans avoir obligatoirement un nombre d'actionneurs aussi élevé) tout en ayant des segments rigides très courts. Le schéma descriptif d'un robot hyper-redondant et l'image de son analogue, à savoir le diplopode (ou "mille-pattes") sont exposés sur la figure 1.6b et e. Ce type de robots est capable de décrire des formes plus complexes et de réaliser des mouvements plus fluides. Finalement, les robots "continus" sont considérés comme une sous-catégorie des hyper-redondants [275]. La subtilité de la limite entre ces deux types est parfois difficile à saisir. En effet, du point de vue de leur forme complexe, les robots continus sont effectivement une sous-catégorie améliorée des robots hyper-redondants, car les discontinuités de la forme décrite ne sont plus autant perceptibles. Néanmoins, l'hyper-redondance du point de vue des articulations est absente car les robots continus n'en possèdent généralement pas. Les segments sont alors flexibles et une complexité de forme plus importante peut être réalisée, comme décrite sur la figure 1.6c et f avec un schéma d'un robot continu et une image de deux cobras.

1.3.2 Histoire et conception des robots continus

1.3.2.1 Les robots continus en général

Il est communément convenu que l'origine des robots continus remonte aux années 1960 et que ces derniers sont associés aux robots-serpents [228, 192]. L'ancêtre de ces robots est sans doute le robot actionné par câbles Tensor Arm [8] prévu pour des applications sous-marines. Ce concept a été poursuivi par la suite avec le développement du robot actionné par des soufflets pneumatiques [205]. Après l'abandon de ces projets, les développements de robots continus ont ré-émergé à la fin des années 1970 et pendant les années 1980, avec les travaux pionniers de l'équipe de S. Hirose [122], inspirés pour la plupart de la nature. Par ailleurs, la recherche académique a produit des robots en forme de trompes d'éléphant [294, 193] et des doigts robotisés à actionnement pneumatique ou hydraulique [262], tandis que les prototypes industriels incluent le robot "Spine robot" utilisé pour la peinture par spray [158].

La conception des robots continus peut être résumée en trois structures différentes : (i) celle à simple colonne, (ii) celle à colonnes multiples et (iii) celle à tubes concentriques. Afin d'actionner ces différentes structures robotiques, nous pouvons distinguer deux types d'actionnement de sorte que la zone où

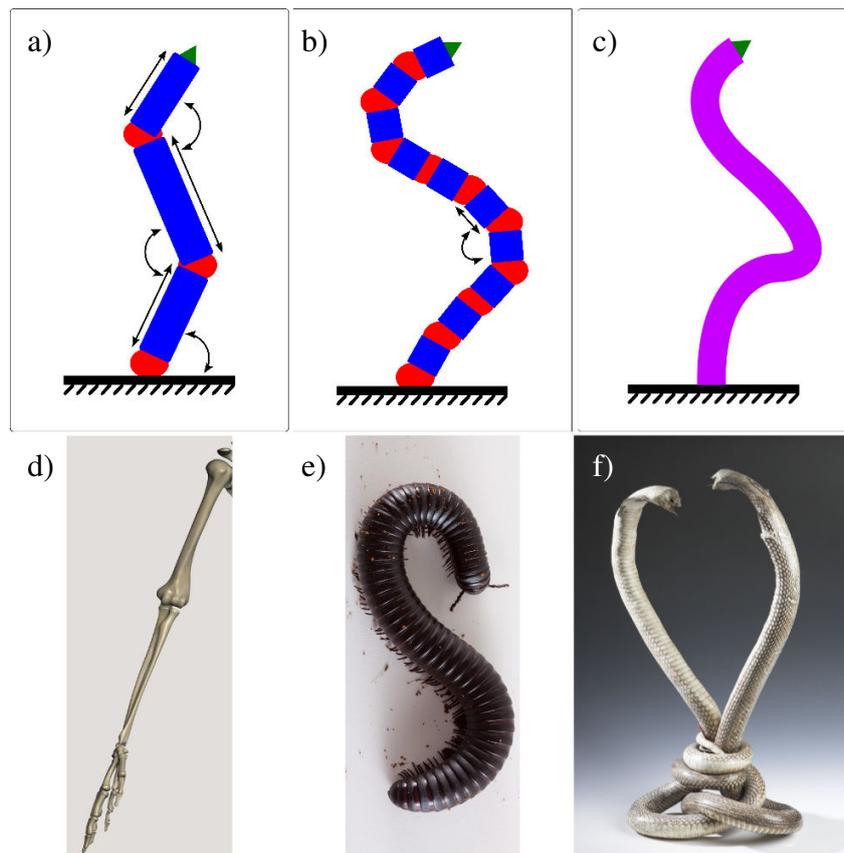


Figure 1.6: Schémas descriptifs de robots a) rigide, b) hyper-redondant et c) continu en contraste avec d) celui du squelette d'un bras humain^a et des images e) d'un diplopede africain géant^b et f) de deux cobras enlacés^c.

a. https://www.reseau-canope.fr/corpus/model2d/Homme_Squelette-face.jpg

b. <http://www.tnaqua.org/our-animals/invertebrates/giant-african-millipede>

c. <http://www.museum-requien.org/histoire-naturelle/fr/piece/cobra-enlases>

se produit la conversion finale de l'énergie en un effort mécanique soit déterminante. Ainsi, il est considéré extrinsèque si la conversion est effectuée à l'extérieur de la partie active du robot et intrinsèque dans le cas contraire.

Définition / Rappel : Actionnement intrinsèque et extrinsèque

La zone où se produit la conversion finale de l'énergie en un effort mécanique définit le type d'actionnement par rapport à la partie active du robot.

- L'actionnement extrinsèque comporte les robots actionnés par tendons/câbles [70, 153, 39, 310, 19, 58, 142] et les robots à colonnes multiples [248, 301, 17, 78, 316];
- L'actionnement intrinsèque inclut les robots actionnés par le biais de chambres hydrauliques [125, 16, 126], de chambres pneumatiques [45, 44], de matériaux à effet mémoire de forme [132, 133, 268, 13, 68], de micro-moteurs embarqués [207, 155], d'élastomères renforcés par des fibres fluidiques [26], des muscles de McKibben [185, 25] ou encore un champ magnétique [41, 109, 203].

L'actionnement extrinsèque peut proposer des forces plus importantes à appliquer (moyennant une bonne transmission d'énergie) des vitesses et des bandes passantes très intéressantes grâce à l'utilisation d'actionneurs/moteurs de grandes échelles et/ou conventionnels. Toutefois, l'empreinte volumique dans la salle d'opération reste conséquente, et est proportionnelle au rapport *Unité d'actionnement/Partie effective*. De plus, les non-linéarités dues à l'interaction élastique, à l'augmentation de la friction et à l'introduction d'instabilités en torsion (comme dans le cas des robots à tubes concentriques) restent des désavantages majeurs.

Les limitations de l'utilisation des techniques d'actionnement intrinsèque citées ci-dessus concernent l'augmentation du diamètre du robot (compromettant pour le défi de miniaturisation), la biocompatibilité et la compatibilité avec le(s) système(s) d'imagerie. Néanmoins, cette stratégie peut proposer une unité d'actionnement de volume réduit pour permettre une intégration plus simple dans la salle d'opération. Elle peut également réduire la friction, caractéristique de l'actionnement extrinsèque par câbles, et l'éventuel hystérésis.

1.3.2.2 Les robots à tubes concentriques en particulier

Origines des RTC

Le premier outil ressemblant aux RTC, a été le Mammalok[®], produit commercialisé par Mitek Surgical Products, Inc. (Massachusetts, USA) en 1985. Ce dernier consiste en un tube externe rigide et un câble précourbé en Nitinol [83, 187], comme le montre la figure 1.7a. Il a été développé pour une procédure interventionnelle, pour localiser et marquer les tumeurs du sein afin de réduire l'invasivité et faciliter le prélèvement chirurgical. Quelques années plus tard, des tubes courbés ont été utilisés pour faire fléchir une lame de dissection télescopique [69] et pour des instruments de laparoscopie [187, 189, 256]. Par la suite, en 1995, le SMARTGuide a été développé par Melzer et Wink à Daum GmbH (Schwerin, Allemagne) [71]. Il consiste en des tubes en Nitinol précourbés : il a été utilisé par la suite pour des interventions guidées par imagerie [188]. Un autre outil développé dans cette période, encore disponible commercialement, est le Roticulator[™] de Medtronic/Covidien, Inc.¹¹ (Minneapolis, USA) [189], illustré sur la figure 1.7b. Par la suite, le début du XXI^{ème} siècle a connu le développement de ce qui est considéré par Dupont *et al.* [84] comme l'ancêtre des RTC. Dans les travaux d'Ebrahimi *et al.* [87] et de

11. <http://www.medicaexpo.fr/prod/covidien/product-74674-457518.html>



Figure 1.7: a) Le mécanisme Mammalok®, b) le système Roticulator™ de Medtronic/Covidien, Inc.^a, c) la première motorisation de deux tubes [87] et d) le premier RTC développé par [96].

a. <http://www.medicaexpo.fr/prod/covidien/product-74674-457518.html>

Loser *et al.* [169], deux tubes concentriques en rotations antagonistes et en chevauchement complet ont été utilisés pour diriger une aiguille, notamment, pour des interventions percutanées (*cf.* figure 1.7c). Finalement, le premier concept d'un robot à tubes concentriques a été développé en 2005 par Loser [168] et Furusho *et al.* [96] sous le nom de CMT (pour *Curved Multi-Tube* en anglais). Il est constitué de deux tubes courbés dans lesquels translate une aiguille, utilisée pour la ponction d'échantillon de sang ombilical.

Conception des RTC

Lorsque des tubes courbés sont insérés les uns dans les autres, leur plan d'équilibre porte la courbure résultante. À l'instar de plusieurs ressorts attachés, d'un côté à un bâti et de l'autre à un plan commun, la position de ce dernier sera définie par la rigidité moyenne des ressorts. Ce plan est alors défini par la rotation relative appliquée à la base de chaque tube. De plus, ils présentent l'avantage d'être télescopiques et de modifier ainsi la position et l'orientation de l'organe terminal. Le déploiement d'un tube interne courbé au-delà d'un tube externe permet au premier de retrouver sa forme initiale, c'est-à-dire sa courbure intrinsèque. **La courbure de chaque tube d'un RTC est prédéfinie et ne peut être modifiée après son assemblage.**

Ainsi, la forme du robot peut être modifiée grâce à l'interaction des tubes qui le constituent, et gérée essentiellement par leurs rotations relatives. Sa longueur totale est également variable par le biais du déploiement télescopique. Pour un RTC standard, chaque tube est actionné en rotation et en translation appliquées à la base, permettant ainsi d'obtenir deux DDL par tube. Afin d'obtenir six DDL, requis dans la plupart des applications médicales, trois tubes sont alors utilisés.

Par conséquent, la structure d'un RTC peut être décomposée essentiellement en une partie active (ou effective) composée des tubes le constituant et une unité d'actionnement composée des moteurs fixés à la base des tubes. De plus, grâce à l'utilisation de tubes, la lumière est susceptible d'intégrer des capteurs, des systèmes de vision et/ou des outils chirurgicaux, pouvant même être interchangeables, d'où l'intérêt majeur dans nos travaux à exploiter cette structure.

Suite aux développements pionniers d'outils et de mécanismes télescopiques (*cf.* figure 1.7), de nombreux prototypes ont été développés et nous résumons les plus représentatifs dans ce paragraphe.

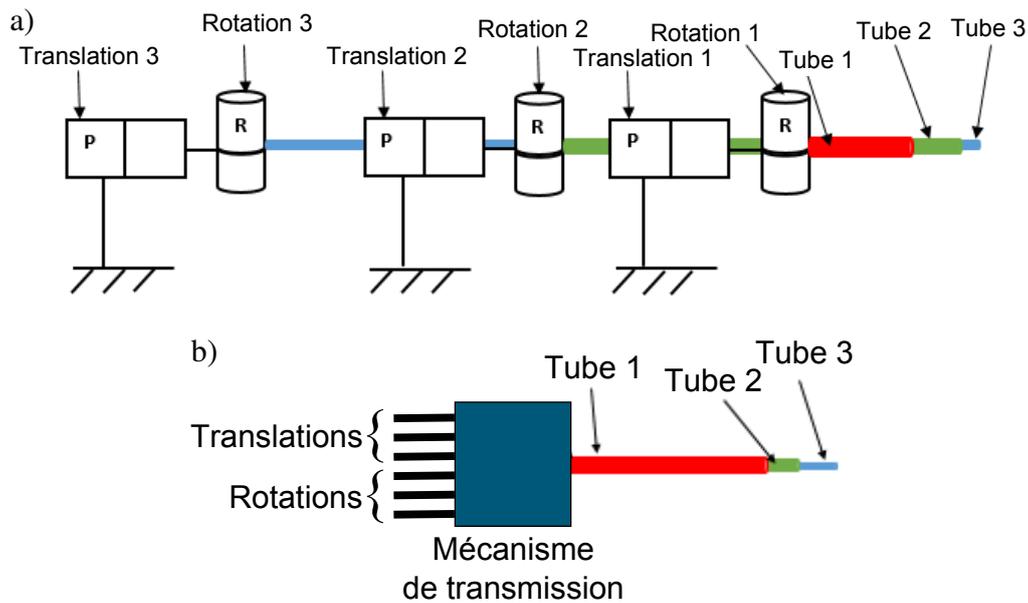


Figure 1.8: Schéma de l'actionnement des RTC avec une disposition des moteurs : a) en série et b) en parallèle, adaptation de [27].

Nous pouvons distinguer tout d'abord deux types de disposition des moteurs des RTC : série et parallèle. Il est à noter ici que cette dénomination diffère de celle utilisée pour les structures robotiques. Il s'agit, dans ce cas, de la disposition des moteurs de translation et de rotation utilisés. En toute rigueur, toutes les unités d'actionnement des RTC standards sont cinématiquement parallèles. Néanmoins, l'agencement relatif des actionneurs permet de dissocier les dispositions série et parallèle. En effet, celle en série a été la première à être utilisée pour la simplicité de sa mise en œuvre. Ensuite, la communauté a, de plus en plus, adopté la disposition en parallèle de l'unité d'actionnement pour réduire l'encombrement. Celle-ci permet également de diminuer la longueur de transmission et d'améliorer ainsi le rendement énergétique. Comme illustrée sur la figure 1.8a, la taille de l'unité d'actionnement disposée en série est proportionnelle à la longueur de chaque tube car chaque moteur de rotation et chaque moteur de translation doivent être liés à un seul tube, tout en gardant sa lumière libre pour le passage des tubes de diamètres inférieurs. Dans la plupart de ces prototypes, la translation et la rotation sont couplées, bien qu'il existe des cas où la table de rotation est uniquement montée sur celle de translation sans qu'elles ne soient couplées. En revanche, la disposition parallèle permet généralement le découplage des actionneurs, comme le montre la figure 1.8b, en plus de la réduction de la longueur des tubes utilisés, diminuant ainsi l'effet de la torsion.

Le prototype à disposition série proposé par Webster *et al.* [287] est composé de systèmes de vis sans fin et écrou fixés sur chaque tube, comme le montre la figure 1.9a. Les moteurs, reliés à travers des courroies de transmission, entraînent indépendamment la vis et l'écrou pour produire, respectivement, la rotation et la translation simultanées du tube et sa translation. Il est à noter que la rotation pure du tube est obtenue par la rotation simultanée de la vis et de l'écrou. Une unité d'actionnement à disposition parallèle a été proposée par Gosline *et al.* [104] avec la même technologie d'entraînement en rotation par courroie, mais avec le moteur de translation, qui entraîne directement le mouvement télescopique, comme illustrée sur la figure 1.9b. Ces deux prototypes ont utilisés trois tubes concentriques afin de proposer 6 DDL de l'organe terminal du RTC.

Les capacités de miniaturisation et d'intégration des RTC ont été démontrées à plusieurs reprises.

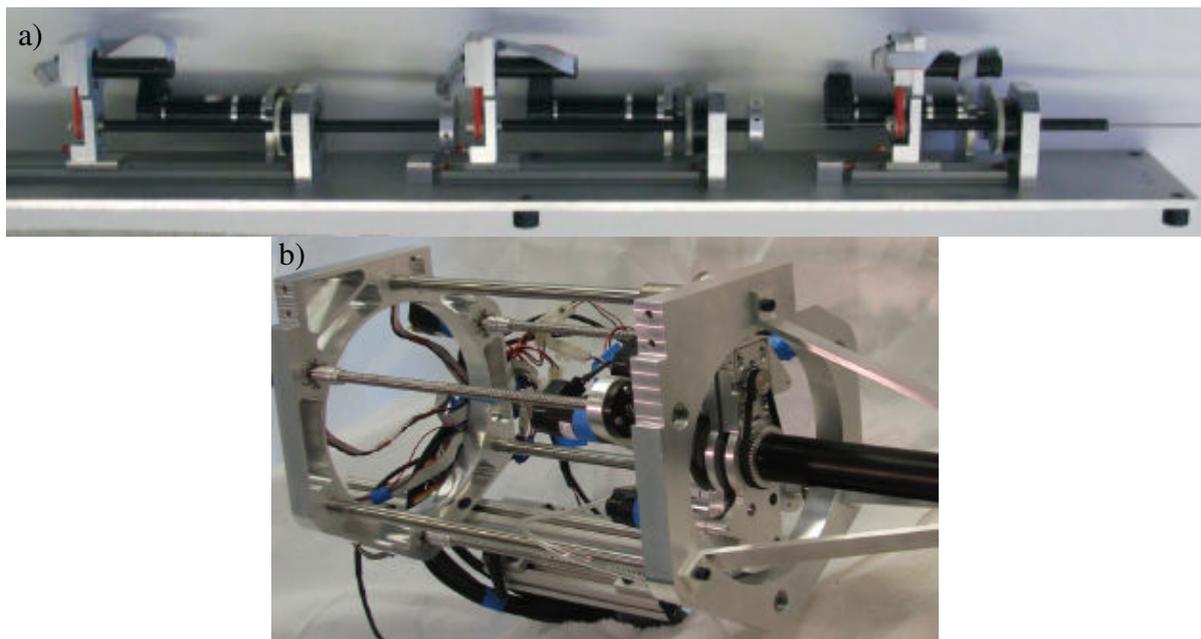


Figure 1.9: Exemples de prototypes de RTC à 3 tubes avec une unité d'actionnement avec 3 tubes concentriques disposée : a) en série [287] et b) en parallèle [104].

Le premier prototype utilisant deux bras de RTC a été proposé par Burgner *et al.* [35], illustré sur la figure 1.10a. Cette approche a été étendue par Hendrick *et al.* [120] en intégrant les deux RTC dans un endoscope rigide muni d'une caméra, montrée sur la figure 1.10b. L'intégration la plus réaliste des outils conventionnels est sans doute celle proposée par Swaney *et al.* avec un RTC muni d'une aiguille de ponction, inséré à l'intérieur d'un bronchoscope via son canal auxiliaire [265], comme le montre la figure 1.10c. Plus récemment, l'équipe de D. C. Rucker *et al.* a introduit les robots continus parallèles grâce à la fixation d'une plateforme à l'extrémité de 6 tubes actionnés en translation [30, 211, 210].

L'ensemble des prototypes significatifs des RTC est synthétisé dans la table 1.3, qui complète celle présentée dans [27].

1.3.2.3 Conclusion intermédiaire de la conception des robots continus

En analysant les prototypes de RTC présentés ci-dessus, nous pouvons distinguer deux caractéristiques principales : la capacité à embarquer des outils et l'intégrabilité. En effet, la lumière du tube interne des RTC (ou tube distal) est libre, elle permet ainsi d'embarquer différents outils médicaux/chirurgicaux, des systèmes de vision tels que les caméras ou les fibres optiques, ainsi que des capteurs tels que les capteurs de position (capteur électromagnétique). Par ailleurs, la capacité de miniaturisation avec des diamètres inférieurs à 3 mm et allant jusqu'à 0.8 mm positionne les RTC comme les plus petits robots continus. Cet avantage permet leur intégration à d'autres dispositifs médicaux plus conventionnels tels que les endoscopes actuels, d'un côté, et la multiplication des bras continus pour d'autres applications nécessitant plusieurs DDL telle que la suture. Par ailleurs, l'interaction élastique des tubes et leur flexibilité confèrent aux RTC des formes plus complexes que les autres robots continus. En effet, la multiplication des tubes et le choix de leurs portions droite et courbée ouvrent des possibilités considérables en termes de conception.

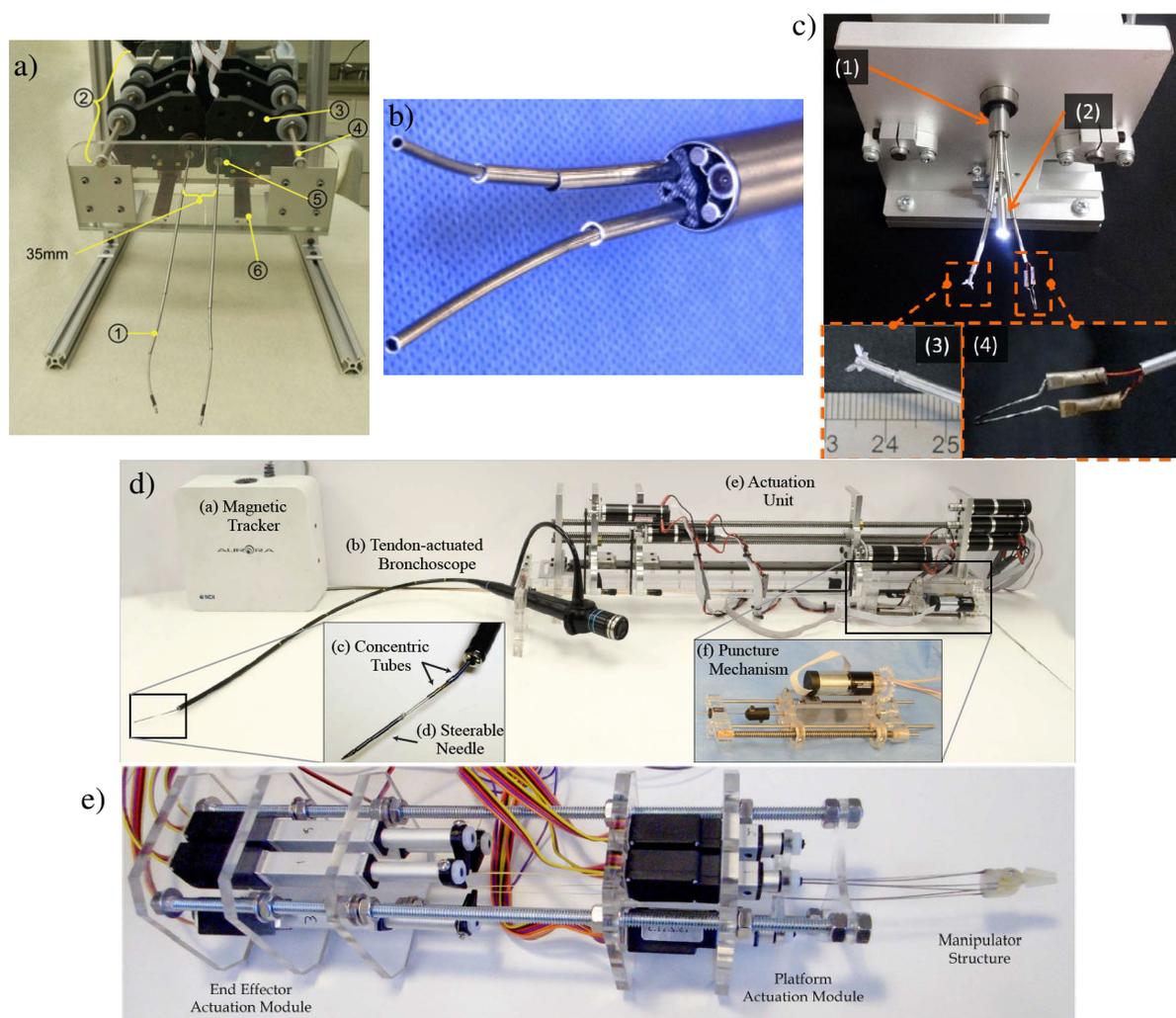


Figure 1.10: Les RTC sont "intégrables et intégrants" tels que a) la combinaison de deux bras de RTC munis d'outils chirurgicaux [35], b) l'intégration de deux RTC au sein d'une même structure endoscopique [120], c) l'intégration de trois bras de RTC d'un système de vision (centre), d'une paire de forceps miniaturisés (gauche) et d'un coagulateur électrique (droite) [315], d) l'intégration d'un RTC à travers le canal auxiliaire d'un bronchoscope qui embarque à son tour une aiguille de ponction [265], et e) le robot continu parallèle muni d'une plateforme portant une pince [210].

Prototype	Nombre de bras	Nombre de tubes motorisés	Nombre de DDL	Couplage en actionnement	Type d'actionneur
Webster [287]	1	3	6	Rot ^a /Trans ^b	MCC ^c
Dupont <i>et al.</i> [86] Gosline <i>et al.</i> [104]	1	3	3	Non	MCC
Burgner <i>et al.</i> [32]	2	3 × 2	6 × 2	Non	MCC
Xu <i>et al.</i> [303, 302]	1	2	4	Non	MCC
Cardona [40]	1	2	3	Non	Pneumatique
Su <i>et al.</i> [258]	1	2	3	Non	Piézoélectrique
Comber <i>et al.</i> [62]	1	3	6	Trans/Trans	Pneumatique
Hendrick <i>et al.</i> [120]	2	3 + 2	6 + 3	Non	MCC
Burgner <i>et al.</i> [32]	1	2	3	Non	MCC
Swaney <i>et al.</i> [264]	4	4 × 3	4 × 6	Non	MCC
Burgner <i>et al.</i> [34]	1	0	5	Non	Manuel
Butler <i>et al.</i> [38]	1	2	3	Non	MCC
Swaney <i>et al.</i> [265]	1	2 + 1 fil	4 + 2	Non	MCC
Yu <i>et al.</i> [315]	3	3 × 2 + 1	13	Oui	–
Orekhov <i>et al.</i> [210] Bryson <i>et al.</i> [30]	6	6	8	Non	Moteurs linéaires
Morimoto <i>et al.</i> [194]	1	2	2	Non	MCC

Table 1.3: Récapitulatif des prototypes de RTC développés pour des applications médicales (issu de [27] et mis à jour).

a. rotation

b. translation

c. moteur à courant continu

1.3.3 Modélisation des robots continus

La modélisation des robots continus est nettement plus complexe que celle des robots traditionnels, en général, à cause de l'absence de liaisons discrètes et de corps rigides. En robotique standard, la géométrie de ces corps rigides et les variables articulaires sont essentiellement utilisées afin de décrire la pose (position et orientation) de l'organe terminal du robot ainsi que sa vitesse (cinématique). Dans la plupart des cas, cette description inclut également la forme complète du robot. Néanmoins, l'exercice est tout à fait différent pour les robots continus. Dans ce sens, divers approches et formalismes ont été proposés dans la littérature et plusieurs phénomènes physiques ont été pris en considération au fil de ces 50 dernières années de développement des robots continus et/ou hyper-redondants.

1.3.3.1 Approches envisagées

Nous pouvons diviser les approches envisagées pour la modélisation des robots continus en deux catégories essentielles où la première est basée essentiellement sur la cinématique de la structure et la deuxième repose sur les phénomènes physiques.

Approches basées sur la cinématique

À travers les modèles développés dans la littérature, nous pouvons distinguer trois types d'approche pour la modélisation des robots continus :

- l'approche discrète généralement utilisée par la communauté robotique pour des robots à liaisons rigides conventionnelles. Naturellement, cette approche a été appliquée avec succès pour approximer la forme de robots hyper-redondants à structure discrète (*cf.* "robots à colonnes multiples"). Mais également, quelques robots à structure élastique et continue ont pu être modélisés selon cette approche [98, 153]. Bien qu'elle soit standardisée et homogénéisée pour les robots standards, son application à des robots continus reste tributaire de plusieurs hypothèses telles que la discrétisation de la forme du robot ;
- l'approche à "courbure constante" a été utilisée pour représenter la géométrie d'un robot continu comme étant une multitude de segments courbés et tangents à leurs extrémités. Il faudra noter que le terme "constante", ici, introduit une invariance de la courbure par rapport à une longueur d'arc donnée, et non pas une invariance temporelle. Dans cette approche, les paramètres décrivant un segment courbé dans l'espace (c.-à-d. un arc) sont sa courbure, sa longueur d'arc et l'angle du plan dans lequel il se trouve. Cette approche est la plus répandue pour la modélisation des robots continus et utilise une transformation homogène pour représenter cet arc. De nombreuses formulations ont été développées sur cette base, à savoir les paramètres de Denavit-Hartenberg [116, 136], les repères de Frenet-Serret [116], les formulations intégrales [55] ainsi que les coordonnées exponentielles [292, 241] ;
- l'approche "courbure variable" a été historiquement la première utilisée pour les robots hyper-redondants [57, 54]. Celle-ci a été récemment reformulée pour des robots qui ne peuvent pas être modélisés avec la précision souhaitée avec celle à "courbure constante" incluant [86, 231, 235, 176]. Cette approche consiste en une référence attachée à un corps glissant le long de la colonne et formée d'un vecteur position et d'une matrice de rotation, tous les deux variables en fonction de la longueur de l'arc auquel ils appartiennent. Park et Chung ont démontré que la résolution numérique peut se faire selon plusieurs approches, comme l'utilisation des angles d'Euler, des

quaternions, Munthe-Kaas, Crouch-Grossman, ainsi que les méthodes sans commutation [213]. Malgré des descriptions très précises de la position et de l'orientation, cette méthode est résolue numériquement et aucune forme analytique n'a été proposée jusqu'à présent, car elle est constituée d'équations différentielles couplées avec des conditions aux limites.

Approches basées sur les phénomènes mécaniques

- L'approche énergétique comme la minimisation de l'énergie élastique a été utilisée pour la commande de robots hyper-redondants [56] et pour l'analyse du comportement instable en torsion des robots à tubes concentriques [292, 235], entre autres. Cette approche, basée sur le principe du travail virtuel, a conduit à la mesure de couples intrinsèques sur des robots à colonnes multiples [300]. Par ailleurs, les travaux sur la dynamique des robots continus ont été initiés grâce à une approche basée sur l'énergie virtuelle dans le plan [226, 269, 107] et dans l'espace [102, 127];
- L'approche basée sur les théories classiques d'élasticité comme celle de Bernoulli-Euler pour les grandes déformations stipulant que le moment interne est proportionnel au changement de courbure, a été appliquée à un robot continu dans le plan [299]. De plus, la théorie des corps déformables des frères Cosserat [64] a été introduite dans ce contexte par Trivedi *et al.* [274] en tenant compte des travaux pionniers de Davis et Hirschorn [73];

1.3.3.2 Formalismes utilisés

De nombreux formalismes ont été utilisés pour modéliser les robots continus : des travaux pionniers d'Anderson et Horn [8] – considérés comme les premiers robots hyper-redondants – jusqu'aux développements suivants résumés dans plusieurs travaux [122, 224, 288]. Deux principaux modèles peuvent être retenus. Le premier se base sur la théorie des corps déformables des frères Cosserat [64], introduite dans ce contexte dans plusieurs travaux [135, 231, 74]. Bien qu'elle propose une modélisation précise utilisant les équations différentielles, cette méthode ne présente pas de modèle dynamique stable ni de formulation analytique. L'autre méthode est basée sur l'hypothèse des courbures constantes par morceaux et permet de réduire considérablement ces problèmes. Elle fournit une formulation analytique du modèle cinématique direct. Chirikjian a établi les bases d'une telle formulation pour les robots hyper-redondants [53]. Ces travaux ont permis, par la suite, les développements majeurs apportés par Gravagne et Walker [105]. Ces derniers ont initié la modélisation cinématique de robots continus plans à un seul segment et à un seul DDL [105] et l'ont poursuivie pour un robot continu à deux segments [106]. Leurs travaux suivants ont permis d'établir la matrice Jacobienne cinématique, avec des analyses de manipulabilité et de forces. Par ailleurs, une approche modifiée de celle de Denavit-Hartenberg a été introduite par Jones et Walker [137] pour la modélisation d'un robot continu à deux segments et six DDL. D'autre part, d'autres formalismes ont été utilisés tels que les repères de Frenet-Serret [116], les formulations intégrales [55] et les coordonnées exponentielles [241, 289].

Somme toute, malgré leur diversité, ces formalismes convergent vers un résultat unique, sous l'hypothèse des courbures constantes par morceaux [288].

1.3.3.3 Phénomènes physiques

La modélisation des RTC semble avoir convergé vers une proposition commune à la majorité des chercheurs, bien que le compromis parfait entre la complexité du modèle et sa précision (en plus de son

calcul en temps réel) reste encore à trouver [100]. Ces modèles se basent sur deux approches qui se sont avérées équivalentes par la suite, à savoir (i) l'équilibre newtonien des forces et des moments [86, 233] et (ii) la minimisation d'énergie [84, 235]. La flexion a tout d'abord été considérée pour déterminer la courbure résultante de l'interaction des tubes ainsi que l'angle du plan d'équilibre de cette dernière [168, 290, 241]. Ensuite, la torsion due à la transmission a été introduite [290, 291, 292], puis la torsion complète a été prise en compte pour différentes géométries de tubes [229, 230, 235, 84, 86] conférant ainsi une approche plus fidèle à la réalité. Les efforts ont été également concentrés sur la modélisation de l'effet des charges externes ponctuelles sur les RTC, qui a été introduit sur un seul tube au début [85], puis étendu par la suite sur tout le corps du robot directement dans les équations du modèle [233, 167], et appliqué *a posteriori* à un modèle sans contact [167, 178]. Par ailleurs, l'effet de charges réparties sur un ou plusieurs tubes sous forme de moments et de forces a été étudié par [111].

Enfin, des phénomènes supplémentaires ont été étudiés tels que la tolérance des tubes (c.-à-d. différence entre le diamètre intérieur d'un tube externe et celui extérieur d'un tube interne en interaction directe) [159, 288] et la friction [166] sans pour autant mener à une formulation analytique finale.

En marge de ces travaux, d'autres thèmes et phénomènes physiques ont été abordés et étudiés tels que l'effet de la friction [166], la nécessité du jeu entre les tubes [159, 288], mais également le phénomène de bifurcation de la solution d'énergie minimale (*snapping* en anglais) lors de l'actionnement des tubes. En effet, cette bifurcation engendre parfois des "détentes"¹² lors de la rotation des tubes. Ce phénomène est d'autant plus problématique que la longueur des tubes et leurs courbures augmentent. Rucker *et al.* [235] ont proposé une analyse des fonctions énergétiques liées à la torsion et ont exposé les différentes configurations susceptibles de créer une détente. Kim *et al.* [149] ont proposé une solution pouvant pallier ce problème dans le cas de deux tubes concentriques. Celle-ci est basée essentiellement sur la structuration des tubes.

Les différents modèles développés – par l'équilibre newtonien des forces et des moments [86, 233] ou par minimisation d'énergie [84, 235] – sont finalement équivalents [233, 235]. Ils ont été validés expérimentalement avec succès et ont permis une prédiction de la position de l'organe terminal du robot avec une erreur moyenne de l'ordre de 3 % (de la longueur totale du robot) [233, 235, 86, 167, 101].

1.3.3.4 Conclusion intermédiaire de la modélisation des robots continus

Finalement, nous pouvons conclure que la modélisation des robots continus en général n'échappe pas au compromis standard entre la fidélité du modèle et sa rapidité/facilité de mise en œuvre. Le choix de l'approche et des formalismes, ainsi que la considération des phénomènes physiques, doivent respecter les exigences de la conception (en amont) et celle de la commande (en aval). En effet, si le but couvre essentiellement l'optimisation de la conception du robot, il est toléré, voire exigé d'utiliser le modèle le plus sophistiqué. D'autre part, les modèles (géométrique et cinématique) des robots sont aussi utilisés pour la commande. Ainsi, pour l'efficacité de l'implémentation de la commande d'un système réel, un modèle approximé peut s'avérer suffisant [28]. De plus, dans le cas de l'utilisation de capteurs, les informations de la pose du robot (capteurs extéroceptifs), de l'état des actionneurs (codeurs de moteurs) et/ou des contraintes internes telles que les couples mis en jeu (capteurs proprioceptifs) permettent de

12. Une détente est due à une instabilité en torsion. Un tube peut emmagasiner de l'énergie sous l'effet de la torsion et de la friction provoquées par les autres tubes à son contact direct. Cela se traduit par une différence assez importante entre l'angle appliqué par le moteur de rotation et l'angle observé à l'extrémité du tube en question. Arrivée à un seuil critique (maximum d'énergie emmagasinable), l'énergie emmagasinée est subitement relâchée par le tube générant ainsi une rotation brutale (détente) de celui-ci

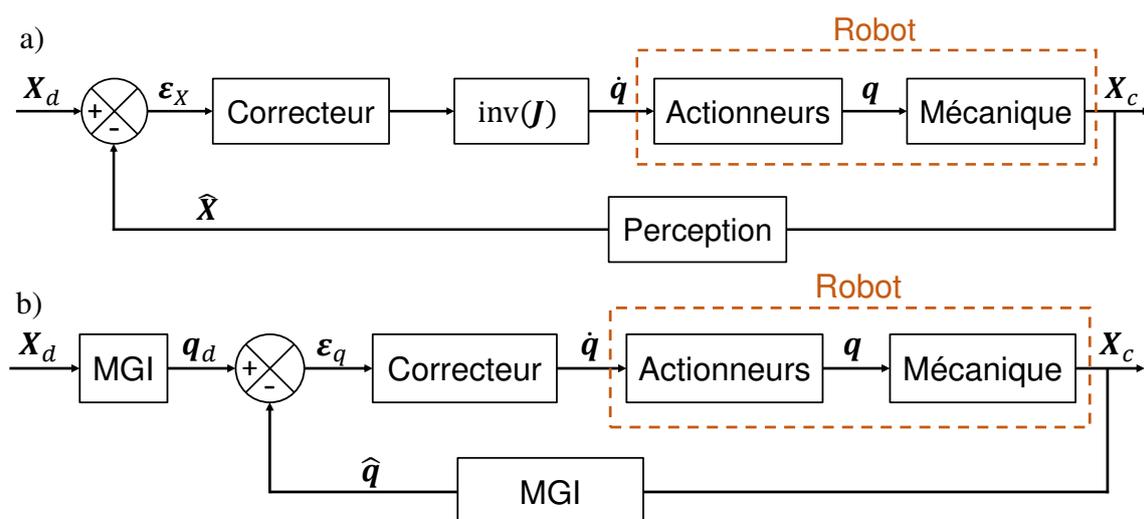


Figure 1.11: Schémas de principe de a) commande cartésienne et de b) commande articulaire, où \mathbf{X} désigne la pose de l'organe terminal du robot, \mathbf{q} la position articulaire, \mathbf{J} la matrice jacobienne du robot avec inv son inverse, MGI le modèle géométrique inverse, $\boldsymbol{\varepsilon}$ l'erreur, les indices d et c pour désiré et courant, respectivement, l'opérateur $\dot{}$ pour les dérivées temporelles et l'opérateur $\hat{}$ pour les valeurs mesurées.

compléter, voire de corriger la description partielle apportée par un modèle moins complet.

Ainsi, dans le cadre de nos travaux, la commande est envisagée grâce à des capteurs extéroceptifs et un modèle intermédiaire, ne considérant que la flexion des tubes, est utilisé.

1.3.4 Commande des robots continus

La commande des robots, en général, peut concerner différentes tâches. En effet, la position de l'organe terminal, son orientation, sa pose complète, la force qu'il génère, sa rigidité, et/ou sa forme complète, entre autres, peuvent être commandées par l'utilisateur ou de manière autonome. La qualité de la commande des robots continus, à l'instar des robots manipulateurs standards, dépend de plusieurs facteurs :

- la fidélité de la modélisation, la prise en compte de tous les phénomènes physiques ;
- les résolutions des actionneurs, des codeurs et des amplitudes associées ;
- la stabilité de la loi de commande ;
- la fiabilité du système de mesure éventuel ou la fidélité de l'estimation pouvant être effectuée à plusieurs niveaux (poses, modèles, positions articulaires, etc.) ;
- l'espace dans lequel elle est effectuée ;
- etc.

Ainsi, la commande peut être réalisée aussi bien dans l'espace opérationnel que dans l'espace articulaire. Un exemple de ces deux méthodologies est schématisé sur la figure 1.11 selon une consigne cartésienne. La position/pose est notée \mathbf{X} , les actionneurs \mathbf{q} , l'erreur $\boldsymbol{\varepsilon}$, la matrice jacobienne \mathbf{J} définit le modèle cinématique du robot, les indices d et c définissent les valeurs désirées et courantes (ou mesurées), respectivement, et les accentuations $\dot{}$ et $\hat{}$ définissent respectivement les dérivées temporelles et les mesures/estimations des valeurs auxquelles elles sont appliquées.

Ces deux stratégies de commande ont été validées expérimentalement pour un robot continu à câbles

dans [217]. En effet, les auteurs ont mis en exergue la similarité des performances de commande en position de l'organe terminal d'un prototype de robot continu, moyennant des conditions particulières telles que la restriction aux trajectoires ne nécessitant pas des mouvements de rotation et d'insertion simultanés, aux faibles erreurs initiales, etc.

Pour ces deux approches (commande articulaire et commande cartésienne), l'inversion des modèles géométrique et cinématique est nécessaire selon deux aspects :

- inversion du modèle géométrique pour la planification de trajectoire (essentielle dans le cas des RTC standards à cause de la non-holonomie démontrée dans le chapitre 2) ou pour la commande dans l'espace articulaire (utilisation de capteurs proprioceptifs), notamment, ou encore pour la vérification des poses atteignables par le robot en vue de la validation de la consigne en amont de son envoi vers les actionneurs du robot, pour respecter, d'une part, l'espace de travail du robot, et pour la protection des actionneurs (vitesses trop élevées), d'autre part ;
- inversion du modèle cinématique pour une commande en vitesse qui permet ainsi l'utilisation de capteurs extéroceptifs, plus appropriés pour les applications médicales et pour le défi de miniaturisation, mais également pour permettre à l'organe terminal de décrire des trajectoires continues, par tangence au profil de vitesse générée par une telle commande.

Nous retrouvons dans la littérature de nombreux travaux concernant la commande des robots continus, en général, et des RTC en particulier, dont nous détaillons les plus remarquables dans la suite.

La commande par modèle cinématique inverse (MCI) a été réalisée dans de nombreux travaux afin d'effectuer une commande en position de l'organe terminal du robot. Webster *et al.* [293] ont proposé une telle commande par asservissement visuel (en configuration *eye-to-hand*) pour un RTC à 6 DDL (dont la matrice jacobienne a été réduite à 3 DDL) avec une précision de positionnement en moyenne de 0.674 mm . Elle a été étendue par la suite par Burgner *et al.* [32] sur un RTC à 6 DDL (sans pour autant exploiter la commande en orientation) par un système télé-opéré en utilisant un capteur électromagnétique de pose. Par ailleurs, cette commande a été appliquée sur un RTC à 4 DDL par Xu *et al.* [303, 302], en utilisant un capteur électromagnétique pour des schémas sans contact ainsi que sous des charges externes et des interactions avec l'environnement, qui ont permis des précisions de positionnement de 3.86 mm et de 1.4 mm , respectivement. L'utilisation de tels capteurs a permis une estimation rapide de la matrice jacobienne.

Les travaux de Yip *et al.* [307, 308] se sont distingués par l'affranchissement du modèle d'un robot continu actionné par câbles. En effet, ils ont utilisé un asservissement visuel (configuration *eye-to-hand* également) pour retrouver la position de l'organe terminal du robot et un capteur de force pour mesurer la tension des câbles. Une matrice jacobienne estimée a été utilisée dans la loi de commande et a permis d'obtenir $1.22 \pm 0.93 \text{ mm}$ de précision dans l'espace libre et $1.58 \pm 1.86 \text{ mm}$ à $4.94 \pm 4.02 \text{ mm}$ en appliquant différentes contraintes externes sur le corps du robot, comme la navigation dans un milieu contraint. Une approche similaire a été réalisée par Wu *et al.* [297] pour commander un RTC possédant 3 DDL seulement. Elle a été validée pour une commande 1 DDL dont les performances quantifiées n'ont pas été mentionnées.

Par ailleurs, la commande par un MGI approximé hors-ligne par des séries de Fourier, a été validée par Dupont *et al.* [86] sur un RTC à 5 DDL sans mentionner quantitativement les performances. Ces travaux ont été étendus par Mahvash *et al.* [179], en combinant le MGI à une commande par raideur. Celle-ci est réalisée en utilisant la force désirée de l'organe terminal, interprétée en positions articulaires désirées par le biais d'un modèle de déflexion, et commandée par la suite grâce au MGI et à une mesure

de pose via un capteur électromagnétique. Les performances ont été présentées uniquement qualitativement. La suite de ces travaux a été proposée par Kim *et al.* [148] par le biais d'une commande adaptative. Seules les erreurs maximales sont quantifiées pour des trajectoires circulaires planaires et ont atteint une précision de 1.52 mm dans le plan et 1.97 mm hors plan.

La commande articulaire a été validée également par un mode glissant, effectuée par Comber *et al.* [62] sur un RTC à 3 DDL à actionneurs pneumatiques, qui a permis de mesurer des erreurs de 0.006 mm pour les moteurs de translation et de 0.3° pour les moteurs de rotation grâce à des codeurs optiques. La précision de la tâche n'a néanmoins été caractérisée que de manière qualitative.

Boushaki *et al.* [27] ont mis en exergue l'effet des incertitudes du modèle en comparant par des simulations numériques les performances de commande d'un RTC à 6 DDL. En effet, l'utilisation d'un correcteur, qui compense ces incertitudes, a permis de démontrer que ces dernières se trouvent perceptibles dans le cas d'une commande par modèle géométrique inverse (MGI). En effet, l'erreur moyenne détectée en utilisant le modèle tenant compte de la flexion uniquement pour le calcul de la matrice jacobienne dans un schéma de commande par MGI est de 7 mm , tandis qu'elle est réduite à 1 mm en utilisant la commande proposée, permettant ainsi de compenser l'absence du modèle de torsion.

La table 1.4, qui complète celle présentée dans [27], récapitule les principaux travaux de commande des robots continus en présentant la loi de commande adoptée, le(s) capteur(s) utilisé(s), le nombre de DDL du robot, et, dans la mesure des informations mentionnées par les auteurs, la longueur maximale déployée par le robot et l'erreur moyenne.

La majorité des travaux de commande des robots continus a concerné essentiellement la position de son organe terminal. En effet, à notre connaissance, la commande en orientation (ou en pose complète) n'a jamais été abordée à ce jour, malgré la variété importante des méthodologies, des techniques et des lois de commande utilisées.

Par ailleurs, malgré la diversité des travaux réalisés en vue de la commande des robots continus, nous remarquons, d'après la table 1.4, que la commande par cinématique inverse est prépondérante. Qu'elle soit basée sur un modèle de connaissance ou estimé, cette loi de commande fournit les meilleurs résultats de positionnement, avec une erreur moyenne de positionnement minimale de 0.674 mm pour un RTC commandé en 3 DDL [293].

Néanmoins, l'utilité du MGI reste grande, notamment pour proposer une commande articulaire (*cf.* figure 1.11b), telle que l'ont appliquée Penning *et al.* [217]. Le MGI est également souvent indispensable pour résoudre des problématiques de planification de chemins/trajectoires, en vue d'optimiser la conception et/ou le déploiement des robots pour une navigation plus sûre dans un environnement médical. En effet, il s'agit essentiellement de définir la trajectoire optimale, moyennant les contraintes imposées par l'environnement, qui permettent une navigation sans collision du robot. À partir de cette trajectoire, le MGI est généralement utilisé pour extraire la séquence de positions articulaires adéquates. Ainsi, les performances de planification de trajectoire sont étroitement liées à la fidélité de la modélisation. Plusieurs applications ont pu être étudiées avec des planificateurs qui varient selon leur structure interne, la formulation du problème ou encore la complexité du modèle utilisé. Une synthèse des algorithmes de planification de trajectoire peut être retrouvée dans [27].

Loi de commande	Consigne	Capteurs	L^a (mm)	Erreur moyenne	DDL	Référence
MCI	Automatisée	Asservissement visuel	128.6	0.674 mm^b	3 ^c	Webster <i>et al.</i> [293]
MGI approximé	Télé-opérée	–	200	qualitatif	5	Dupont <i>et al.</i> [86]
MGI et modèle de déflexion	Automatisée	Électromagnétique	150	qualitatif	3	Mahvash <i>et al.</i> [179]
MGI et modèle de déflexion	Télé-opérée	Électromagnétique	236.4	$< 1.52 \text{ mm}^d$	5	Kim <i>et al.</i> [148]
MCI	Télé-opérée	Électromagnétique	435	qualitatif	6	Burgner <i>et al.</i> [32]
Mode glissant	Automatisée	Codeurs optiques	–	0.006 mm^e	5	Comber <i>et al.</i> [62]
				$0.3^\circ f$		
MCI estimé	Automatisée	Guidage par IRM	340	$1.94 \pm 0.97 \text{ mm}^b$	4	Su <i>et al.</i> [259]
				$2.17 \pm 0.97 \text{ mm}^b$		
				$4.64 \pm 1.87 \text{ mm}^b$		
MCI estimé	Automatisée	Simulations	409	1 mm^j	6	Boushaki <i>et al.</i> [28]
MCI avec tâche secondaire	Automatisée	Capteurs de force et électromagnétique	152.6	1.67 mm^b	4	Xu <i>et al.</i> [303]
				1.56 mm^d		
MCI et modèle de déflexion	Automatisée	Capteurs de force et électromagnétique	153	1.4 mm^g	4	Xu <i>et al.</i> [302]
				9.5 mm^k		
MCI estimé	Automatisée	Retour visuel et capteur de force	280	$1.22 \pm 0.93 \text{ mm}^l$	3	Yip <i>et al.</i> [307]
				$1.58 \pm 1.86 \text{ mm}^k$		Yip <i>et al.</i> [308]
MCI estimé	Automatisée	Retour visuel	120	qualitatif	3	Wu <i>et al.</i> [297]
MCI	Télé-opérée	Retour visuel	143	qualitatif	13	Yu <i>et al.</i> [315]

Table 1.4: Comparaison des méthodes de commande des robots continus.

a. Longueur totale du robot

b. Sur la position finale

c. Robot initialement à 6 DDL dont la matrice jacobienne a été réduite à 3 DDL

d. Sur la trajectoire (cercle dans un plan)

e. Moteurs de translation (commande articulaire)

f. Moteurs de rotation (commande articulaire)

g. Robot libre

h. Sur un organe artificiel (en gélatine)

i. Test *ex vivo* (foie porcine)

j. Sur la trajectoire (cercle 3D)

k. Sous charges externes

l. Sur la trajectoire (carré dans un plan)

m. Sur la trajectoire (courbe dans un plan)

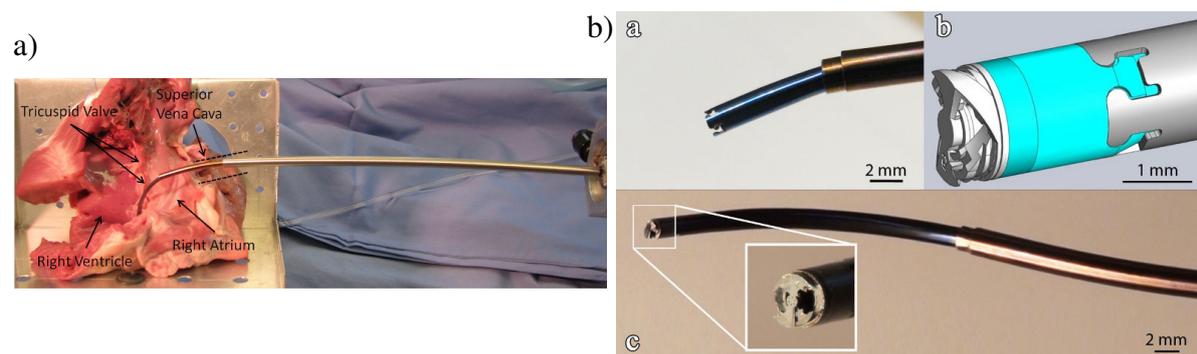


Figure 1.12: Système robotique pour la chirurgie cardiaque : a) test ex-vivo du robot et, b) son outil de découpe/aspiration, issu de [104].

1.3.5 Applications des robots à tubes concentriques

Dès leur conception depuis une décennie, les RTC ont été imaginés pour des applications médicales/chirurgicales. Leur potentiel important, démontré dans ce chapitre, et résumé par leur dextérité, miniaturisation, biocompatibilité et aptitude à embarquer différents outils, a été exploité par les différentes équipes de recherche. Elles sont parvenues à proposer, et dans une moindre mesure à valider, plusieurs schémas et/ou procédés d'utilisations cliniques. Nous exposons les travaux les plus significatifs dans ce qui suit.

1.3.5.1 Chirurgie cardiaque

La chirurgie à cœur battant en accédant par la veine jugulaire a été étudiée notamment dans [104], comme montrée sur la figure 1.12. Un RTC à 3 tubes est proposé et un outil de découpe/aspiration ($\varnothing 1.9\text{ mm}$) a été spécialement conçu pour permettre l'enlèvement et l'évacuation de tissu. L'outil utilisé est fabriqué par un procédé original qui s'appelle *EFAB*[®] (Electrochemical fabrication) proposé par la société Microfabrica¹³. Le système est commandé par téléopération et validé sur un cœur porcine.

1.3.5.2 Neurochirurgie

– Chirurgie transnasale de la base du crâne

L'utilisation des RTC pour la chirurgie de la base du crâne a été étudiée initialement dans [35, 240]. L'idée principale est d'accéder par les cavités nasales à la glande pituitaire ou à l'hypophyse pour enlever les tumeurs. Un système bimanuel, présenté sur la figure 1.13, équipé de forceps (Endo-Jaw, FB-211K, Olympus, Japan) et commandé en mode téléopéré a été proposé et validé par des tests sur cadavre.

– Enlèvement d'hémorragie intracérébrale

L'évacuation des caillots lors d'une hémorragie cérébrale a été également étudiée comme champ d'application des RTC par [33]. Le système est présenté à la figure 1.14. Avec une connaissance *a priori* de l'espace de travail, une méthode d'optimisation des courbures des tubes a été développée afin d'accéder le plus efficacement possible à cette zone tout en maintenant un niveau opérationnel élevé. Le système est capable d'enlever 83 à 92% du volume des caillots.

13. <http://www.microfabrica.com>

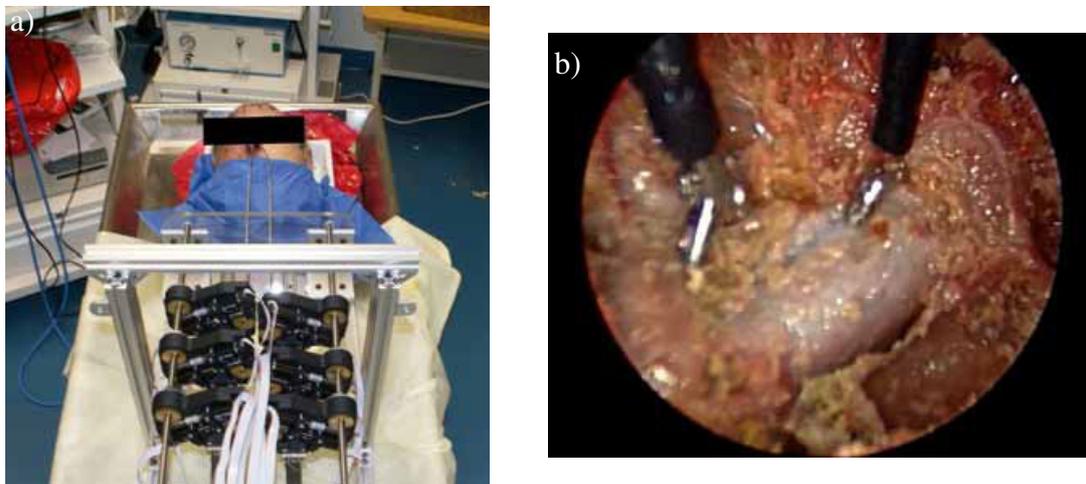


Figure 1.13: Système robotique pour l'accès par la base du nez : a) une vue globale du prototype ayant un \varnothing de 1.4 mm sur la partie distale, b) test sur cadavre [35].

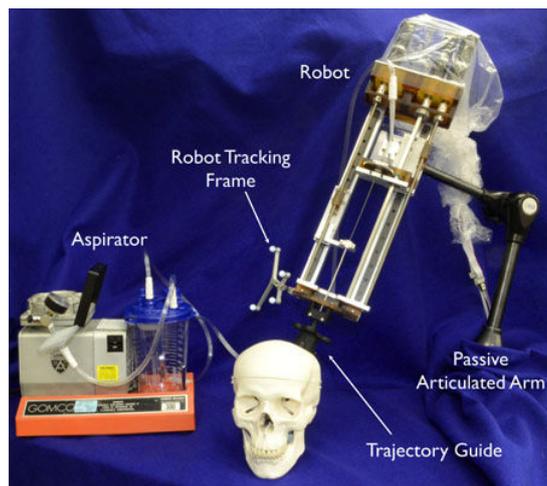


Figure 1.14: Système robotique d'évacuation des caillots dus à une hémorragie cérébrale [33].

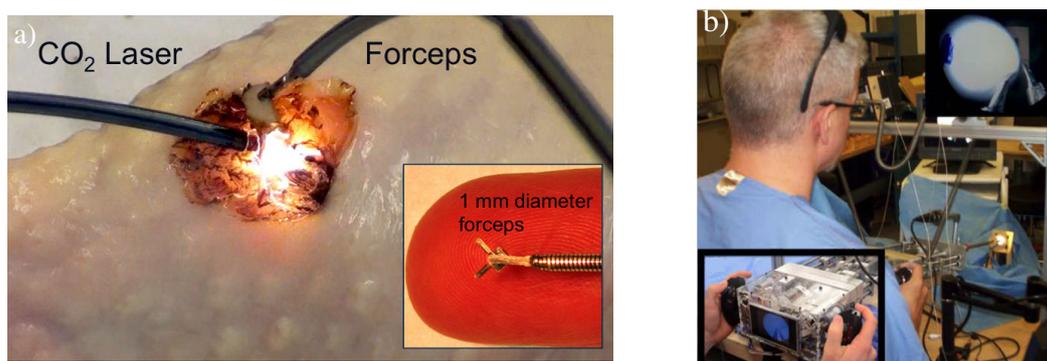


Figure 1.15: Systèmes robotiques pour la chirurgie laser : a) le prototype issu de [86], et b) le prototype pour la chirurgie de la prostate [120].

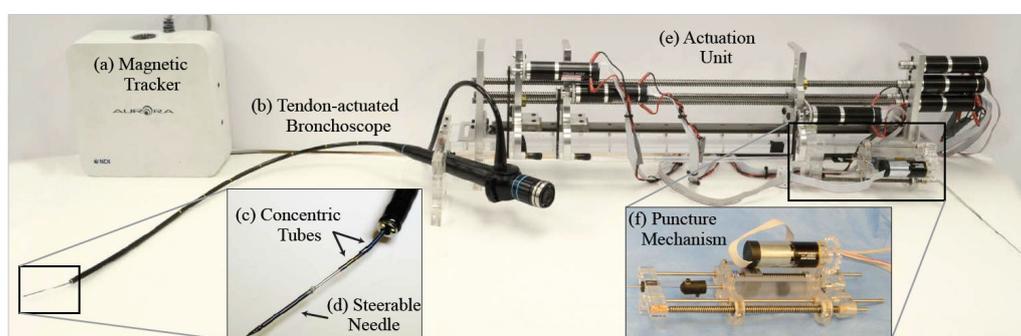


Figure 1.16: Les trois composants du système de ponction dans les bronches comprennent : (a) un capteur magnétique, (b) une partie actionnée par tendon du bronchoscope flexible, (c) un RTC, (d) une aiguille orientable, (e) une unité d'actionnement, et (f) un mécanisme de ponction [265].

1.3.5.3 Chirurgie de la prostate par laser

L'utilisation des RTC pour la chirurgie laser a été étudiée dans [86] et [232]. Les RTC présentent l'avantage de posséder un canal opérateur libre pour y introduire une fibre laser. Un prototype a été développé pour la chirurgie de la prostate [120], comme présenté sur la figure 1.15.

1.3.5.4 Intervention dans les poumons

Des interventions dans le poumon sont étudiées en intégrant deux tubes concentriques dans le canal opérateur d'un bronchoscope. La particularité du système robotique présenté dans la figure 1.16 est qu'il combine des tubes concentriques, une aiguille orientable ($\varnothing 0.78 \text{ mm}$) et l'actionnement par tendon du bronchoscope pour atteindre les bronches [265].

1.3.5.5 Chirurgie ophtalmologique

La figure 1.17 montre un système téléopéré constitué d'une plateforme robotique de Gough-Stewart à 6 DDL portant un poignet à 2 DDL et un RTC à 3 DDL (constitué d'un tube droit en translation et d'un tube courbé capables d'effectuer une translation et d'une rotation) pour le déploiement de stent [314]. Il a été conçu pour la chirurgie par OCT de la rétine, et plus particulièrement pour traiter l'occlusion de branches de l'artère rétinienne.

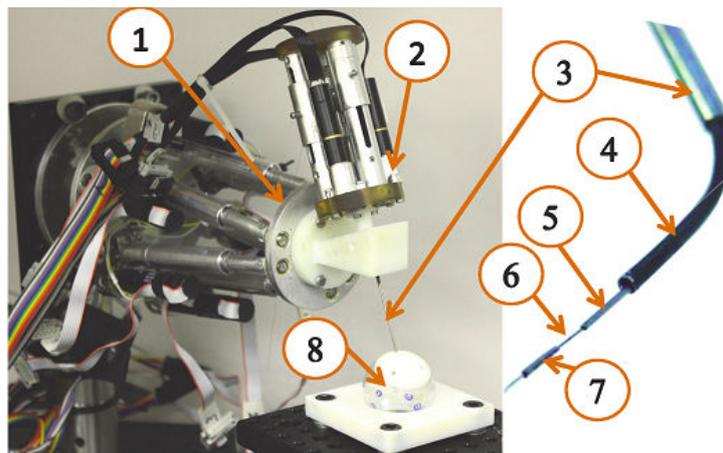


Figure 1.17: Les trois composants du système de chirurgie rétinienne guidé par OCT [314] représentés par (1) la plateforme parallèle, (2) le poignet et (3) le RTC.

1.3.5.6 Chirurgie endonasale

Un système portant plusieurs bras de RTC a été développé pour l'ablation de carcinome du nasopharynx par Yu *et al.* [315] et présenté sur la figure 1.10c. Le bras central est muni d'un système de vision endoscopique (caméra et lumière) à 4 DDL, le bras gauche est muni d'une paire de forceps miniaturisés à 4 DDL et le bras droit porte un coagulateur électrique à 4 DDL également. La faisabilité de ce système a été récemment validée avec un test sur cadavre par le biais d'un accès endonasal au site chirurgical.

1.3.5.7 Outils chirurgicaux, capteurs et imageries

En plus des applications des RTC précédemment présentées, de nombreux outils ont été intégrés à l'organe terminal, afin d'élargir encore plus le potentiel applicatif de ce type de robots. Ainsi, l'utilisation de MEMS (Micro-Electro-Mechanical System en anglais) en métal [103, 37, 280], d'une pince et curette miniaturisées [32], de stylets de ponction [157], d'outil d'ablation par ultrason [31], de fibres laser [121], d'aiguille orientable [265] et d'articulation actionnée par tendons [311] a été abordée.

Un autre volet important concernant l'exploitation des RTC est le système de mesure. La détection de la pose du robot et/ou de la forme qu'il décrit, s'avère aussi bien importante pour la commande que pour la validation expérimentale des nombreux modèles développés (*cf.* paragraphe 1.3.3) :

- le retour de caméras et de marqueurs [293];
- l'imagerie IRM [258];
- l'imagerie CT [108];
- la fluoroscopie en simulation [165] et à l'intérieur d'un crâne artificiel [277];
- les ultrasons dans un espace ouvert [223, 222, 263] et à l'intérieur d'un tissu souple [272, 31, 95];
- un seul [159, 179, 304, 303, 32] ou plusieurs capteurs électromagnétiques [177];
- des fibres de Bragg pour l'estimation de la forme des robots continus en général [214, 236, 225] et des RTC en particulier [147].

Par ailleurs, l'estimation de forces a été abordée, de part son importance pour la commande par retour haptique. Un capteur de force a été utilisé [12] ainsi qu'une estimation à partir de la mesure de déflexion du RTC [234], notamment pour la commande [179].

Ces différents outils médicaux, capteurs et modalités d'imagerie utilisés témoignent de la capacité des robots continus et des RTC en particulier à être intégrables dans un environnement médical, à procurer les apports nécessaires quant aux outils chirurgicaux, et à être modulables et spécifiques à des applications médicales particulières.

1.3.6 Conclusion

En conclusion, pour les raisons détaillées dans cette partie, notamment de miniaturisation et de capacité d'intégration en plus des avantages relevant des robots continus en général, les RTC constituent le point de départ de nos travaux. Nous avons remarqué à travers cet état de l'art que les applications concernées par les RTC correspondent en grande partie à celles visées par les robots minimalement invasifs en général (*cf.* paragraphe 1.2.3). Ainsi, depuis leur introduction en 2005, ces robots ont rapidement présenté une vraie alternative aux robots de MIS plus conventionnels. Néanmoins, pour pouvoir commander la forme complète des RTC, il est indispensable de faire varier leurs courbures. Cette variation se produit naturellement par l'interaction élastique des tubes dans le cas des RTC standards. En effet, les courbures des tubes sont prédéfinies pendant la phase de conception et les courbures de la forme résultante de l'interaction ne peuvent varier que marginalement durant la phase d'actionnement du robot, et particulièrement la rotation des tubes. Cependant, des problématiques de stabilité élastique sont liées à cette rotation, issues essentiellement de la torsion et traduites par des phénomènes de détente [235]. Burgner *et al.* [33] ont proposé de changer le tube distal en fonction de la couverture de l'espace de travail par le robot. Néanmoins, les solutions de conception limitent l'adaptabilité du robot et se restreignent aux applications prédéfinies. Ainsi, nous proposons d'actionner lesdites courbures et de transformer ces paramètres de conception en des variables actionnées. Nous introduisons donc un compromis entre l'actionnement extrinsèque caractéristique des RTC standards et celui intrinsèque apporté par le biais des matériaux actifs. Cette combinaison s'inscrit dans le but du développement de robots continus "souples", plus répandus sous le terme anglais *soft robotics*. En effet, les motivations de notre choix des micro-actionneurs souples en polymères électro-actifs (PEA) seront détaillées dans la partie suivante et ce type d'actionnement sera revu en détail.

1.4 Micro-actionneurs souples

Afin d'en améliorer leurs performances, nous nous proposons d'embarquer un actionnement supplémentaire sur les RTC standards pour pouvoir commander les courbures des tubes, contrairement aux structures actuellement présentes où ces dernières sont prédéfinies pendant la phase de conception, et ne peuvent varier que marginalement durant la phase d'activation du robot. L'apport des DDL supplémentaires sur les plans mécanique et cinématique sera discuté dans le chapitre 2. Néanmoins, nous tendons, à travers cet apport, à conserver le potentiel exceptionnel des RTC en termes de miniaturisation, de biocompatibilité, de compatibilité avec l'environnement biomédical et d'accessibilité dans des zones confinées. De plus, l'actionnement embarqué doit être fortement intégrable et encombrer le moins possible la structure robotique. Ces exigences s'inscrivent dans le cadre de l'actionnement hybride, que nous proposons, afin de converger vers un compromis satisfaisant entre les capacités des RTC standards et les performances supplémentaires apportées par l'actionnement embarqué adéquat. Ainsi, nous discuterons les motivations du choix des micro-actionneurs en PEA et expliquerons leur fonctionnement avec une présentation de leur état de l'art en général et celui des PEA ioniques en particulier.

Matériau	AMF	Piézo	Polymères électro-actifs (PEA)	
			PEA électroniques	PEA ioniques
Biocompatibilité	élevée ^a	moyenne	moyenne	élevée
Dimensions	μm	μm	μm	μm
Déformation	$\sim 8 \%$	$\sim 6 \%$	$\sim 10 \%$	$> 30 \%$
Tension	kV/mm	$> 100 kV/mm$	$\sim 100 kV/mm$	$\sim 100 V/mm$
Dynamique	$\sim 100 Hz$	$\sim 8 kHz$	$\sim 100 Hz$	$\sim 10 Hz$

Table 1.5: Comparaison des technologies d'actionnement.

a. Sous réserve d'une température de fonctionnement acceptable

1.4.1 Motivations du choix des polymères électro-actifs

Afin de démontrer la pertinence du choix des PEA, une comparaison avec les principaux matériaux actifs communément utilisés pour des applications robotiques à l'échelle micrométrique en vue de l'actionnement de courbure s'avère indispensable. La table 1.5 propose une synthèse de travaux mentionnant les performances de différentes technologies d'actionnement : les alliages à mémoire de forme (AMF) [152, 267, 113, 286], les matériaux piézoélectriques (Piézo) [124, 112, 200] et les PEA [18, 238, 88, 182, 183] avec leurs deux familles : électronique et ionique, que nous détaillerons par la suite.

Les PEA ioniques ont la particularité d'être activés par une très faible tension (généralement inférieure à 2 V), ce qui favorise d'autant plus la biocompatibilité de ces actionneurs, contrairement aux matériaux piézoélectriques. De plus, les PEA ioniques peuvent être greffés sur des tubes de diamètres réduits (jusqu'à 1 mm) afin de commander leurs courbures, avec un impact dimensionnel minimal (1 % d'augmentation du diamètre dans le cas d'un tube de 1 mm et d'une épaisseur de PEA de 10 μm) car les couches de PEA déposés ne dépassent généralement pas les 40 μm . Par ailleurs, ce type d'actionneurs présente de très grandes déformations, de l'ordre de 30 %, ce qui a été validé expérimentalement sur un cathéter de 1 mm de diamètre et de 15 mm de longueur avec une courbure résultante de $100 m^{-1}$ (approximativement 90° d'angle de courbure) suite à des tensions d'actionnement comprises entre $\pm 0.8 V$ [246].

Par ailleurs, du point de vue mécanique, il est tout à fait avantageux d'intégrer des actionneurs souples afin de développer les *soft robots*, dans le contexte des applications médicales, et particulièrement celui des micro-endoscopes. Cette capacité à interagir avec l'environnement sans dommage confère aux PEA une sécurité supplémentaire, en plus des avantages précédemment cités.

1.4.2 Familles de polymères électro-actifs

Les PEA ont été définis comme étant des matériaux capables d'être actionnés par une stimulation électrique en changeant de dimension et de forme [66]. Il s'agit alors de composés organiques légers et flexibles qui ont été classés en deux familles : électronique et ionique [18].

1.4.2.1 Polymères électro-actifs électroniques

La famille des PEA électroniques englobe les polymères ferro-électriques tels que les matériaux piézoélectriques de type PZT (pour Titano-Zirconate de Plomb) ou PVdF (pour Polyfluorure de vi-

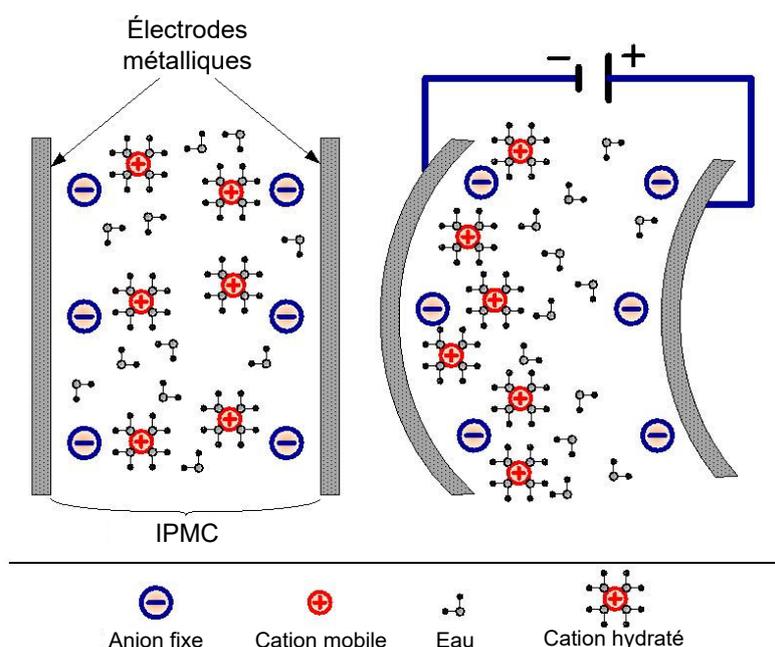


Figure 1.18: Structure et fonctionnement d'un actionneur en IPMC (adaptation de [199]).

nylidène), les électrets comme le PP (pour Polypropylène) et les élastomères. Ces derniers peuvent être diélectriques tels que l'acrylate et le silicone, électrostrictifs comme les copolymères de chlorotri-fluoroéthylène ou de trifluoroéthylène, ou à cristaux liquides (LCE pour *Liquid Crystal Elastomers* en anglais) [250]. Leur conductivité a été démontrée par [172]. Ils sont généralement constitués de deux électrodes conductrices entre lesquelles un matériau en PEA est intercalé. La création d'un champ électrique entre ces deux électrodes par le biais de l'application d'une tension électrique conduit à une contrainte compressive de Maxwell le long de l'axe transversal. Les propriétés de l'actionnement dépendent dès lors de la constante diélectrique du matériau, de son module de Young et de l'amplitude du champ électrique appliqué.

Ils présentent l'avantage d'une dynamique élevée ainsi que d'une durée de vie importante, aux dépens de deux inconvénients majeurs. En effet, ils requièrent un champ électrique d'actionnement très élevé ($\sim 100 \text{ kV/mm}$) et ne présentent qu'un seul sens de déformation.

1.4.2.2 Polymères électro-actifs ioniques

La famille des PEA ioniques comporte les gels ioniques comme le PAN (pour Polyacrylonitrile), les composites ioniques de type IPMC (pour *Ionic Polymer-Metal Composites* en anglais) avec des membranes sélectives en Nafion[®] ou Flemion[®], les nanotubes de carbone, les fluides électrorhéologiques tels que le LID 3354d développé par Smart Technology Ltd.¹⁴ (Solihull, Angleterre) et les polymères conducteurs ioniques tels que le PPy (pour Polypyrrole) et la PANi (pour Polyaniline) [243, 260, 250].

La structure en forme de pile est communément retrouvée dans les PEA ioniques, avec un matériau actif entouré de deux électrodes antagonistes. Elle est souvent utilisée avec les IPMC [243, 60, 186, 245]. Le principe de fonctionnement de ces derniers est rappelé sur la figure 1.18.

14. <http://www.smarttec.co.uk/index.htm>

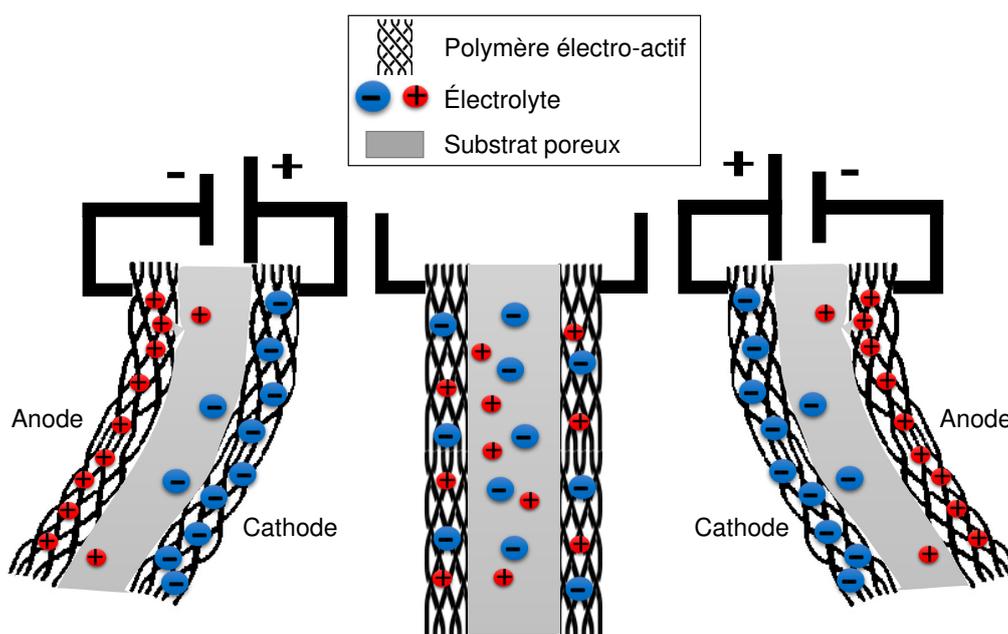
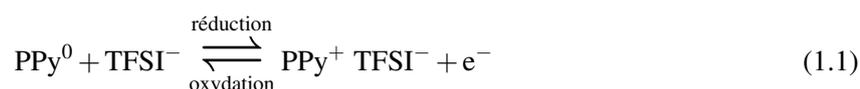


Figure 1.19: Schéma de principe de l'actionnement d'un micro-actionneur à base de PEA ionique.

Une autre architecture intéressante a été proposée, avec un substrat porteur de l'électrolyte et deux électrodes de PEA ioniques, comme décrite sur la figure 1.19. Bien que les PEA ioniques soient conducteurs, une couche métallique peut également être intercalée entre le PEA et le substrat afin de favoriser la conduction électrique. Pour cette dernière configuration, l'application d'une différence de potentiel aux deux électrodes de PEA conduit à une réaction chimique entre les ions du PEA et l'électrolyte à son contact (*cf.* figure 1.19). En effet, une réaction d'oxydation a lieu du côté de la cathode qui absorbe des cations et qui voit ainsi son volume augmenter, tandis que les anions sont attirés vers l'anode à cause de la réaction de réduction, et le volume diminue. Avec une structure planaire et un positionnement antagoniste des électrodes, ce changement de volume de part et d'autre de l'actionneur provoque un moment fléchissant à son extrémité.

Si l'on prend l'exemple d'un micro-actionneur constitué d'électrodes de PPy actionnées par le biais d'une solution d'électrolyte de bis(trifluorométhylsulfonyle)imide de lithium (LiTFSI) constitué de Li^+ et TFSI^- , la réaction d'oxydoréduction suivante se produit :



Ainsi, le sens direct de l'équation (1.1) correspond à la réduction qui se produit à l'électrode positivement activée, et le sens inverse équivaut à la réaction d'oxydation à l'électrode négativement chargée, tel que schématisé sur la figure 1.19.

Les micro-actionneurs à base de PEA ioniques fournissent des déformations importantes (de l'ordre de 30 %), des champs électriques d'alimentation très faibles (environ 100 V/mm) et une inversion possible du sens du mouvement généré. Néanmoins, ces matériaux nécessitent un fonctionnement en milieu humide (ie. présence d'une solution d'électrolyte).

1.4.3 Synthèse des polymères électro-actifs ioniques

Il existe plusieurs procédés de polymérisation des monomères [198]. Deux méthodes des plus répandues dans la littérature seront présentées dans la suite et comportent les polymérisations chimique [77, 139] et électrochimique [29, 150] :

- la polymérisation chimique – appelée aussi polymérisation oxydante chimique – est l'effet de la réaction chimique entre un monomère et un agent oxydant. Parmi les oxydes employés [42, 191], nous pouvons citer en particulier le chlorure de fer(III) [139] ;
- la polymérisation électrochimique permet de contrôler la cinétique de la réaction, la morphologie (rugosité, compacité, etc.) du polymère ainsi que son épaisseur [160]. Plusieurs types peuvent être utilisés : la chronoampérométrie effectuée à potentiel constant, la polymérisation galvanostatique ou chronopotentiométrique effectuée à intensité de courant constante ou la voltammétrie cyclique [284].

1.4.4 Facteurs de variation des performances

Différents facteurs peuvent avoir un impact sur les performances des actionneurs en PEA ioniques. L'impact principal est la variation du volume, qui génère le moment fléchissant, en plus de l'augmentation du temps de réponse [298, 183] et de la force de blocage [253, 252]. Les facteurs d'influence sont résumés ci-dessous :

- taille des ions (proportionnelle jusqu'à une certaine limite pour l'anion ; au-delà, la mobilité des cations devient prédominante) [216] ;
- choix du solvant [46] ;
- pression osmotique [23] ;
- concentration du monomère et/ou dopant [59] ;
- abaissement de la température de synthèse [305] ;
- amélioration de la conductivité électrique [309] ;
- etc.

Somme toute, comme pour la plupart des actionneurs, un compromis entre la dynamique, la force générée et les déformations doit être trouvé en fonction des spécificités de l'application.

1.4.5 Actionneurs plans à base de polymères électro-actifs ioniques

Nous avons vu que les PEA ioniques présentent des caractéristiques intéressantes en matière de biocompatibilité, de déformation, d'énergie requise ainsi que de potentiel de miniaturisation. Notre intérêt porte particulièrement sur un actionnement intrinsèque afin d'actionner les courbures des robots continus et des RTC en particulier (*cf.* concept dans le paragraphe 1.5). Ainsi, nous exposons dans ce paragraphe les capacités de miniaturisation des actionneurs à base de PEA ioniques avec les principaux prototypes. Nous commençons par détailler les actionneurs plans, puis nous présentons un tour d'horizon des micro-actionneurs intégrés à des tubes.

1.4.5.1 Actionneurs plans

Dans cette optique, les premiers travaux sur les PEA pour l'échelle micrométrique ont été menés par Baughman *et al.* [22] en 1991. Leurs travaux pionniers ont abouti aux premiers actionneurs en PEA

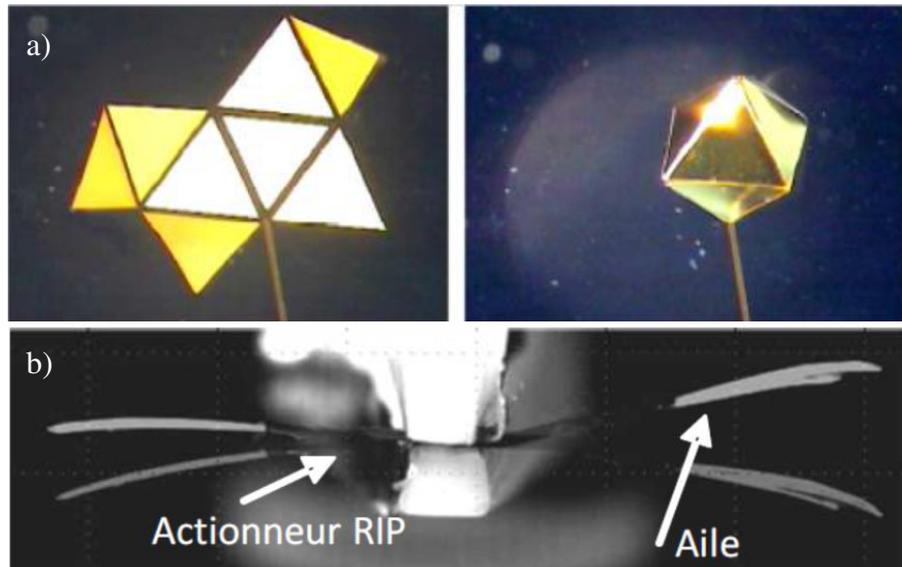


Figure 1.20: a) Structure reconfigurable fabriquée à partir de micro-actionneurs bi-couches [251] et b) ailes actionnées par des PEA fabriqués grâce aux réseaux interpénétrés de polymères (RIP) [145, 221].

fonctionnant dans un électrolyte [21]. Le développement des micro-actionneurs bicouches, proposant une seule direction de flexion, s'est poursuivi simultanément avec les travaux de Smela [249], Pei *et al.* [216] et Kaneko *et al.* [140], entre autres. La capacité d'intégration de ce type d'actionneur a été très rapidement identifiée par Smela *et al.* [251], qui ont introduit des structures 3D reconfigurables sous forme de boîtes, comme l'illustre la figure 1.20a.

L'actionnement bidirectionnel a été introduit grâce aux structures tri-couches proposées notamment par Otero *et al.* [212] et Wu *et al.* [298]. Ensuite, l'environnement de fonctionnement a été amélioré et les premiers actionnements à l'air libre ont été réalisés en utilisant deux films en polyaniline (PAni) et un papier imbibé d'acide chlorhydrique [141]. D'autres propositions ont concerné le substrat passif avec l'utilisation d'un gel électrolytique [239] ou d'une membrane poreuse comme le PVdF, jouant le rôle d'un réservoir d'électrolyte [317, 174, 6].

La dernière configuration a permis d'introduire les micro-actionneurs de structure PPy/PVdF/PPy où le PVdF a été métallisé afin de permettre un meilleur ancrage du polymère dans l'épaisseur du substrat, ce qui limite considérablement la délamination du PPy [5, 6].

Parmi les applications des micro-actionneurs à base de PEA ioniques, nous pouvons citer les structures bicouches, utilisées pour la micromanipulation avec une micropince [129, 130]. La microfluidique a pu également bénéficier de l'apport de ces micro-actionneurs grâce à la fabrication de vannes fluidiques dans un canal en PDMS [220] ou des microcavités en BCB (pour benzocyclobutène) pour étudier l'étalement de cellules [128]. Par ailleurs, Khaldi *et al.* [145] et Plesse *et al.* [221] ont proposé l'utilisation des réseaux interpénétrés de polymères (RIP) afin de fabriquer des ailes actionnées par PEA ioniques, comme le montre la figure 1.20.

Par ailleurs, un actionneur en PPy-PVdF-PPy de $800 \times 220 \times 155 \mu\text{m}^3$ a été introduit par [4] et un autre en PVdF fabriqué par la technique d'enduction centrifuge (plus connue sous son nom anglais de *spin coating*) de dimensions $200 \times 50 \times 50 \mu\text{m}^3$ proposé par [97]. De plus, des RIP de type PolyOxyde d'Éthylène-PTHF-PVdF-PEDOT pouvant fonctionner sous vide ont été proposés par [146]. Le PTHF

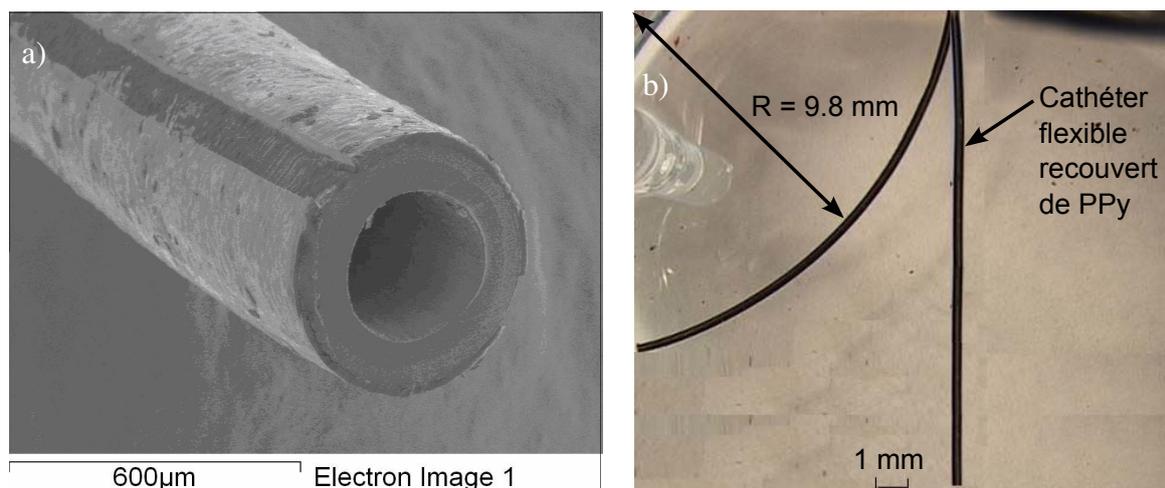


Figure 1.21: a) Structuration de deux électrodes à partir de la couche de PPy déposée sur un cathéter flexible et b) démonstration de son actionnement dans un milieu liquide. L'angle de courbure a atteint 90° [246].

est le Polytétrahydrofurane et le PEDOT est le Poly(3,4-éthylènedioxythiophène). Ces travaux ont été résumés notamment par Maziz [182].

1.4.5.2 Micro-actionneurs sur tubes flexibles

Outre la miniaturisation des actionneurs en PEA ioniques et les différentes applications issues des micro-actionneurs plans en particulier, et leur intégration sur les tubes flexibles a été également étudiée. En effet, Mazzoldi *et al.* [184] ont proposé une telle conception et Shoa *et al.* [246, 161] ont validé l'actionnement d'un cathéter médical de 0.5 mm de diamètre extérieur en milieu liquide. La couche active de PPy a été d'abord initiée par une polymérisation chimique, et suivie d'un dépôt électrochimique. La structuration des deux électrodes a été effectuée par ablation laser (*cf.* figure 1.21a). Une courbure de 100 m^{-1} a été obtenue sur le tube de 30 mm de longueur environ, comme le montre la figure 1.21b. De plus, Hanayama *et al.* [114] ont validé l'actionnement d'un cathéter de 1 mm de diamètre extérieur, métallisé par pulvérisation cathodique (600 nm d'épaisseur d'or ou de cuivre) sur lequel le film de PPy a été obtenu par polymérisation électrochimique. Les électrodes ont été structurées par ablation laser également, mais l'actionnement du système n'a pas été décrit par les auteurs.

Les derniers travaux ont été récemment (pendant la rédaction de ce manuscrit) proposés par Farajollahi *et al.* [91] avec un cathéter de 0.95 mm de diamètre et de 13 mm de longueur contenant dans sa structure-même le polymère conducteur (PEDOT) et la solution d'actionnement (solution ionique dans ce cas). Cette combinaison originale a bénéficié ensuite de plusieurs schémas de structuration d'électrodes (de 45 à 170° de décalage angulaire) et a permis d'obtenir des courbures atteignant 45 m^{-1} pour une tension d'actionnement de 4 V . Un exemple d'un prototype développé par cette équipe est illustré sur la figure 1.22. À ce jour, ces résultats sont les seuls, à notre connaissance, à avoir introduit l'actionnement d'un tube dans l'air.

Bien que la preuve de concept ait été validée, la maîtrise de la synthèse et de l'utilisation de telles structures n'a pas été totalement aboutie. En effet, les résultats présentés dans cette partie de l'état de l'art sont peu nombreux et proviennent essentiellement d'équipes de recherche fortement spécialisées en chimie des polymères et matériaux. Ainsi, l'actionnement de tubes à l'air libre constitue, encore à ce

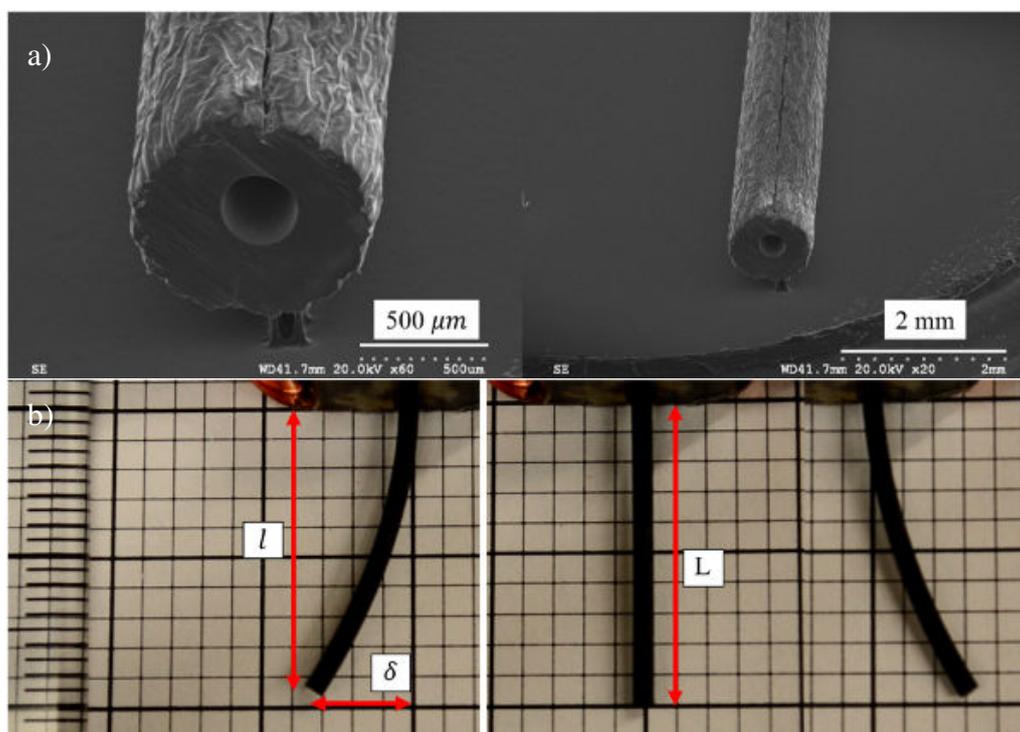


Figure 1.22: a) Image de la structuration du tube, et b) actionnement symétrique à l'air libre d'un échantillon. La grille de fond est de 2 mm/division [91].

jour, un défi technologique considérable.

1.5 Proposition de concept et conclusion

Le concept, que nous introduisons, se propose d'être à la confluence de trois thématiques importantes à savoir le contexte applicatif, les robots continus et les matériaux actifs souples (*cf.* figure 1.23). En effet, le contexte de robotique médicale impose des opérations de moins en moins invasives, des gestes plus fiables pour le médecin, une ergonomie améliorée pour l'équipe médicale et le patient, une dextérité améliorée et une vision multiple et plus performante. Il exige aussi l'utilisation de systèmes pouvant résister aux radiations et aux infections, capables d'être utilisés en télé-opérations et accessibles à l'équipe médicale. Par ailleurs, les robots continus proposent un potentiel de navigation exceptionnel, en milieu confiné et/ou difficile d'accès sans invasivité, une dextérité améliorée et une commande du mouvement nettement supérieure à celle proposée par l'endoscopie actuelle et le système de béquillage. Enfin, les matériaux actifs souples ouvrent un champ d'application à forte capacité de miniaturisation, une souplesse synonyme de non-invasivité et de conformité avec le milieu biomédical, ainsi qu'une intégration prometteuse pour des plus-values considérables.

Ces travaux de thèse s'inscrivent donc dans trois thématiques émergentes relevant :

- de la microrobotique pour des applications médicales, qui implique des exigences de miniaturisation, d'intégration et de précision ;
- des robots continus et des robots à tubes concentriques en particulier, qui proposent des performances cinématiques et des avantages dimensionnels considérables ;

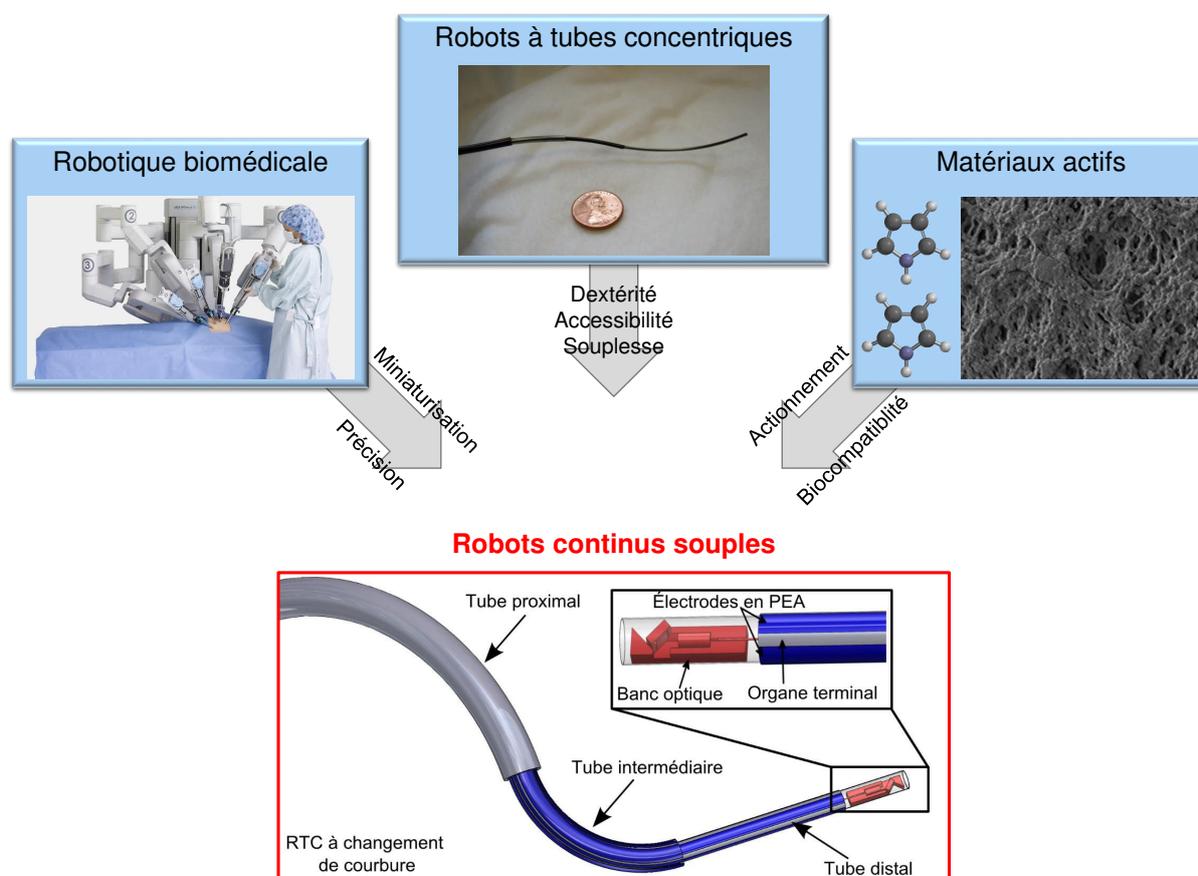


Figure 1.23: Concept proposé d'un robot continu souple basé sur les robots à tubes concentriques à changement de courbure par le biais de micro-actionneurs souples à base de polymères électro-actifs, et intégrant un dispositif médical à son organe terminal.

- et des matériaux actifs qui permettent le développement de micro-actionneurs souples, biocompatibles et intégrables.

Ainsi, nous introduisons, pour la première fois à notre connaissance, une intégration originale de matériaux actifs souples à base de polymères électro-actifs sur une structure de robot à tubes concentriques, schématisée sur la CAO en bas de la figure 1.23. Cette intégration doit être validée théoriquement, en matière d'apport cinématique et de son impact sur les performances des structures proposées. Afin d'y parvenir, nous introduisons, dans le chapitre suivant, les modélisations géométrique et cinématique de trois structures de RTC, en rappelant d'abord celles des RTC standards, pour pouvoir ensuite introduire les deux structures proposées : un RTC constitué de tubes dont les courbures sont actionnées selon une direction de flexion, et un RTC dont les courbures de ses tubes sont actionnées selon deux directions orthogonales de flexion. Ces actionnements introduits sont, dans notre cas, réalisés par le biais des micro-actionneurs souples à base de PEA. Néanmoins, l'approche théorique abordée dans le chapitre 2 peut être généralisée à toute autre technologie d'activation des courbures (selon une ou deux directions) du moment où sa loi de transduction est définie.

Chapitre 2

Modélisations géométrique et cinématique

Sommaire

2.1	Introduction	48
2.2	Modélisation des robots à tubes concentriques standards	49
2.2.1	Modèle géométrique générique	49
2.2.2	Modèle cinématique	55
2.2.2.1	Modèle cinématique indépendant de l'actionnement	55
2.2.2.2	Modèle cinématique spécifique à l'actionnement	58
2.3	Modélisation des robots à tubes concentriques à changement de courbure	64
2.3.1	Robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel	64
2.3.1.1	Modèle géométrique des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel	64
2.3.1.2	Modèle cinématique des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel	67
2.3.2	Robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel	71
2.3.2.1	Modèle géométrique des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel	72
2.3.2.2	Modèle cinématique des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel	75
2.3.3	Résumé de la modélisation	81
2.4	Analyse des performances	81
2.4.1	Analyses structurelle, mécanique et pratique	81
2.4.2	Espace de travail	82
2.4.2.1	Volume couvert	82
2.4.2.2	Occurrence de poses	85
2.4.3	Performances cinématiques	88
2.4.3.1	Configurations singulières	88
2.4.3.2	Indices de performance	88
2.5	Conclusion	95

We can only appreciate the miracles of a sunrise if we have waited in the darkness – Unknown

N'appréciera le miracle du lever du soleil que celui qui a patienté dans l'obscurité.

Contributions

Nous introduisons dans ce chapitre une modélisation générique de trois structures robotiques : les robots à tubes concentriques (RTC) standards (à courbure constante et prédéfinie), ainsi que ceux avec actionnement embarqué (à courbure variable selon une et deux directions de flexion). De plus, en se basant sur ces modèles, une analyse cinématique complète, ainsi qu'une comparaison géométrique sont proposées afin d'appuyer théoriquement l'apport de l'actionnement des courbures d'un RTC, en particulier grâce à l'actionnement embarqué souple. Nous démontrons, entre autres, l'augmentation de l'espace de travail et l'apport de la redondance en actionnement sur tous les segments des structures proposées. Finalement, des métriques de performances cinématiques sont appliquées aux structures étudiées afin d'appuyer notre analyse.

2.1 Introduction

La modélisation des RTC implique la prise en considération de nombreux phénomènes physiques dus à l'interaction des tubes, à leur mouvement télescopique (déploiement/rétraction) et à leurs rotations relatives. La complexité du modèle a un impact direct sur l'implémentation de la commande de ce type de robot et sur son temps d'exécution, d'autant plus si un fonctionnement en temps réel est désiré. Dans le cadre applicatif de ces travaux, notre choix s'est porté sur une modélisation prenant en compte le phénomène de flexion uniquement. En effet, intégrer les phénomènes de torsion et de friction, en plus des instabilités difficilement maîtrisées par la communauté, ralentirait considérablement les développements et limiterait l'utilisation d'une commande en temps réel. De plus, la commande en boucle ouverte n'a pas été envisagée durant ces travaux. Ainsi, une commande en boucle fermée à travers le retour d'un capteur extéroceptif, bien connue pour être robuste aux erreurs de modèles, a été choisie et donc un simple modèle de flexion a été adopté. L'utilisation d'un modèle extrêmement sophistiqué n'a donc pas été préférée.

Par ailleurs, nous considérons, notamment dans la troisième structure introduite dans ce chapitre, pouvoir nous affranchir de la rotation appliquée à la base des tubes, qui est la source principale du phénomène de torsion et de l'instabilité pouvant en résulter. Un même modèle basé sur la flexion des tubes a donc été utilisé pour les trois structures afin de garder l'homogénéité des résultats.

De plus, bien que les RTC soient en développement croissant depuis plus d'une décennie, une analyse cinématique complète n'a jamais été proposée à ce jour, à notre connaissance. En effet, leur modèle cinématique a été développé et exploité à des fins de conception ou de commande, sans jamais être sujet à une étude approfondie. Dans cette optique, nous introduisons dans ce chapitre une analyse cinématique des RTC standards, mais également des RTC à changement de courbure. Nous mettons ainsi en exergue les propriétés mécaniques, structurelles et cinématiques de chacun des modèles, pour proposer une comparaison cohérente par la suite pouvant aboutir au choix de la configuration la plus fiable cinématiquement.

La caractérisation de l'espace de travail est aussi proposée dans ce chapitre. Initiée pour les RTC standards par [36], cette analyse est détaillée et appliquée aux RTC à changement de courbure.

En outre, et au delà de l'aspect qualificatif des performances cinématiques, l'analyse porte également sur leur quantification, qui n'a jamais été abordée par la communauté. En effet, l'utilisation des métriques de cinématique (c.-à-d. indices de performance) est introduite pour la première fois, à notre connaissance, pour les RTC.

2.2 Modélisation des robots à tubes concentriques standards

Les modèles géométriques des RTC permettent de prendre en compte différents phénomènes mis en jeu. La complexité de chacun des modèles se répercuterait sur le temps d'implémentation et de calcul en vue d'une utilisation potentielle en temps réel. Ainsi, le modèle à flexion est utilisé pour la suite, afin de permettre une introduction fluide des variations de courbure par le biais de l'actionnement embarqué.

2.2.1 Modèle géométrique générique

L'approche standard, détaillée par [287], démontre que pour un RTC constitué de n tubes pouvant se chevaucher, la forme finale du robot peut être décomposée en m segments successifs. Chaque segment est alors assimilé à un arc de cercle. L'utilisation du formalisme de Denavit-Hartenberg a été validée par [116] dans le cas de la description d'un arc de cercle dans l'espace à travers 3 variables. Ces dernières constituent *l'espace des variables d'arc* :

- la courbure κ ;
- la longueur d'arc ℓ ;
- et l'angle ϕ du plan d'équilibre qui le contient.

Nous pouvons également définir l'angle de courbure $\theta = \kappa\ell$. Ainsi, ces *variables d'arc* peuvent être visualisées sur la figure 2.1, pour le cas d'un segment j , où les différents repères, qui seront utilisés par la suite, sont introduits.

Un segment est défini par le nombre de tubes en chevauchement et la forme de chacun (courbé ou droit). Prenons l'exemple de deux tubes ($n = 2$) : le premier est courbé C_1 et possède une certaine longueur en interaction avec un second tube de même longueur, de diamètre inférieur et constitué d'une partie droite L_2 et d'une partie courbée C_2 . Deux segments ($m = 2$) peuvent donc être définis : le premier segment S_1 pour L_2 à l'intérieur de C_1 et le deuxième S_2 pour C_2 à l'intérieur de C_1 .

Nous présentons sur la figure 2.2 une configuration générale d'un RTC constitué de 3 tubes, droits sur leur partie proximale et courbés sur leur partie distale, de diamètres décroissants et de longueurs croissantes. Ces interactions permettent de définir jusqu'à $m = 6$ segments selon le nombre et la forme des tubes impliqués.

Ainsi, la configuration utilisée dans la suite de la modélisation est constituée de $n = 3$ tubes totalement courbés et donc de $m = 3$ segments distincts. Elle est représentée sur la figure 2.3 avec les repères utiles pour la modélisation.

La forme finale du robot découle du principe d'équilibre des moments constants appliqués sur les tubes en chevauchement, en se basant sur la théorie des poutres d'Euler-Bernoulli. Cette approche a été proposée théoriquement et validée expérimentalement dans de nombreux travaux menés notamment

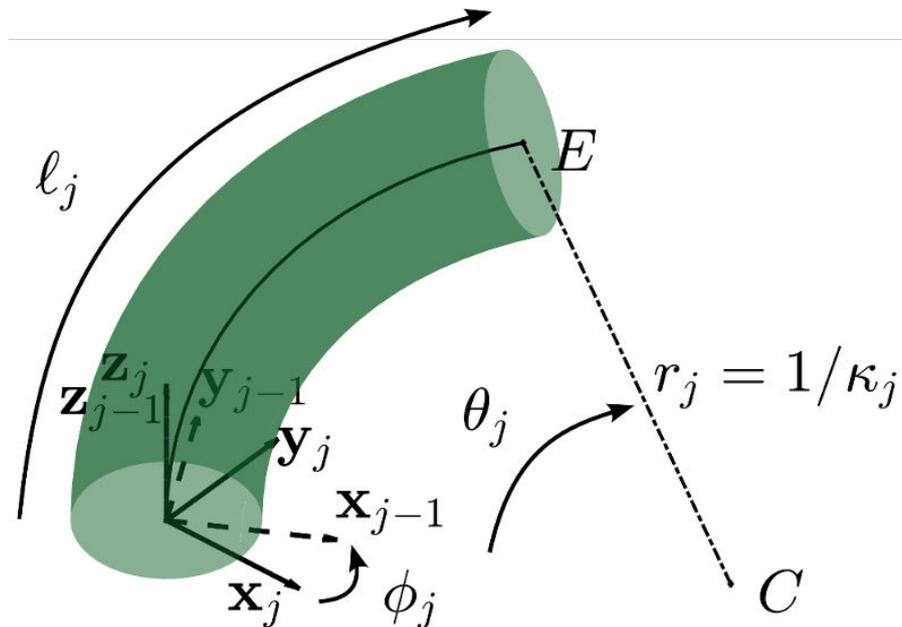


Figure 2.1: Description schématique des variables d'arc. L'axe z_j est l'axe principal du segment j et ϕ_j est l'angle du plan d'équilibre x_j-z_j qui le contient par rapport au plan précédent $x_{j-1}-z_{j-1}$, où r_j désigne le rayon de l'arc ($\kappa_j = 1/r_j$) et θ_j l'angle de courbure défini à partir de la longueur d'arc l_j .

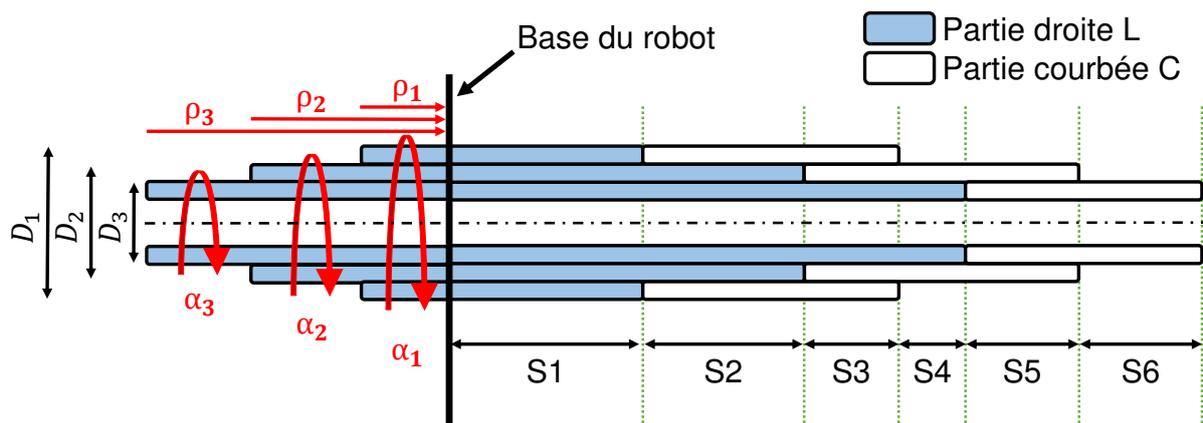


Figure 2.2: Distribution des $m = 6$ segments pour $n = 3$ tubes de diamètres D_i constitués chacun d'une partie proximale droite L_i et d'une partie distale courbée C_i et ayant une translation ρ_i et une rotation α_i . Les tubes ont été redressés pour la clarté de l'explication.

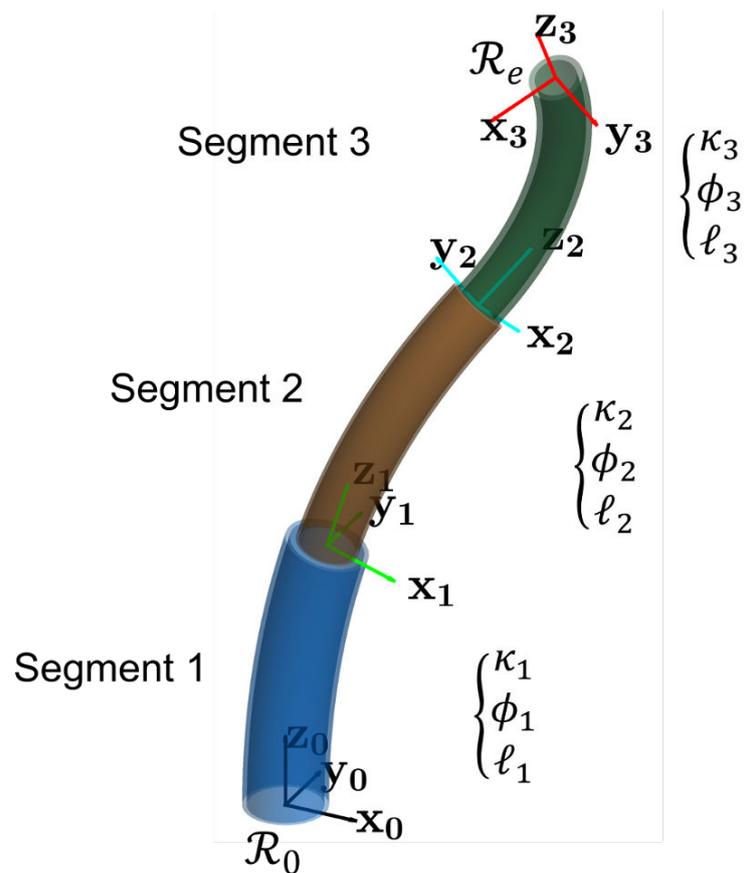


Figure 2.3: Forme d'un RTC avec trois segments ($m = 3$) pour trois tubes ($n = 3$) totalement courbés. Le repère de référence $\mathcal{R}_0 = \{x_0, y_0, z_0\}$ est lié à la base du premier segment et donc, du robot et le repère $\mathcal{R}_e = \{x_3, y_3, z_3\}$ est lié à son effecteur.

par [241, 242, 290, 291, 292, 235, 167]. L'approche des courbures constantes par morceaux a été confirmée par [107] lorsqu'un moment constant est appliqué sur une poutre. Ces résultats ont été également récemment validés par des calculs par éléments finis par [15]. Ainsi, selon le nombre de tubes constituant un segment j , sa forme résulte de leur interaction. Cette interaction est décrite par une courbure résultante (voir équation (2.1)) et un angle du plan d'équilibre (voir équation (2.2)). L'angle de la rotation appliquée à la base du tube i est noté α_i et la courbure intrinsèque de la portion de ce dernier impliquée dans le segment j est notée $\kappa_{i,j}$. L'exemple de l'équilibre mécanique de deux tubes courbés assemblés est décrit sur la figure 2.4. En effet, l'interaction élastique modifie le plan initial contenant chacun des tubes (plans Z_1-X_1 et X_2-Y_2 , respectivement, dans le repère \mathcal{R}_0) en un plan d'équilibre (plan Z_2-X_2 dans le repère \mathcal{R}_{eq}). Ainsi, les angles d'insertion α_i (avec $i \in \{1, 2\}$) sont également différents de l'angle du plan d'équilibre ϕ_j contenant le segment. Elle modifie également la courbure équivalente κ_j de l'assemblage par rapport aux courbures intrinsèques $\kappa_{i,j}$ de la portion de chaque tube impliquée dans l'interaction du dit segment. Dans la suite, la courbure intrinsèque de chaque tube est considérée constante. L'équilibre, décrit par les équations (2.1) et (2.2), dépend des paramètres mécaniques et géométriques de chaque tube.

$$\kappa_j = \sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \quad \text{avec} \quad \kappa_{x_j} = \frac{\sum_{i=j}^n E_i I_i \kappa_{i,j} \cos \alpha_i}{\sum_{i=j}^n E_i I_i}, \quad \kappa_{y_j} = \frac{\sum_{i=j}^n E_i I_i \kappa_{i,j} \sin \alpha_i}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} \quad (2.1)$$

$$\phi_j = \arctan 2(\kappa_{y_j}, \kappa_{x_j}) \quad (2.2)$$

où κ_x et κ_y sont les composantes de la courbure principale selon les axes x_0 et y_0 de la base, respectivement, E_i est le module d'élasticité du tube i et I_i est son moment d'inertie. Il est important de noter que i varie entre le premier $i_1 = j$ et le dernier $i_f = n$ tubes impliqués dans l'interaction au segment j .

Remarque : Afin de permettre la construction des modèles géométrique et cinématique en suivant la chaîne directe des structures, il faut introduire l'angle du plan d'équilibre relatif de chaque segment par rapport au précédent. Ainsi : $\Delta\phi_j = \phi_j - \phi_{j-1}$ pour tout $j \in \{2..m\}$ et $\Delta\phi_1 = \phi_1$.

Nous remarquons, d'après les figures 2.3 et 2.4, que la courbure équivalente du segment (due à l'interaction élastique) est différente des courbures intrinsèques de chaque tube. En effet, en rappelant que les tubes représentés sur la figure 2.4 sont de même longueur, l'angle de courbure équivalent θ_{eq} est bien inférieur ou égal à ceux des deux tubes θ_1 et θ_2 . Aussi, il est important de noter que les angles de rotation α_i appliqués à la base de chaque tube diffèrent de l'angle ϕ_{eq} par rapport à la base du plan d'équilibre contenant le segment : ceci est dû à l'interaction élastique.

Dans le cas des RTC standards, le même matériau est utilisé pour tous les tubes : le Nitinol pour ses propriétés de biocompatibilité et de super-élasticité qui facilite le changement de courbure [86]. Ainsi, la différence de raideur des tubes est due aux paramètres géométriques (diamètres et épaisseurs de parois).

Le choix des raideurs $E_i I_i$ des tubes utilisés est important dans la mesure où l'effet de l'interaction des tubes peut être modulé. Si la courbure souhaitée de l'assemblage de deux tubes, par exemple, doit être prédéfinie par la pré-courbure du premier, un rapport de raideurs $\frac{E_1 I_1}{E_2 I_2}$ important doit être choisi. Dans cette optique, des matériaux plus rigides en flexion ou encore, des diamètres différents (épaisseur de paroi) peuvent être choisis pour chaque tube [241, 166]. Au contraire, si une variation de courbure de segment plus importante est préférée, des diamètres et des modules d'élasticité plus proches peuvent être choisis.

Considérons la pose initiale du robot telle que tous les tubes sont rétractés, les longueurs d'arc sont

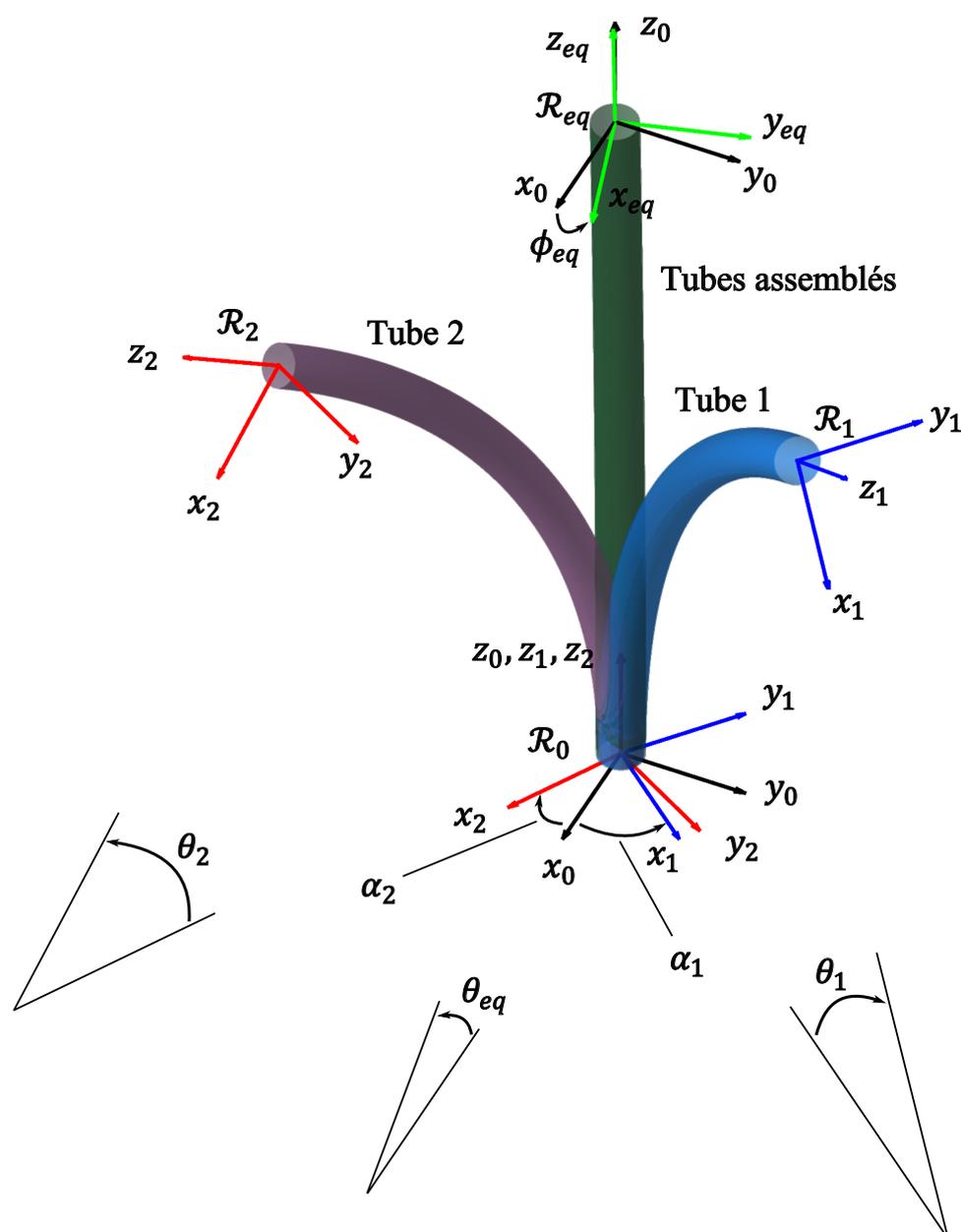


Figure 2.4: Équilibre mécanique de deux tubes (tube 1 en bleu et tube 2 en violet) de même module d'élasticité E_i et de même longueur L_i , mais de courbures κ_i différents (θ_i différents) et d'angles d'insertion α_i différents ($i \in \{1, 2\}$). Le segment équivalent lorsque les tubes sont assemblés (en vert) est défini alors par l'angle ϕ_{eq} de son plan d'équilibre et par son angle de courbure équivalent θ_{eq} (adaptation de [167]).

alors $\ell_j = 0, \forall j = \{1..3\}$. Lorsque ceux-ci sont déployés, les longueurs d'arc s'écrivent en fonction de leurs longueurs d'insertion ρ_i (cf. figure 2.2) telles que :

$$\begin{cases} \ell_1 = \rho_1 \\ \ell_2 = \rho_2 - \rho_1 \\ \ell_3 = \rho_3 - \rho_2 \end{cases} \quad (2.3)$$

Il s'agit alors de simples soustractions de longueurs des tubes en interaction en tenant compte de leur forme (courbée ou droite), tout en s'assurant que $\rho_3 \geq \rho_2 \geq \rho_1$ afin de garder un comportement télescopique du robot avec des diamètres de tubes strictement croissants.

Afin de garantir une modélisation cohérente des robots continus en général et des RTC en particulier, un espace intermédiaire appelé *espace de configuration* a été introduit par [137] et repris plus tard, notamment par [288]. En effet, jusqu'à présent, seul *l'espace des actionneurs* défini par $\mathbf{q} = [q_1 \dots q_N]^T$ (où N est le nombre total d'actionneurs, qui dépend du nombre n de tubes utilisés) et *l'espace des tâches* défini par la pose \mathbf{X} du robot (où $\mathbf{X} \in SE(3)$) ont été introduits. L'espace de configuration est défini par les *variables d'arc* notées $\chi = [\chi_1 \dots \chi_j \dots \chi_m]^T$, où $\chi \in \mathbb{R}^{3m}$ et $\chi_j = [\kappa_j \Delta\phi_j \ell_j]^T$.

Deux fonctions, telles que schématisées sur la figure 2.5, sont définies pour décrire le passage entre les trois espaces précédemment présentés :

- une fonction *spécifique* (à l'actionnement) qui dépend uniquement des actionneurs utilisés (moteurs de translation et de rotation dans le cas exposé ici). Cette fonction permet le passage des variables actionneurs \mathbf{q} aux *variables d'arc* χ . Les équations (2.1) et (2.2) sont suffisantes pour définir cette fonction.
- une fonction *indépendante* (de l'actionnement) qui est tributaire de la géométrie du robot et peut être développée de manière générique tant que l'hypothèse de courbure constante est satisfaite. Elle permet alors le passage des *variables d'arc* χ à la pose du robot \mathbf{X} .

Afin de définir la fonction indépendante, une matrice de transformation est détaillée dans ce qui suit. À l'instar du formalisme de Denavit-Hartenberg (ou Khalil-Kleinfinger), cette transformation, notée ${}^{j-1}\mathbf{T}_j$, permet le passage de la base du segment $j-1$ vers celle du segment j . Elle contient la translation $\mathbf{p}_j = [r_j(1 - \cos \theta_j) \ 0 \ r_j \sin \theta_j]^T$ (exprimée dans le repère $\{X_j, Y_j, Z_j\}$), la rotation de centre $\mathbf{r}_j = [1/\kappa_j \ 0 \ 0]^T$ (exprimé dans ce même repère) et d'angle $\theta_j = \kappa_j \ell_j$ (angle de courbure) autour de l'axe y_j et celle "hors-plan" d'angle ϕ_j autour de l'axe z_j (cf. figure 2.1). Ainsi, la matrice de passage est obtenue par :

$${}^{j-1}\mathbf{T}_j = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_z(\Delta\phi_j) & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{R}_y(\theta_j) & \mathbf{p}_j \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_z(\Delta\phi_j)\mathbf{R}_y(\theta_j) & \mathbf{R}_z(\Delta\phi_j)\mathbf{p}_j \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Dans le cas général, le passage de la base d'un robot à m segments vers son organe terminal se met donc sous la forme :

$${}^0\mathbf{T}_m = \prod_{j=1}^m {}^{j-1}\mathbf{T}_j = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R}_m & {}^0\mathbf{t}_m \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Pour le cas présenté sur la figure 2.3, la matrice de passage totale pour les $m = 3$ segments s'écrit donc : ${}^0\mathbf{T}_3 = {}^0\mathbf{T}_1 \ {}^1\mathbf{T}_2 \ {}^2\mathbf{T}_3$.

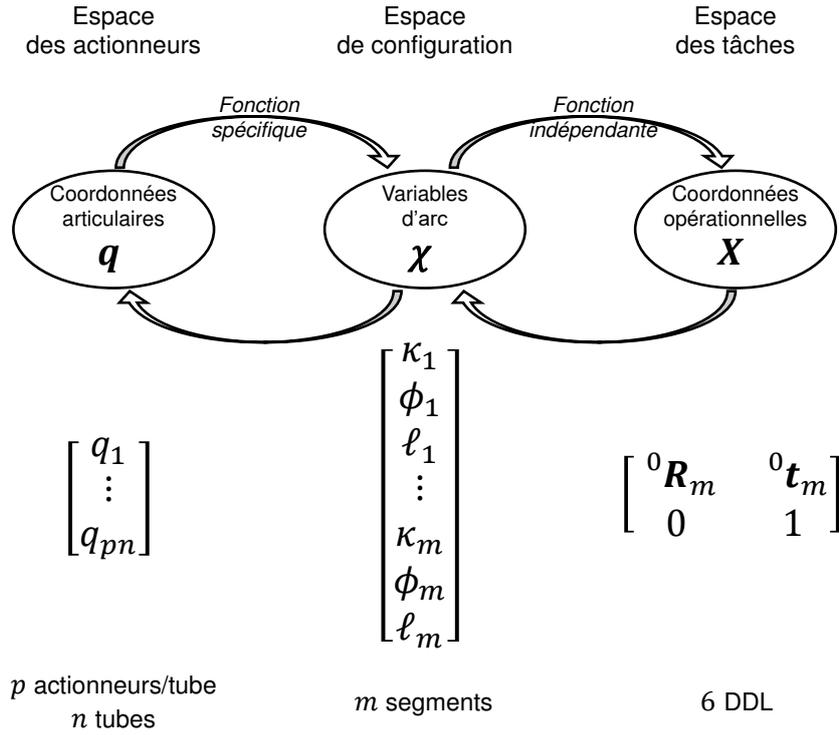


Figure 2.5: Définition des fonctions de passage entre les différents espaces utilisés pour la modélisation.

2.2.2 Modèle cinématique

2.2.2.1 Modèle cinématique indépendant de l'actionnement

Le modèle cinématique des robots continus peut être obtenu avec l'hypothèse des courbures constantes par morceaux. Comme décrit dans [288], le torseur cinématique ${}^{j-1}\tau_{j-1}$ du repère associé à la base d'un segment j par rapport au précédent $j-1$ est défini indépendamment de l'actionnement et de la configuration des autres segments (angle du plan d'équilibre, courbure ou longueur). Il est exprimé dans la base du segment précédent par l'équation (2.6).

$${}^{j-1}\tau_{j-1} = {}^{j-1}\mathbf{J}_{indep_j} \dot{\chi}_j = \begin{bmatrix} \cos \Delta\phi_j (\cos(\kappa_j \ell_j) - 1) / \kappa_j^2 & 0 & 0 \\ \sin \Delta\phi_j (\cos(\kappa_j \ell_j) - 1) / \kappa_j^2 & 0 & 0 \\ -(\sin(\kappa_j \ell_j) - \kappa_j \ell_j) / \kappa_j^2 & 0 & 1 \\ -\ell_j \sin \Delta\phi_j & 0 & -\kappa_j \sin \Delta\phi_j \\ \ell_j \cos \Delta\phi_j & 0 & \kappa_j \cos \Delta\phi_j \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_j \\ \Delta \dot{\phi}_j \\ \dot{\ell}_j \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

avec $\Delta\phi_j = \phi_j - \phi_{j-1}$ pour tout $j \in \{2..m\}$ et $\Delta\phi_1 = \phi_1$.

Nous pouvons noter ici que la matrice ${}^{j-1}\mathbf{J}_{indep_j}$ est de dimension 6×3 .

Nous introduisons dans la suite du manuscrit des propriétés notées comme suit : **I** désigne une propriété indépendante (de l'actionnement), **A** relative à la structure de RTC standards, **B** relative à la structure de RTC à changement de courbure unidirectionnel (cf. partie 2.3.1), **C** relative à la structure de RTC à changement de courbure bidirectionnel (cf. partie 2.3.2), **S** spécifique et **G** générale.

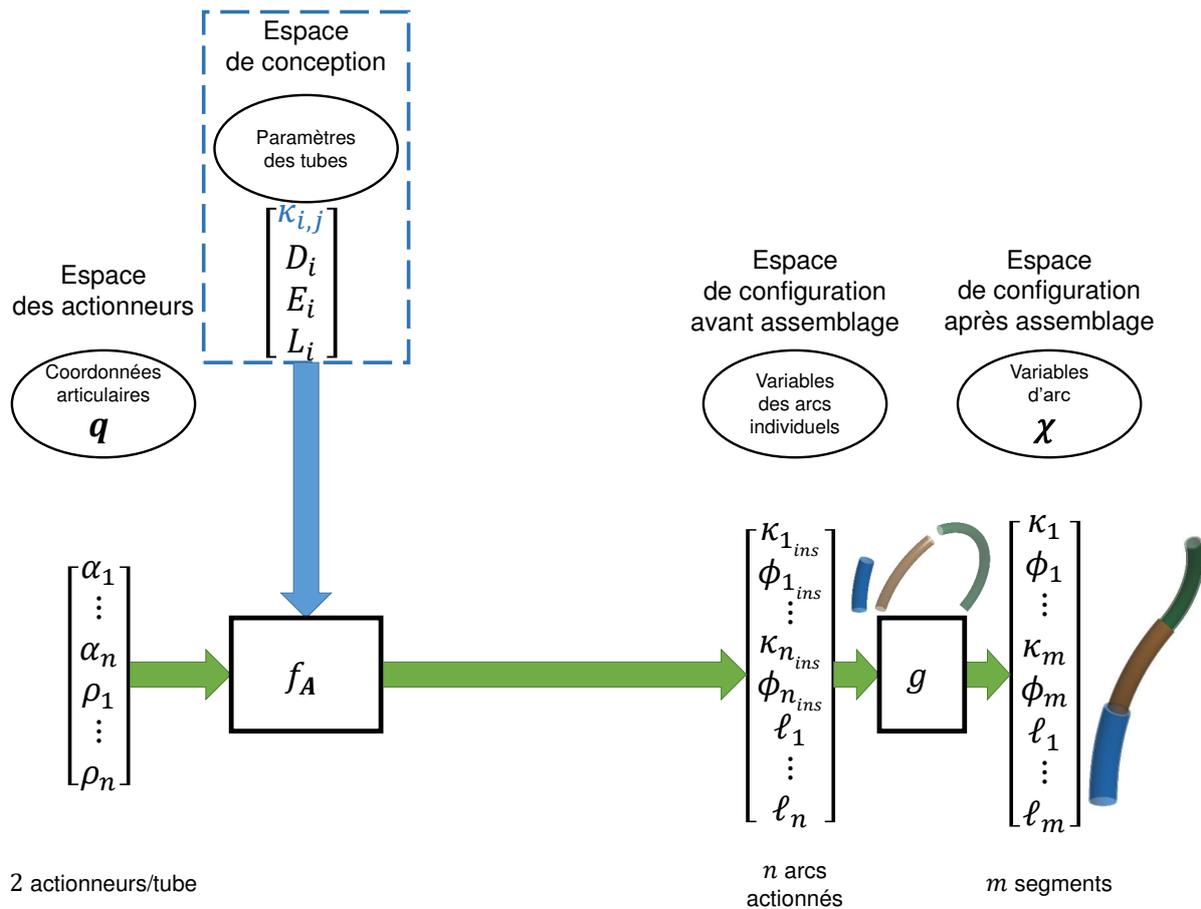


Figure 2.6: Démarche de modélisation des RTC standards. Les *variables d'arc* χ sont obtenues à partir des coordonnées articulaires \mathbf{q} en tenant compte des paramètres des tubes, par le biais de la fonction spécifique f_A . La courbure intrinsèque $\kappa_{i,j}$ de chaque tube est constante et elle relève de l'espace de conception dans ce cas.

Propriété I1

Le système lié à la vitesse de chaque segment pose la problématique de la possibilité de couverture de tout l'espace des vitesses de dimension 6 par l'espace des variations des *variables d'arc* de dimension 3.

La matrice cinématique indépendante d'un segment ${}^{j-1}\mathbf{J}_{indep_j}$ est définie dans le repère de base de ce segment et permet la description de la vitesse moyennant l'utilisation des vitesses des *variables d'arc* équivalentes $\dot{\chi}_j$. Par la suite, et afin d'exprimer cette vitesse dans le repère lié à la base du robot, la transformation *adjoint*, introduite notamment dans [195] et notée Ad , est utilisée telle que :

$$Ad({}^0\mathbf{T}_j) = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R}_j & [{}^0\mathbf{p}_j]_{\times} {}^0\mathbf{R}_j \\ 0 & {}^0\mathbf{R}_j \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

où ${}^0\mathbf{R}_j$ et ${}^0\mathbf{p}_j$ désignent les composantes de rotation et de translation de la matrice ${}^0\mathbf{T}_j$ (définie dans l'équation (2.5)) respectivement, et $[{}^0\mathbf{p}_j]_{\times}$ est la matrice de pré-produit vectoriel par ${}^0\mathbf{p}_j$. Ainsi, la matrice cinématique indépendante du segment j par rapport à l'origine du robot est obtenue :

$${}^0\mathbf{J}_j^{indep} = Ad({}^0\mathbf{T}_{j-1}) {}^{j-1}\mathbf{J}_j^{indep} \quad (2.8)$$

Le torseur cinématique ${}^0\boldsymbol{\tau}_m$ de l'organe terminal, exprimé dans le repère de base du robot, est obtenu en appliquant les transformations *adjoints* aux matrices de transformations homogènes et les matrices jacobiennes indépendantes correspondantes, de sorte que :

$${}^0\boldsymbol{\tau}_m = {}^0\mathbf{J}^{indep} \dot{\chi} = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{J}_1^{indep} & Ad({}^0\mathbf{T}_1) {}^1\mathbf{J}_2^{indep} & Ad({}^0\mathbf{T}_{1(m-1)}) {}^{m-1}\mathbf{J}_m^{indep} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\chi}_1 \\ \vdots \\ \dot{\chi}_m \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

avec ${}^0\mathbf{J}^{indep} \in \mathbb{R}^{6 \times 3m}$ la matrice cinématique indépendante complète.

Propriété I2

La redondance du système lié à la vitesse de l'organe terminal d'un RTC dépend du nombre de segments qui le constituent :

Si $m \geq 3$, le système est au moins totalement contraint.

Si $m > 3$, le système est redondant.

Si $m \leq 2$, le système est sous-actionné.

Plus particulièrement, dans la configuration étudiée dans ces travaux (*cf.* figure 2.3), la matrice cinématique indépendante complète est présentée dans l'équation (2.10).

$${}^0\mathbf{J}^{indep} = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{J}_1^{indep} & Ad({}^0\mathbf{T}_1) {}^1\mathbf{J}_2^{indep} & Ad({}^0\mathbf{T}_2) {}^2\mathbf{J}_3^{indep} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

avec ${}^0\mathbf{J}^{indep} \in \mathbb{R}^{6 \times 6}$ car $m = 3$.

Propriété I3

Un RTC constitué de 3 segments est au moins totalement contraint.

2.2.2.2 Modèle cinématique spécifique à l'actionnement

Le modèle cinématique spécifique à l'actionnement dépend essentiellement des actionneurs choisis : leur nombre, leur distribution, leur effet sur chaque variable, etc. Néanmoins, un formalisme générique est développé dans la suite, afin d'assurer une modélisation la plus homogène possible. Cette généralité sera exploitée par la suite pour réaliser des analyses de performances cohérentes (cf. partie 2.4).

Partie commune du modèle cinématique

Bien qu'elle soit différente pour chacune des structures robotiques étudiées dans ces travaux, la modélisation comporte une partie commune que nous détaillons dans ce qui suit. En effet, les variations au cours du temps de la courbure et de l'angle du plan d'équilibre pour chaque segment constituant le robot continu possèdent la même structure dans tous les cas étudiés. Ainsi, en dérivant les équations (2.1) et (2.2) par rapport au temps, en ne considérant pas κ_x et κ_y constants, nous obtenons :

$$\dot{\kappa}_j = \frac{\frac{d(\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2)}{dt}}{2\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} = \frac{2(\kappa_{x_j} \dot{\kappa}_{x_j} + \kappa_{y_j} \dot{\kappa}_{y_j})}{2\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} \quad (2.11)$$

et

$$\dot{\phi}_j = \frac{\frac{d(\kappa_{y_j}/\kappa_{x_j})}{dt}}{1 + (\kappa_{y_j}/\kappa_{x_j})^2} = \frac{\kappa_{x_j}^2 \left((\dot{\kappa}_{y_j} \kappa_{x_j} - \dot{\kappa}_{x_j} \kappa_{y_j}) / \kappa_{x_j}^2 \right)}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} = \frac{\dot{\kappa}_{y_j} \kappa_{x_j} - \dot{\kappa}_{x_j} \kappa_{y_j}}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \quad (2.12)$$

L'écriture matricielle des équations (2.11) et (2.12) conduit à :

$$\dot{\kappa}_j = \frac{1}{\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} \begin{bmatrix} \kappa_{x_j} & \kappa_{y_j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

et

$$\dot{\phi}_j = \frac{1}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \begin{bmatrix} -\kappa_{y_j} & \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

On en déduit l'écriture matricielle finale des variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre absolu du segment j :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_j \\ \dot{\phi}_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} \kappa_{x_j} & \frac{1}{\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} \kappa_{y_j} \\ -\frac{1}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \kappa_{y_j} & \frac{1}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} = {}^{abs} \mathbf{A}_j \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

où ${}^{abs} \mathbf{A}_j$ revient à :

$${}^{abs}\mathbf{A}_j = \begin{bmatrix} \frac{1}{\kappa_j} \kappa_{x_j} & \frac{1}{\kappa_j} \kappa_{y_j} \\ -\frac{1}{\kappa_j^2} \kappa_{y_j} & \frac{1}{\kappa_j^2} \kappa_{x_j} \end{bmatrix}. \quad (2.16)$$

Nous pouvons noter que le déterminant de la matrice \mathbf{A}_j est égal à :

$$\det({}^{abs}\mathbf{A}_j) = \frac{1}{\kappa_j^3} \kappa_{x_j}^2 + \frac{1}{\kappa_j^3} \kappa_{y_j}^2 = \frac{1}{\kappa_j^3} (\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2) = \frac{1}{\kappa_j} \quad (2.17)$$

Propriété S1

La matrice ${}^{abs}\mathbf{A}_j$ n'est pas définie lorsque la courbure d'un segment est au voisinage de 0, et donc lorsque ce segment est droit.

Tant que la matrice ${}^{abs}\mathbf{A}_j$ est définie, elle est inversible et son inverse vaut :

$${}^{abs}\mathbf{A}_j^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{\kappa_{x_j}}{\kappa_j} & -\kappa_{y_j} \\ \frac{\kappa_{y_j}}{\kappa_j^2} & \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

Concernant les variations des longueurs d'arc au cours du temps, elles sont définies par :

$$\begin{cases} \dot{\ell}_1 = \dot{\rho}_1 \\ \dot{\ell}_2 = \dot{\rho}_2 - \dot{\rho}_1 \\ \dot{\ell}_3 = \dot{\rho}_3 - \dot{\rho}_2 \end{cases} \quad (2.19)$$

En rappelant que l'angle du plan d'équilibre relatif $\Delta\phi_j = \phi_j - \phi_{j-1}$, et en se basant sur l'équation (2.14), nous pouvons noter que sa variation temporelle s'écrit :

$$\Delta\dot{\phi}_j = \dot{\phi}_j - \dot{\phi}_{j-1} = \frac{1}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \begin{bmatrix} -\kappa_{y_j} & \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} - \frac{1}{\kappa_{x_{j-1}}^2 + \kappa_{y_{j-1}}^2} \begin{bmatrix} -\kappa_{y_{j-1}} & \kappa_{x_{j-1}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_{j-1}} \\ \dot{\kappa}_{y_{j-1}} \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

Ainsi, nous intégrons les résultats de l'équation (2.15) pour obtenir les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du segment j :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_j \\ \Delta\dot{\phi}_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & \frac{1}{\kappa_j} \kappa_{x_j} & \frac{1}{\kappa_j} \kappa_{y_j} \\ \frac{1}{\kappa_{j-1}^2} \kappa_{y_{j-1}} & -\frac{1}{\kappa_{j-1}^2} \kappa_{x_{j-1}} & -\frac{1}{\kappa_j^2} \kappa_{y_j} & \frac{1}{\kappa_j^2} \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_{j-1}} \\ \dot{\kappa}_{y_{j-1}} \\ \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_j \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_{j-1}} \\ \dot{\kappa}_{y_{j-1}} \\ \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

L'équation (2.21) est valable pour tout $j \in \{2..m\}$. Pour le premier segment, $\mathbf{A}_1 = {}^{abs}\mathbf{A}_1$.

Le noyau de la matrice \mathbf{A}_j est :

$$\text{Ker}(\mathbf{A}_j) = \begin{bmatrix} \frac{\kappa_{j-1} \kappa_{x_{j-1}}}{\kappa_{y_{j-1}}} & -\frac{\kappa_{j-1}^2 (\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2)}{\kappa_j^2 \kappa_{x_j} \kappa_{y_{j-1}}} \\ 1 & 0 \\ 0 & -\frac{\kappa_{y_j}}{\kappa_{x_j}} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \kappa_{j-1} \text{atan}(\phi_{j-1}) & \frac{\kappa_{j-1}^2}{\kappa_{x_j} \kappa_{y_{j-1}}} \\ 1 & 0 \\ 0 & -\tan(\phi_{j-1}) \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Dès lors que les variations de courbure $\dot{\kappa}_j$ et d'angle du plan d'équilibre relatif $\Delta\dot{\phi}_j$ du segment j sont définies, elles dépendent des variations des composantes de courbure $\dot{\kappa}_{x_{j-1}}$ et $\dot{\kappa}_{y_{j-1}}$, $\dot{\kappa}_{x_j}$ et $\dot{\kappa}_{y_j}$. Celles-ci doivent être définies séparément selon la stratégie d'actionnement utilisée.

Partie spécifique aux RTC standards du modèle cinématique

Bien que cette configuration ait été étudiée longuement depuis une décennie [290, 241], un développement explicite de la matrice jacobienne spécifique n'a jamais été publié. Les notations matricielles sont utilisées ici pour la clarté des développements.

Pour déterminer le modèle cinématique des RTC standards, les composantes de courbure pour chaque segment seront détaillées séparément. En effet, ces composantes dépendent du nombre de tubes en interaction dudit segment, et donc des actionneurs liés aux tubes. Pour le cas d'un RTC standard, l'espace des actionneurs est $\mathbf{q} = [\alpha_1 \rho_1 \dots \alpha_i \rho_i \dots \alpha_n \rho_n]^T$, tels que α_i et ρ_i sont respectivement les angles et les longueurs d'insertion du $i^{\text{ème}}$ tube. Ainsi, pour le cas général d'un segment j , les variations de ses composantes de courbure s'écrivent :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} = \mathbf{B}_j \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_j \\ \vdots \\ \dot{\alpha}_m \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

Les détails de ces calculs sont rappelés dans l'Annexe et la forme générique de la matrice \mathbf{B}_j est obtenue par :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_j} = \frac{d\kappa_{x_j}}{dt} = \sum_{i=j}^n \frac{\partial \kappa_{x_j}}{\partial \alpha_i} \frac{d\alpha_i}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_j} = \frac{d\kappa_{y_j}}{dt} = \sum_{i=j}^n \frac{\partial \kappa_{y_j}}{\partial \alpha_i} \frac{d\alpha_i}{dt} \end{cases} \quad (2.24)$$

qui se réduit à :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_j} = -\frac{1}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} E_i I_i \kappa_{i,j} \sin \alpha_i \dot{\alpha}_i \\ \dot{\kappa}_{y_j} = \frac{1}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} E_i I_i \kappa_{i,j} \cos \alpha_i \dot{\alpha}_i \end{cases} \quad (2.25)$$

Concernant le segment 3, les variations des composantes de courbure sont :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_3} \\ \dot{\kappa}_{y_3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \\ \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \end{bmatrix} \dot{\alpha}_3 = \mathbf{B}_3 \dot{\alpha}_3 \quad (2.26)$$

Notons ici que $\mathbf{B}_3 \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$, et $-\kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \cos \alpha_3 + \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \sin \alpha_3 = 0$. Ainsi, $\text{rang}(\mathbf{B}_3) \leq 1$. La matrice \mathbf{B}_3 est singulière lorsque la courbure intrinsèque du tube constituant ce segment est nulle : $\kappa_{i,3} = 0$.

Pour le second segment, les variations des composantes de courbure sont :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_2} \\ \dot{\kappa}_{y_2} \end{bmatrix} = \mathbf{B}_2 \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_2 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

avec $\mathbf{B}_2 = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} \begin{bmatrix} -E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 & -E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \\ E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 & E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \end{bmatrix}$, Notons ici que le déterminant de la matrice \mathbf{B}_2 est :

$$\begin{aligned} \det(\mathbf{B}_2) &= \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} E_2 I_2 E_3 I_3 \kappa_{i,2} \kappa_{i,3} (\cos \alpha_2 \sin \alpha_3 - \cos \alpha_3 \sin \alpha_2) \\ &= \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} E_2 I_2 E_3 I_3 \kappa_{i,2} \kappa_{i,3} \sin(\alpha_2 - \alpha_3) \end{aligned} \quad (2.28)$$

Le déterminant de \mathbf{B}_2 est nul si $\kappa_{i,2} = 0$, $\kappa_{i,3} = 0$ ou $\alpha_2 \equiv \alpha_3 + k\pi$, tel que $k \in \mathbb{Z}$.

Propriété A1

Le segment d'un RTC standard constitué de deux tubes en interaction est en configuration singulière, si l'un de ces tubes est droit ou si les angles de rotation appliqués à leurs bases sont égaux à π près.

Concernant le premier segment, les variations des composantes de courbure peuvent être écrites ainsi :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_1} \\ \dot{\kappa}_{y_1} \end{bmatrix} = \mathbf{B}_1 \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_1 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

avec $\mathbf{B}_1 = \frac{1}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} \begin{bmatrix} -E_1 I_1 \kappa_{i,1} \sin \alpha_1 & -E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 & -E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \\ E_1 I_1 \kappa_{i,1} \cos \alpha_1 & E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 & E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \end{bmatrix}$. Notons ici que la matrice $\mathbf{B}_1 \in \mathbb{R}^{2 \times 3}$ et que son noyau est :

$$\text{Ker}(\mathbf{B}_1) = \frac{1}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} \frac{1}{\sin(\alpha_1 - \alpha_2)} \begin{bmatrix} \frac{E_3 I_3 \kappa_{i,3}}{E_1 I_1 \kappa_{i,1}} \sin(\alpha_2 - \alpha_3) \\ -\frac{E_3 I_3 \kappa_{i,3}}{E_2 I_2 \kappa_{i,2}} \sin(\alpha_1 - \alpha_3) \\ \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

Remarquons, ici, que deux composantes de $\text{Ker}(\mathbf{B}_1)$ s'annulent si $\alpha_1 \equiv \alpha_2 \equiv \alpha_3 + k\pi$ pour $k \in \mathbb{Z}$ ou bien si $\kappa_{i,3} = 0$. Ainsi, la dimension de $\text{Ker}(\mathbf{B}_1)$ se dégrade à 1.

Le noyau $\text{Ker}(\mathbf{B}_1)$ n'est pas défini si $\kappa_{i,1} = 0$ ou $\kappa_{i,2} = 0$.

D'après l'équation (2.21), nous déduisons les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 3^{ème} segment :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_3 \\ \Delta \dot{\phi}_3 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_3 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_2} \\ \dot{\kappa}_{y_2} \\ \dot{\kappa}_{x_3} \\ \dot{\kappa}_{y_3} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_3 \begin{bmatrix} \mathbf{B}_2 \\ 0_{2 \times 1} & \mathbf{B}_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_2 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.31)$$

Ainsi, nous pouvons définir la matrice ${}^f\mathbf{B}_3$:

$${}^f\mathbf{B}_3 = \begin{bmatrix} \mathbf{B}_2 \\ 0_{2 \times 1} & \mathbf{B}_3 \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

Remarquons ici que $\mathbf{X}_3 = \mathbf{A}_3 {}^f\mathbf{B}_3 \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$.

Pour les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 2nd segment, elles sont définies telle que :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_2 \\ \Delta \dot{\phi}_2 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_1} \\ \dot{\kappa}_{y_1} \\ \dot{\kappa}_{x_2} \\ \dot{\kappa}_{y_2} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{B}_1 \\ 0_{2 \times 1} & \mathbf{B}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_1 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.33)$$

Ainsi, nous pouvons définir la matrice ${}^f\mathbf{B}_2$:

$${}^f\mathbf{B}_2 = \begin{bmatrix} \mathbf{B}_1 \\ 0_{2 \times 1} & \mathbf{B}_2 \end{bmatrix} \quad (2.34)$$

Remarquons ici que $\mathbf{X}_2 = \mathbf{A}_2 {}^f\mathbf{B}_2 \in \mathbb{R}^{2 \times 3}$.

Propriété A2

Le deuxième segment d'un RTC standard est redondant en actionnement et son degré de redondance est égal à 1.

Concernant les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 1^{er} segment, elles sont définies par :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_1 \\ \Delta \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_1} \\ \dot{\kappa}_{y_1} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 {}^f\mathbf{B}_1 \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_1 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.35)$$

où ${}^f\mathbf{B}_1 = \mathbf{B}_1$.

Ainsi, nous remarquons ici que la matrice $\mathbf{X}_1 = \mathbf{A}_1 \mathbf{B}_1 \in \mathbb{R}^{2 \times 3}$.

Propriété A3

Le premier segment d'un RTC standard est redondant en actionnement et son degré de redondance est égal à 1.

Pour résumer, les variations des *variables d'arc* pour un RTC classique, en tenant compte des varia-

vitesse se pose dans ce cas. Afin de pallier ces problématiques, nous proposons une analyse cinématique de deux structures de RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel.

2.3 Modélisation des robots à tubes concentriques à changement de courbure

Nous introduisons, dans cette partie, deux structures de RTC à changement de courbures. Pour chacune des structures, nous décrivons le principe de fonctionnement, le modèle géométrique, ainsi que le modèle cinématique direct. Le premier paragraphe sera concentré sur les RTC à changement de courbure unidirectionnel et le second traite le cas des RTC à changement de courbure bidirectionnel.

2.3.1 Robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel

Ce paragraphe est consacré au développement des modèles géométrique et cinématique direct de la structure de RTC à changement de courbure unidirectionnel.

2.3.1.1 Modèle géométrique des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel

La première structure proposée, que nous avons présentée dans [48], est constituée de trois tubes concentriques comme décrite sur la figure 2.9. À chaque tube, nous nous proposons d'actionner la courbure par le biais d'une variable tension, que nous notons v_i , appliquée à la paire d'électrodes antagonistes en PEA. De plus, l'actionnement appliqué aux RTC standards (translation ρ_i et rotation α_i de chaque tube) est maintenu sur cette configuration.

Ainsi, l'espace des actionneurs est $\mathbf{q} = [v_1 \ \alpha_1 \ \rho_1 \ \dots \ v_i \ \alpha_i \ \rho_i \ \dots \ v_n \ \alpha_n \ \rho_n]^T$ pour tout $i \in \{1..n\}$. Grâce à cette configuration, la courbure de chaque tube, qui était un paramètre passif de conception pour les RTC standards (cf. figure 2.6), devient une variable accessible et actionnée, comme décrit sur la figure 2.7. **Dans la suite de la modélisation, les variations de courbure des tubes peuvent être adaptées à la technologie d'actionnement spécifique en introduisant simplement la loi de transduction de l'actionneur choisi.**

Propriété B1

La courbure intrinsèque des tubes devient une variable actionnée dans un RTC à changement de courbure unidirectionnel, contrairement à la configuration de RTC standards où elle est un paramètre de conception.

Néanmoins, dans le cadre de ces travaux, nous avons opté pour les micro-actionneurs à base de PEA pour les différentes raisons détaillées dans le chapitre 1. Pour résumer, la biocompatibilité de ces actionneurs, leur poids négligeable, leur épaisseur réduite ($< 40 \mu m$), la tension nécessaire à leur fonctionnement ($< 2 V$) et les grandes déformations proposées ($\simeq 30 \%$) constituent leurs principaux avantages.

Ainsi, sur chaque tube, une paire d'électrodes de PEA diamétralement opposées est greffée, comme schématisé sur la figure 2.8. Lorsqu'elles sont actionnées par une différence de potentiel v_i , les deux électrodes antagonistes produisent une flexion du tube hôte i , et donc un changement de courbure $\kappa_{i_{ins}}$.

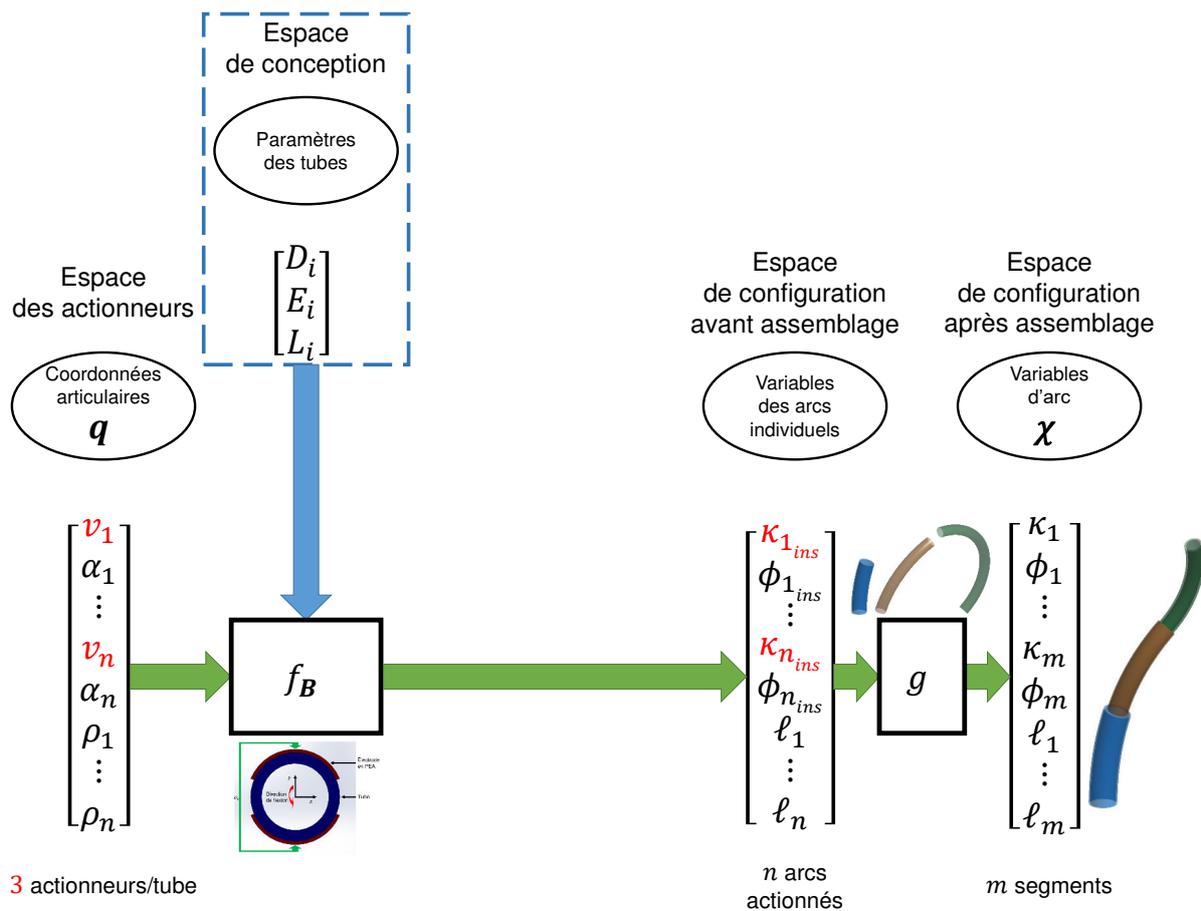


Figure 2.7: Démarche de modélisation des RTC à changement de courbure unidirectionnel. Les variables d'arc χ sont obtenues à partir des variables des arcs individuels $\kappa_{i_{ins}}$ et $\phi_{i_{ins}}$, par le biais de la fonction spécifique f_B dans ce cas. La courbure intrinsèque $\kappa_{i_{ins}}$ de chaque tube est désormais actionnée dans cette structure à travers la tension d'activation associée v_i . Elle n'est donc plus une composante de l'espace de conception (cf. figure 2.6).

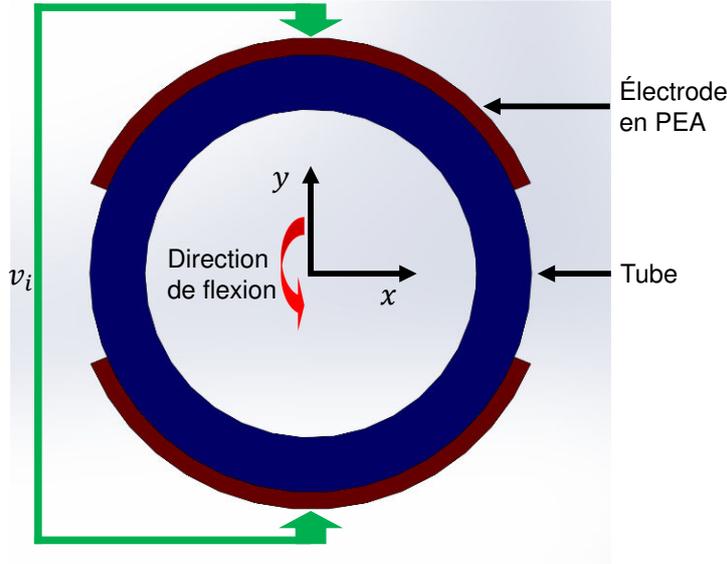


Figure 2.8: Principe d'actionnement de la courbure κ_{ins} d'un tube i par le biais de la tension v_i appliquée aux bornes de la paire d'électrodes en PEA. La direction de la flexion est produite autour de l'axe x dans ce cas.

Comme détaillé notamment par Shoa *et al.* [246], la courbure insérée par l'actionnement embarqué κ_{ins} sur le $i^{\text{ème}}$ tube peut s'écrire :

$$\kappa_{ins} = C_{PPy_i} v_i \quad (2.39)$$

où la constante du PPy liée au tube i est donnée par :

$$C_{PPy_i} = \frac{32}{3\pi} \frac{E_p \gamma C_v [a_i^3 - (a_i + 2 t_p)^3]}{E_i b_i^4 - E_p (a_i + 2 t_p)^4 - E_i a_i^4 + E_p a_i^4} \quad (2.40)$$

Notons que E_i et E_p sont les modules de Young du $i^{\text{ème}}$ tube et du PPy respectivement, a_i et b_i sont les diamètres extérieur et intérieur du $i^{\text{ème}}$ tube respectivement, et t_p représente l'épaisseur des électrodes de PPy, γ est un rapport entre la déformation et la charge volumique, empiriquement déterminé et C_v est la capacitance volumétrique du polymère.

La description cinématique d'un arc de cercle a été proposée dans la littérature par [137]. Il s'agit d'approximer cette forme à un modèle cinématique équivalent d'un robot rigide, en utilisant une table modifiée de Denavit-Hartenberg. Dans notre cas, l'arc de cercle possède une courbure variable selon une seule direction par le biais de l'actionnement. Afin de simplifier la compréhension de la structure, nous introduisons une nouvelle articulation, notée "**Cu**". En effet, dès lors qu'un segment (par extension un tube) possède une courbure variable et actionnée, une articulation "**Cu**" peut être définie, et ce, quelque soit la technologie d'actionnement adoptée. En l'occurrence, la courbure κ_{ins} , définie par l'équation (2.39), permet d'obtenir l'articulation "**Cu**". Cette notation sera adoptée dans la suite de la modélisation.

La structure étudiée dans ce paragraphe, rappelons-le, est constituée de 3 tubes concentriques possédant chacun une translation, une rotation et une courbure actionnée selon une seule direction (structure "**PRCu**" pour chaque tube, telle que "**P**" désigne l'articulation prismatique équivalente à la translation).

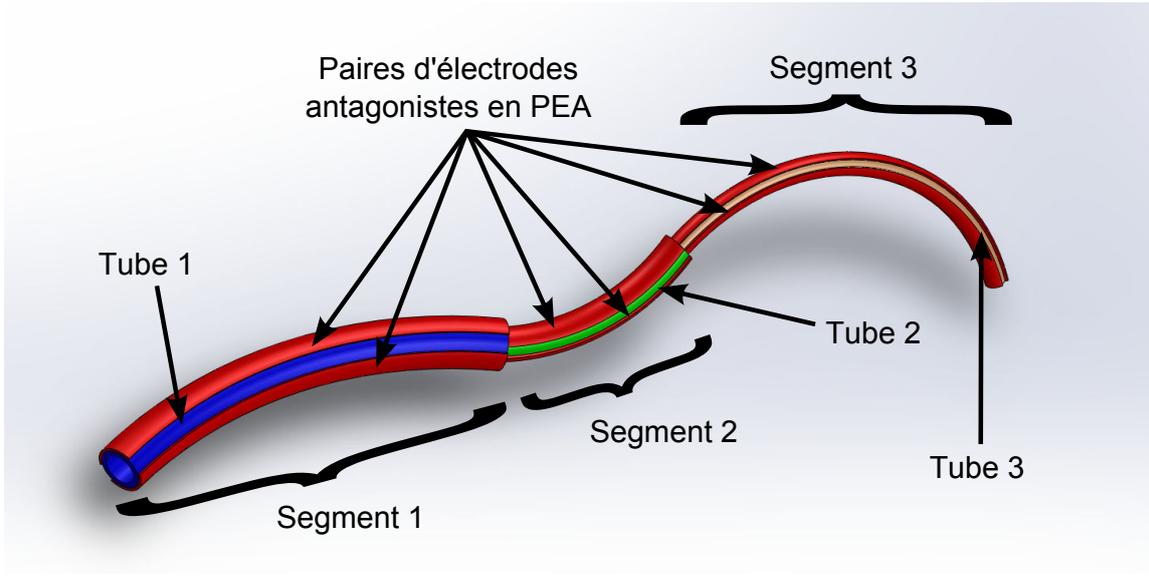


Figure 2.9: RTC à changement de courbure unidirectionnel, effectué par la paire d'actionneurs en PEA diamétralement opposés (en rouge) greffée sur chaque tube.

Ainsi, nous pouvons définir la structure complète par un *PRCuPRCuPRCu*.

2.3.1.2 Modèle cinématique des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel

De manière similaire au modèle précédent de RTC standard, nous proposons ici le modèle cinématique de la configuration présentée dans la figure 2.9 d'un RTC à changement de courbure unidirectionnel. Les détails de ces calculs sont rappelés dans l'Annexe et la forme générique de la matrice C_j est obtenue par :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_j} = \frac{d\kappa_{x_j}}{dt} = \sum_{i=j}^n \left(\frac{\partial \kappa_{x_j}}{\partial v_i} \frac{dv_i}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_j}}{\partial \alpha_i} \frac{d\alpha_i}{dt} \right) \\ \dot{\kappa}_{y_j} = \frac{d\kappa_{y_j}}{dt} = \sum_{i=j}^n \left(\frac{\partial \kappa_{y_j}}{\partial v_i} \frac{dv_i}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_j}}{\partial \alpha_i} \frac{d\alpha_i}{dt} \right) \end{cases} \quad (2.41)$$

qui se réduit à :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_j} = \frac{1}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} \sum_{i=j}^n E_i I_i (\cos \alpha_i C_{PPy_i} \dot{v}_i - \kappa_{i,j} \sin \alpha_i \dot{\alpha}_i) \\ \dot{\kappa}_{y_j} = \frac{1}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} \sum_{i=j}^n E_i I_i (\sin \alpha_i C_{PPy_i} \dot{v}_i + \kappa_{i,j} \cos \alpha_i \dot{\alpha}_i) \end{cases} \quad (2.42)$$

La dérivation des composantes de courbure du troisième segment par rapport au temps donne :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_3} \\ \dot{\kappa}_{y_3} \end{bmatrix} = \mathbf{C}_3 \begin{bmatrix} \dot{v}_3 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.43)$$

où $\mathbf{C}_3 = \begin{bmatrix} \cos \alpha_3 C_{PPy_3} & -\kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \\ \sin \alpha_3 C_{PPy_3} & \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \end{bmatrix}$. Notons ici que la matrice $\mathbf{C}_3 \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ et que son déterminant est :

$$\det(\mathbf{C}_3) = C_{PPy_3} \kappa_{i,3} \cos^2 \alpha_3 + C_{PPy_3} \kappa_{i,3} \sin^2 \alpha_3 = C_{PPy_3} \kappa_{i,3} \quad (2.44)$$

Le déterminant de \mathbf{C}_3 est donc nul si $\kappa_{i,3} = 0$. Néanmoins, même dans ce cas, les variations des composantes de courbure restent possibles car l'équation (2.43) devient :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_3} \\ \dot{\kappa}_{y_3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_3 C_{PPy_3} \\ \sin \alpha_3 C_{PPy_3} \end{bmatrix} \dot{v}_3 \quad (2.45)$$

Ainsi, les composantes de courbure du dernier segment peuvent être modifiées seulement avec l'actionnement de v_3 , même si sa courbure intrinsèque est nulle. La rotation du troisième tube n'a pas d'effet dans ce cas. Cette particularité permet alors de sortir de la singularité causée par la courbure intrinsèque nulle du troisième tube.

Propriété B2

Le dernier segment d'un RTC à changement de courbure unidirectionnel est en configuration singulière locale et contournable, même si la courbure intrinsèque du tube le constituant est nulle, contrairement à celui d'un RTC standard.

La propriété B2 permet alors de faciliter la conception des RTC. Un tube droit peut être utilisé et l'actionnement embarqué permet de faire varier sa courbure propre.

Pour le second segment, les variations des composantes de courbure sont :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_2} \\ \dot{\kappa}_{y_2} \end{bmatrix} = \mathbf{C}_2 \begin{bmatrix} \dot{v}_2 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{v}_3 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.46)$$

où $\mathbf{C}_2 = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} \mathbf{C}'_2$ avec

$\mathbf{C}'_2 = \begin{bmatrix} E_2 I_2 \cos \alpha_2 C_{PPy_2} & -E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 & E_3 I_3 \cos \alpha_3 C_{PPy_3} & -E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \\ E_2 I_2 \sin \alpha_2 C_{PPy_2} & E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 & E_3 I_3 \sin \alpha_3 C_{PPy_3} & E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \end{bmatrix}$. Nous pouvons noter ici que la matrice $\mathbf{C}_2 \in \mathbb{R}^{2 \times 4}$ et que son noyau est :

$$\text{Ker}(\mathbf{C}_2) = \begin{bmatrix} \frac{-\kappa_{i,2} \cos(\alpha_2 - \alpha_3)}{C_{PPy_2} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)} & \frac{-E_3 I_3 \kappa_{i,3}}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)} \\ \frac{E_2 I_2 \kappa_{i,2}}{E_3 I_3 C_{PPy_3} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)} & \frac{\kappa_{i,3} \cos(\alpha_2 - \alpha_3)}{C_{PPy_3} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)} \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{-\kappa_{i,2} \tan(\alpha_2 - \alpha_3)}{C_{PPy_2}} & \frac{-E_3 I_3 \kappa_{i,3}}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)} \\ \frac{E_2 I_2 \kappa_{i,2}}{E_3 I_3 C_{PPy_3} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)} & \frac{\kappa_{i,3} \tan(\alpha_2 - \alpha_3)}{C_{PPy_3}} \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.47)$$

Nous remarquons ici que, dans le noyau de \mathbf{C}_2 , il existe des composantes indépendantes de l'état du robot (c.-à-d. lignes 3 et 4 de $\text{Ker}(\mathbf{C}_2)$) et des composantes non définies pour $\alpha_2 \equiv \alpha_3 + k\pi$, avec $k \in \mathbb{Z}$ (c.-à-d. lignes 1 et 2 de $\text{Ker}(\mathbf{C}_2)$). Ces composantes indépendantes peuvent être utilisées pour gérer la redondance des vitesses des composantes de courbure du 2^{ème} segment de manière structurelle, ou de manière plus spécifique si les 2 premières lignes de \mathbf{C}_2 sont définies et non nulles (c.-à-d. $\kappa_{i,2} \neq 0$,

$\kappa_{i,3} \neq 0$ et $\alpha_2 \neq \alpha_3 + k\pi$, avec $k \in \mathbb{Z}$).

Concernant le premier segment, les variations des composantes de courbure peuvent être écrites ainsi :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_1} \\ \dot{\kappa}_{y_1} \end{bmatrix} = \mathbf{C}_1 \begin{bmatrix} \dot{v}_1 \\ \dot{\alpha}_1 \\ \dot{v}_2 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{v}_3 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.48)$$

où $\mathbf{C}_1 = \frac{1}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} \mathbf{C}'_1$ avec

$\mathbf{C}'_1 = \begin{bmatrix} E_1 I_1 \cos \alpha_1 C_{PPy_1} & -E_1 I_1 \kappa_{i,1} \sin \alpha_1 & E_2 I_2 \cos \alpha_2 C_{PPy_2} & -E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 & E_3 I_3 \cos \alpha_3 C_{PPy_3} & -E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \\ E_1 I_1 \sin \alpha_1 C_{PPy_1} & E_1 I_1 \kappa_{i,1} \cos \alpha_1 & E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 & E_2 I_2 \sin \alpha_2 C_{PPy_2} & E_3 I_3 \sin \alpha_3 C_{PPy_3} & E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \end{bmatrix}$. Remarquons ici que la matrice $\mathbf{C}_1 \in \mathbb{R}^{2 \times 6}$ et son noyau est :

$$\begin{aligned} \text{Ker}(\mathbf{C}_1) &= \begin{bmatrix} \frac{E_3 I_3 C_{PPy_3} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)}{E_1 I_1 C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{-\kappa_{i,1} \cos(\alpha_1 - \alpha_2)}{C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{-E_2 I_2 \kappa_{i,2}}{E_1 I_1 C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{-E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos(\alpha_2 - \alpha_3)}{E_1 I_1 C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} \\ \frac{-E_3 I_3 C_{PPy_3} \sin(\alpha_1 - \alpha_3)}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{E_1 I_1 \kappa_{i,1}}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{\kappa_{i,2} \cos(\alpha_1 - \alpha_2)}{C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos(\alpha_1 - \alpha_3)}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \frac{E_3 I_3 C_{PPy_3} \sin(\alpha_2 - \alpha_3)}{E_1 I_1 C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{-\kappa_{i,1} \text{atan}(\alpha_1 - \alpha_2)}{C_{PPy_1}} & \frac{-E_2 I_2 \kappa_{i,2}}{E_1 I_1 C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{-E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos(\alpha_2 - \alpha_3)}{E_1 I_1 C_{PPy_1} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} \\ \frac{-E_3 I_3 C_{PPy_3} \sin(\alpha_1 - \alpha_3)}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{E_1 I_1 \kappa_{i,1}}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} & \frac{\kappa_{i,2} \text{atan}(\alpha_1 - \alpha_2)}{C_{PPy_2}} & \frac{E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos(\alpha_1 - \alpha_3)}{E_2 I_2 C_{PPy_2} \sin(\alpha_1 - \alpha_2)} \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.49)$$

Nous remarquons ici que, dans le noyau de \mathbf{C}_1 , il existe des composantes indépendantes de l'état du robot (c.-à-d. lignes 3 à 6 de $\text{Ker}(\mathbf{C}_1)$) et des composantes non définies pour $\alpha_1 \equiv \alpha_2 + k\pi$, avec $k \in \mathbb{Z}$ (lignes 1 et 2 de $\text{Ker}(\mathbf{C}_1)$). Ces composantes indépendantes peuvent être utilisées pour gérer la redondance des vitesses des composantes de courbure du 1^{er} segment de manière structurelle, ou de manière plus spécifique si les 2 premières lignes de \mathbf{C}_1 sont définies et non nulles (c.-à-d. $\kappa_{i,j} \neq 0$, pour $j \in \{1..3\}$, $\alpha_p \neq \alpha_q + k\frac{\pi}{2}$, pour $p \neq q$ avec $p, q \in \{1..3\}$ et avec $k \in \mathbb{Z}$).

Les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 3^{ème} segment sont :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_3 \\ \Delta \dot{\phi}_3 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_3 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_2} \\ \dot{\kappa}_{y_2} \\ \dot{\kappa}_{x_3} \\ \dot{\kappa}_{y_3} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_3 \begin{bmatrix} \mathbf{C}_2 \\ 0_{2 \times 2} & \mathbf{C}_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{v}_2 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{v}_3 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.50)$$

Ainsi, nous pouvons définir la matrice ${}^f \mathbf{C}_3$:

$${}^f\mathbf{C}_3 = \begin{bmatrix} \mathbf{C}_2 \\ 0_{2 \times 2} & \mathbf{C}_3 \end{bmatrix} \quad (2.51)$$

Remarquons ici que $\mathbf{Y}_3 = \mathbf{A}_3 {}^f\mathbf{C}_3 \in \mathbb{R}^{2 \times 4}$.

Propriété B3

Le système lié au dernier segment d'un RTC à changement de courbure unidirectionnel est redondant en actionnement, et sa redondance est de degré 2.

Pour les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 2nd segment :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_2 \\ \Delta \dot{\phi}_2 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_1} \\ \dot{\kappa}_{y_1} \\ \dot{\kappa}_{x_2} \\ \dot{\kappa}_{y_2} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{C}_1 \\ 0_{2 \times 2} & \mathbf{C}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{v}_1 \\ \dot{\alpha}_1 \\ \dot{v}_2 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{v}_3 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.52)$$

Ainsi, nous pouvons définir la matrice ${}^f\mathbf{C}_2$:

$${}^f\mathbf{C}_2 = \begin{bmatrix} \mathbf{C}_1 \\ 0_{2 \times 2} & \mathbf{C}_2 \end{bmatrix} \quad (2.53)$$

Remarquons ici que $\mathbf{Y}_2 = \mathbf{A}_2 {}^f\mathbf{C}_2 \in \mathbb{R}^{2 \times 6}$.

Propriété B4

Le système lié au second segment d'un RTC à changement de courbure unidirectionnel est redondant en actionnement et sa redondance est de degré 4.

Concernant les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 1^{er} segment, elles sont définies par :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_1 \\ \Delta \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_1} \\ \dot{\kappa}_{y_1} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 {}^f\mathbf{C}_1 \begin{bmatrix} \dot{v}_1 \\ \dot{\alpha}_1 \\ \dot{v}_2 \\ \dot{\alpha}_2 \\ \dot{v}_3 \\ \dot{\alpha}_3 \end{bmatrix} \quad (2.54)$$

où ${}^f\mathbf{C}_1 = \mathbf{C}_1$.

Ainsi, nous remarquons ici que la matrice $\mathbf{Y}_1 = \mathbf{A}_1 \mathbf{B}_1 \in \mathbb{R}^{2 \times 6}$.

Propriété B5

Le système lié au premier segment d'un RTC à changement de courbure unidirectionnel est redondant en actionnement et sa redondance est de degré 4.

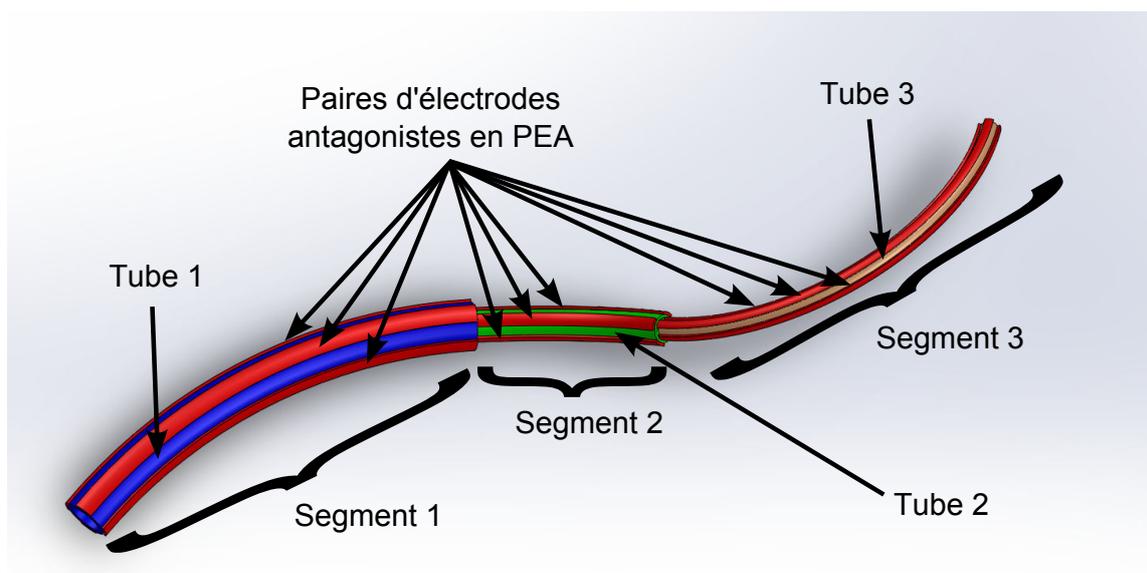


Figure 2.10: RTC à changement de courbure bidirectionnel, effectué par deux paires d'électrodes diamétralement opposées (en rouge) greffées sur chaque tube.

2.3.2.1 Modèle géométrique des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel

La seconde structure proposée est un RTC à changement de courbure bidirectionnel, constituée aussi de trois tubes concentriques comme décrite sur la figure 2.10. Cette dernière est capable d'améliorer la structure de RTC à changement de courbure unidirectionnel (cf. 2.3.1). Nous nous proposons d'actionner les courbures des tubes, selon deux directions de flexion orthogonales. Ainsi, la rotation appliquée à la base des tubes, problématique pour les RTC à cause des phénomènes de torsion engendrés, est évitée dans cette structure. En effet, l'équation (2.2) postule que la combinaison des deux composantes de courbures produit directement l'angle ϕ du plan d'équilibre de l'arc (ou tube). En comparant ce résultat au simple exemple d'un tube libre actionné en rotation α à partir de sa base, nous pouvons constater que $\phi = \alpha$. L'espace des actionneurs devient alors $\mathbf{q} = [v_{x,1} \ v_{y,1} \ \rho_1 \ \dots \ v_{x,i} \ v_{y,i} \ \rho_i \ \dots \ v_{x,n} \ v_{y,n} \ \rho_n]^T$ pour tout $i \in \{1..n\}$ où $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$ sont les variables d'actionnement des deux directions de flexion, indépendamment de la technologie adoptée. De manière similaire au paragraphe 2.3.1, le développement du modèle est réalisé pour une technologie spécifique, mais peut être facilement adapté à tout autre actionneur moyennant l'implémentation de sa loi de transduction spécifique.

Propriété C1

La courbure intrinsèque des tubes est un paramètre de conception dans les RTC standards (cf. figure 2.6). En revanche, pour un RTC à changement de courbure bidirectionnel, elle est une variable actionnée.

Pour les raisons détaillées dans le chapitre 1 et rappelées dans le paragraphe 2.3.1, les micro-actionneurs à base de PEA sont choisis. En effet, sur chaque tube sont greffées deux paires d'électrodes de PEA diamétralement opposées. La distribution des paires d'électrodes à 90° offre deux directions de flexion orthogonales pour chaque tube, comme schématisée sur la figure 2.11. Cette distribution qui peut être appliquée au cas de trois tubes concentriques (cf. figure 2.10).

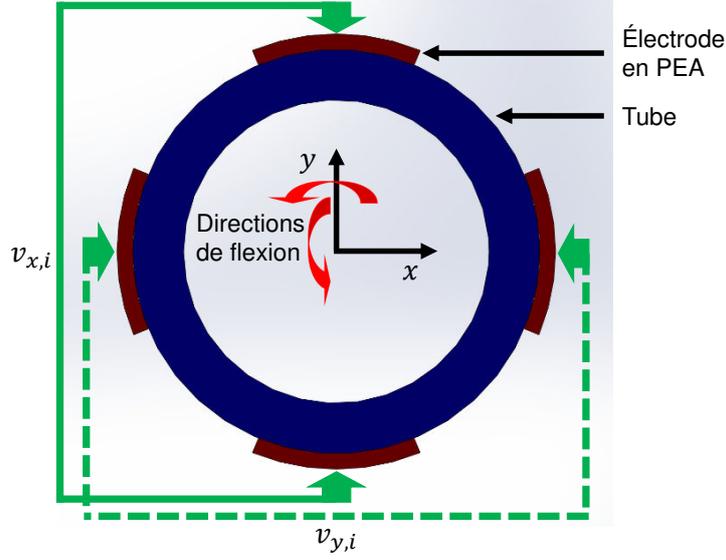


Figure 2.11: Principe d'actionnement des composantes de courbure $\kappa_{x_{i_{ins}}}$ et $\kappa_{y_{i_{ins}}}$ d'un tube i par le biais des tensions $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$, respectivement, appliquées aux bornes de la paire d'électrodes en PEA associées. Les deux directions de flexion sont produites autour des axes x et y dans ce cas.

Ainsi, chaque composante de courbure peut être modifiée séparément, en tenant compte d'une hypothèse simplificatrice permettant de découpler l'actionnement selon les deux directions, telle que :

$$\begin{cases} \kappa_{x_{i_{ins}}} = C_{PP_{y_i}} v_{x,i} \\ \kappa_{y_{i_{ins}}} = C_{PP_{x_i}} v_{y,i} \end{cases} \quad (2.58)$$

où $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$ sont les différences de potentiel appliquées aux deux paires d'électrodes du $i^{\text{ème}}$ tube provoquant des flexions selon les axes x et y , respectivement, et $C_{PP_{y_i}}$ est telle que définie dans l'équation (2.40). Les composantes de courbure intrinsèques de chaque tube sont désormais accessibles par le biais de l'actionnement à base de PEA.

Dans ce cas, l'espace des actionneurs associés est donné par $\mathbf{q} = [v_{x,1} v_{y,1} \rho_1 \dots v_{x,i} v_{y,i} \rho_i \dots v_{x,n} v_{y,n} \rho_n]^T$ pour tout $i \in \{1..n\}$, comme défini dans la figure 2.12.

Pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel avec 3 tubes, les variables des arcs actionnés sont :

$$\begin{cases} \kappa_{3_{ins}} = \sqrt{\kappa_{x_{3_{ins}}}^2 + \kappa_{y_{3_{ins}}}^2} \\ \phi_{3_{ins}} = \text{atan2}(\kappa_{y_{3_{ins}}}, \kappa_{x_{3_{ins}}}) \end{cases} \quad (2.59)$$

Comme le troisième segment est libre de toute interaction, nous pouvons établir :

$$\begin{cases} \kappa_3 = \kappa_{3_{ins}} \\ \phi_3 = \phi_{3_{ins}} \end{cases} \quad (2.60)$$

Ainsi, ses composantes de courbure peuvent être déduites comme suit :

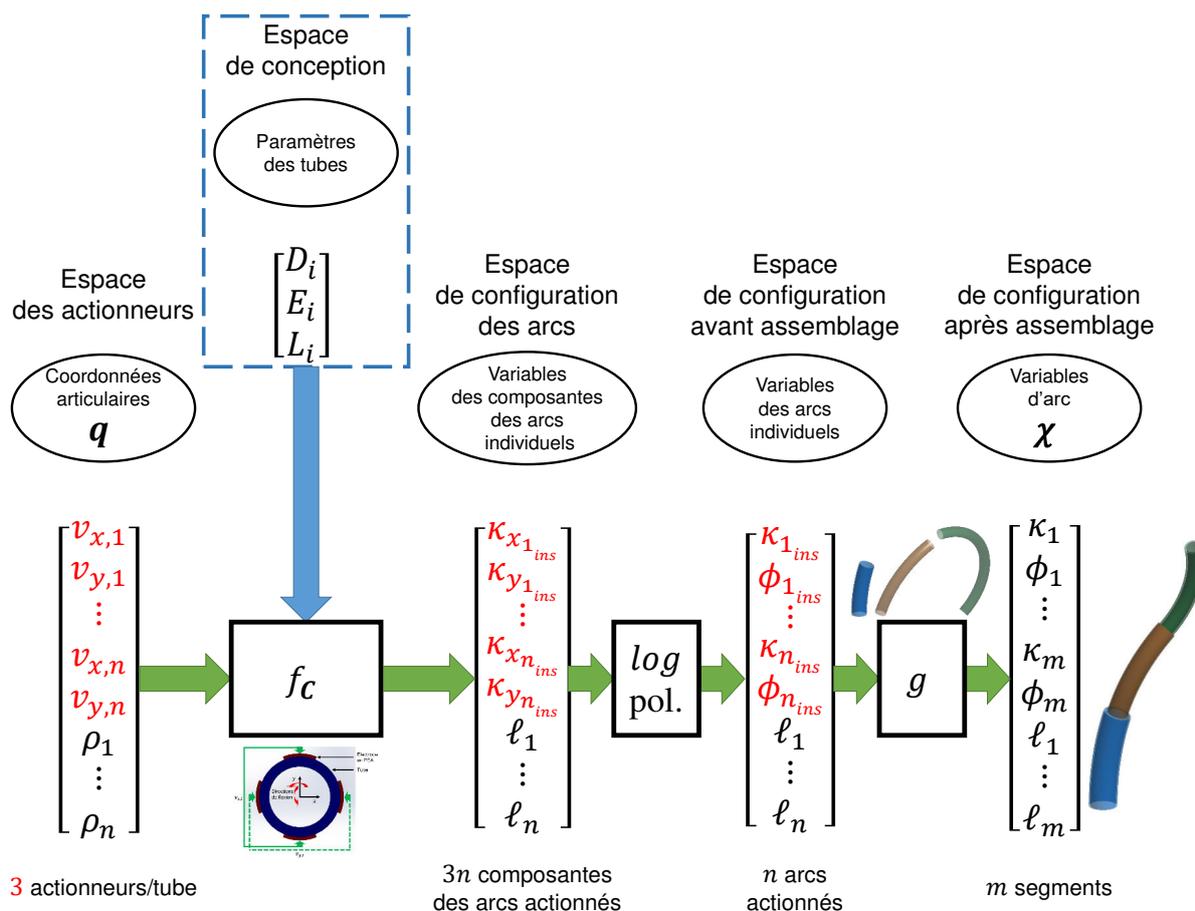


Figure 2.12: Démarche de modélisation des RTC à changement de courbure bidirectionnel. Les variables d'arc χ sont obtenues à partir des variables des arcs actionnés κ_{ins} et ϕ_{ins} . Ces dernières sont calculées à partir des composantes des arcs individuels $\kappa_{x_{ins}}$ et $\kappa_{y_{ins}}$ par le biais des PEA à travers les tensions d'activations associées $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$, en utilisant la fonction spécifique f_C dans ce cas. Les composantes de courbure intrinsèque de chaque tube sont donc actionnées. Ces courbures intrinsèques ne figurent donc plus dans l'espace de conception (cf. figure 2.6).

$$\begin{cases} \kappa_{x_3} = \kappa_3 \cos \phi_3 \\ \kappa_{y_3} = \kappa_3 \sin \phi_3 \end{cases} \quad (2.61)$$

Pour le second segment, les composantes de courbure peuvent être définies par :

$$\begin{cases} \kappa_{x_2} = \frac{E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}} + E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}}}{E_2 I_2 + E_3 I_3} \\ \kappa_{y_2} = \frac{E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}} + E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \sin \phi_{3_{ins}}}{E_2 I_2 + E_3 I_3} \end{cases} \quad (2.62)$$

Concernant le premier segment, ses composantes de courbure sont :

$$\begin{cases} \kappa_{x_1} = \frac{E_1 I_1 \kappa_{1_{ins}} \cos \phi_{1_{ins}} + E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}} + E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}}}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} \\ \kappa_{y_1} = \frac{E_1 I_1 \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}} + E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}} + E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \sin \phi_{3_{ins}}}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} \end{cases} \quad (2.63)$$

Le calcul des composantes des courbures nous permet, dès lors, d'établir l'expression des variables d'arc, telles que définies dans les équations (2.1) et (2.2) : $\kappa_j = \sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}$ et $\phi_j = \text{atan2}(\kappa_{y_j}, \kappa_{x_j})$.

Nous pouvons rappeler l'articulation "**Cu**" utilisée pour introduire une courbure variable et actionnée selon une seule direction. En tenant compte des deux directions orthogonales d'actionnement de la courbure, dans ce cas, nous proposons l'articulation "**2Cu**" pour définir l'actionnement de courbure bidirectionnel, régi par l'équation (2.58).

La structure étudiée dans ce paragraphe est constituée de 3 tubes concentriques possédant chacun une translation et une courbure actionnée selon deux directions orthogonales (structure **P2Cu** pour chaque segment). Ainsi, nous pouvons définir la structure complète par un **P2CuP2CuP2Cu**.

Propriété C2

Nous pouvons nous affranchir des rotations appliquées à la base des tubes dans un RTC standard avec un RTC à changement de courbure bidirectionnel.

2.3.2.2 Modèle cinématique des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel

De manière similaire au modèle précédent de RTC à changement de courbure unidirectionnel, nous proposons ici le modèle cinématique de la configuration présentée dans la figure 2.10 d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel. Les détails de ces calculs sont présentés dans l'Annexe.

Nous commençons par dériver les composantes de courbure de chaque segment, définies dans les équations (2.61), (2.62) et (2.63), par rapport au temps :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_j} = \frac{d\kappa_{x_j}}{dt} = \sum_{i=j}^n \left(\frac{\partial \kappa_{x_j}}{\partial \kappa_{i_{ins}}} \frac{d\kappa_{i_{ins}}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_j}}{\partial \phi_{i_{ins}}} \frac{d\phi_{i_{ins}}}{dt} \right) \\ \dot{\kappa}_{y_j} = \frac{d\kappa_{y_j}}{dt} = \sum_{i=j}^n \left(\frac{\partial \kappa_{y_j}}{\partial \kappa_{i_{ins}}} \frac{d\kappa_{i_{ins}}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_j}}{\partial \phi_{i_{ins}}} \frac{d\phi_{i_{ins}}}{dt} \right) \end{cases} \quad (2.64)$$

qui se réduit à :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_j} = \frac{1}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} \sum_{i=j}^n E_i I_i (\cos \phi_{i_{ins}} \dot{\kappa}_{i_{ins}} - \kappa_{i_{ins}} \sin \phi_{i_{ins}} \dot{\phi}_{i_{ins}}) \\ \dot{\kappa}_{y_j} = \frac{1}{\sum_{i=j}^n E_i I_i} \sum_{i=j}^n E_i I_i (\sin \phi_{i_{ins}} \dot{\kappa}_{i_{ins}} + \kappa_{i_{ins}} \cos \phi_{i_{ins}} \dot{\phi}_{i_{ins}}) \end{cases} \quad (2.65)$$

Nous pouvons suivre la démarche de dérivation effectuée dans l'équation (2.42) en remplaçant κ_j par $\kappa_{i_{ins}}$ et α_i par $\phi_{i_{ins}}$ afin d'en obtenir l'expression de leurs variations temporelles.

La dérivation des composantes de courbure du troisième segment par rapport au temps donne :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x,3} \\ \dot{\kappa}_{y,3} \end{bmatrix} = \mathbf{D}_3 \begin{bmatrix} \dot{v}_{x,3} \\ \dot{v}_{y,3} \end{bmatrix} \quad (2.66)$$

$$\text{où } \mathbf{D}_3 = \begin{bmatrix} \cos \phi_{3_{ins}} & -\kappa_{3_{ins}} \sin \phi_{3_{ins}} \\ \sin \phi_{3_{ins}} & \kappa_{3_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{d}_{3\kappa} \\ \mathbf{d}_{3\phi} \end{bmatrix}.$$

Nous définissons également :

$$\begin{cases} \mathbf{d}_{j\kappa} = \frac{C_{PPy_i}}{\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} \begin{bmatrix} \kappa_{x_j} & \kappa_{y_j} \end{bmatrix} = \frac{C_{PPy_i}}{\kappa_j} \begin{bmatrix} \kappa_{x_j} & \kappa_{y_j} \end{bmatrix} \\ \mathbf{d}_{j\phi} = \frac{C_{PPy_i}}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \begin{bmatrix} -\kappa_{y_j} & \kappa_{x_j} \end{bmatrix} = \frac{C_{PPy_i}}{\kappa_j^2} \begin{bmatrix} -\kappa_{y_j} & \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \end{cases} \quad (2.67)$$

pour $j \in \{1..3\}$.

Notons ici que le déterminant de $\mathbf{D}'_3 = \begin{bmatrix} \cos \phi_{3_{ins}} & -\kappa_{3_{ins}} \sin \phi_{3_{ins}} \\ \sin \phi_{3_{ins}} & \kappa_{3_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix}$ est :

$$\det(\mathbf{D}'_3) = \kappa_{3_{ins}} \cos^2 \phi_{3_{ins}} + \kappa_{3_{ins}} \sin^2 \phi_{3_{ins}} = \kappa_{3_{ins}} \quad (2.68)$$

et s'annule si la courbure insérée du troisième tube $\kappa_{3_{ins}} = 0$. Si $\kappa_{3_{ins}} \neq 0$, l'inverse de \mathbf{D}'_3 est :

$$\mathbf{D}'_3{}^{-1} = \begin{bmatrix} \cos \phi_{3_{ins}} & \sin \phi_{3_{ins}} \\ -\frac{\sin \phi_{3_{ins}}}{\kappa_{3_{ins}}} & \frac{\cos \phi_{3_{ins}}}{\kappa_{3_{ins}}} \end{bmatrix} \quad (2.69)$$

Néanmoins, même dans le cas où $\kappa_{3_{ins}} = 0$, le dernier segment n'est pas en configuration singulière car la matrice \mathbf{D}_3 devient :

$$\mathbf{D}_3 = \begin{bmatrix} \cos \phi_{3_{ins}} \\ -\sin \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix} \mathbf{d}_{3\kappa} = \frac{C_{PPy_3}}{\kappa_3} \begin{bmatrix} \cos \phi_{3_{ins}} \kappa_{x_3} & \cos \phi_{3_{ins}} \kappa_{y_3} \\ -\sin \phi_{3_{ins}} \kappa_{y_3} & \sin \phi_{3_{ins}} \kappa_{x_3} \end{bmatrix} = C_{PPy_3} \begin{bmatrix} \cos \phi_{3_{ins}} \frac{\kappa_{x_3}}{\kappa_3} \\ -\sin \phi_{3_{ins}} \frac{\kappa_{y_3}}{\kappa_3} \end{bmatrix} \quad (2.70)$$

dont le déterminant est $\det(\mathbf{D}_3) = C_{PPy_3} \kappa_3 \cos \phi_{3_{ins}} \sin \phi_{3_{ins}} \neq 0$. Ainsi, les composantes de courbure du dernier segment peuvent être modifiées par l'actionnement de $v_{x,3}$. Cet actionnement permet alors de sortir de la singularité causée par la courbure intrinsèque nulle du troisième tube.

Le dernier segment d'un RTC à changement de courbure unidirectionnel est en configuration singulière locale et contournable, même si la courbure intrinsèque du tube le constituant est nulle, contrairement à celui d'un RTC standard.

Propriété C3

Le dernier segment d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel est en configuration singulière locale et contournable, même si sa courbure insérée est nulle, contrairement à celui d'un RTC standard.

La dérivation des composantes de courbure du deuxième segment par rapport au temps donne :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x,2} \\ \dot{\kappa}_{y,2} \end{bmatrix} = \mathbf{D}_2 \begin{bmatrix} \dot{v}_{x,2} \\ \dot{v}_{y,2} \\ \dot{v}_{x,3} \\ \dot{v}_{y,3} \end{bmatrix} \quad (2.71)$$

$$\text{avec } \mathbf{D}_2 = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} \begin{bmatrix} E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & -E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} & -E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \\ E_2 I_2 \sin \phi_{2_{ins}} & E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & E_3 I_3 \sin \phi_{3_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{d}_{2\kappa} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{d}_{2\phi} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3\kappa} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3\phi} \end{bmatrix}.$$

En définissant la matrice $\mathbf{D}'_2 = \begin{bmatrix} E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & -E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} & -E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \\ E_2 I_2 \sin \phi_{2_{ins}} & E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & E_3 I_3 \sin \phi_{3_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix}$, nous pouvons calculer son noyau :

$$\text{Ker}(\mathbf{D}'_2) = \begin{bmatrix} \frac{-E_3 I_3 (\kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}} + \cos \phi_{2_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}})}{E_2 I_2 \cos^2 \phi_{2_{ins}} + \kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}}} & \frac{-E_3 I_3 (\kappa_{2_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}} - \kappa_{3_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}})}{E_2 I_2 \cos^2 \phi_{2_{ins}} + \kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}}} \\ \frac{E_3 I_3 \sin(\phi_{2_{ins}} - \phi_{3_{ins}})}{E_2 I_2 (\kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}} - \sin^2 \phi_{2_{ins}}) + 1} & \frac{-E_3 I_3 (\kappa_{3_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}} + \cos \phi_{2_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}})}{E_2 I_2 \cos^2 \phi_{2_{ins}} + \kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}}} \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.72)$$

Sachant que la matrice $\begin{bmatrix} \mathbf{d}_{2\kappa} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{d}_{2\phi} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3\kappa} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3\phi} \end{bmatrix}$ est inversible, le noyau de la matrice \mathbf{D}_2 est de la même

dimension que $\text{Ker}(\mathbf{D}'_2)$, soit 2.

Concernant le premier segment, nous pouvons définir les variations des composantes de ses courbures comme suit :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x,1} \\ \dot{\kappa}_{y,1} \end{bmatrix} = \mathbf{D}_1 \begin{bmatrix} \dot{v}_{x,1} \\ \dot{v}_{y,1} \\ \dot{v}_{x,2} \\ \dot{v}_{y,2} \\ \dot{v}_{x,3} \\ \dot{v}_{y,3} \end{bmatrix} \quad (2.73)$$

où

$$\mathbf{D}_1 = \frac{1}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} \begin{bmatrix} E_1 I_1 \cos \phi_{1_{ins}} & -E_1 I_1 \kappa_{1_{ins}} & E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & -E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} & -E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \\ E_1 I_1 \sin \phi_{1_{ins}} & E_1 I_1 \cos \phi_{1_{ins}} & E_2 I_2 \sin \phi_{2_{ins}} & E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & E_3 I_3 \sin \phi_{3_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{d}_{1_\kappa} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{d}_{1_\phi} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{2_\kappa} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{2_\phi} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3_\kappa} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3_\phi} \end{bmatrix}.$$

En définissant la matrice $\mathbf{D}'_1 = \begin{bmatrix} E_1 I_1 \cos \phi_{1_{ins}} & -E_1 I_1 \kappa_{1_{ins}} & E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & -E_2 I_2 \kappa_{2_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} & -E_3 I_3 \kappa_{3_{ins}} \\ E_1 I_1 \sin \phi_{1_{ins}} & E_1 I_1 \cos \phi_{1_{ins}} & E_2 I_2 \sin \phi_{2_{ins}} & E_2 I_2 \cos \phi_{2_{ins}} & E_3 I_3 \sin \phi_{3_{ins}} & E_3 I_3 \cos \phi_{3_{ins}} \end{bmatrix}$, nous pouvons calculer son noyau :

$$\text{Ker}(\mathbf{D}'_1) = \begin{bmatrix} \frac{-E_2 I_2 (\kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{2_{ins}} + \cos \phi_{1_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}})}{E_1 I_1 \cos^2 \phi_{1_{ins}} + \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}}} & \frac{-E_2 I_2 (\kappa_{1_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}} - \kappa_{2_{ins}} \cos \phi_{1_{ins}})}{E_1 I_1 \cos^2 \phi_{1_{ins}} + \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}}} \\ \frac{E_2 I_2 \sin(\phi_{1_{ins}} - \phi_{2_{ins}})}{E_1 I_1 (\kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}} - \sin^2 \phi_{1_{ins}} + 1)} & \frac{-E_2 I_2 (\kappa_{2_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}} + \cos \phi_{1_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}})}{E_1 I_1 (\cos^2 \phi_{1_{ins}} + \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}})} \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \frac{-E_3 I_3 (\kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{3_{ins}} + \cos \phi_{1_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}})}{E_1 I_1 (\cos^2 \phi_{1_{ins}} + \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}})} & \frac{-E_3 I_3 (\kappa_{1_{ins}} \cos \phi_{3_{ins}} - \kappa_{3_{ins}} \cos \phi_{1_{ins}})}{E_1 I_1 \cos^2 \phi_{1_{ins}} + \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}}} \\ \frac{E_3 I_3 \sin(\phi_{1_{ins}} - \phi_{3_{ins}})}{E_1 I_1 (\kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}} - \sin^2 \phi_{1_{ins}} + 1)} & \frac{-E_3 I_3 (\kappa_{3_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}} + \cos \phi_{1_{ins}} \cos \phi_{2_{ins}})}{E_1 I_1 \cos^2 \phi_{1_{ins}} + \kappa_{1_{ins}} \sin \phi_{1_{ins}}} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.74)$$

Sachant que la matrice $\begin{bmatrix} \mathbf{d}_{1_\kappa} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{d}_{1_\phi} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{2_\kappa} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{2_\phi} & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3_\kappa} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{0}_{1 \times 2} & \mathbf{d}_{3_\phi} \end{bmatrix}$ est inversible, le noyau de la matrice \mathbf{D}_1 est de la même

dimension que $\text{Ker}(\mathbf{D}'_1)$, soit 4.

Une fois les composantes des courbures de chaque segment définies, nous pouvons établir les expressions des variations de leurs variables d'arc (courbure et angle du plan d'équilibre relatif), en commençant par celles du troisième segment telles que :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_3 \\ \Delta \dot{\phi}_3 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_3 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x2} \\ \dot{\kappa}_{y2} \\ \dot{\kappa}_{x3} \\ \dot{\kappa}_{y3} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_3 \begin{bmatrix} \mathbf{D}_2 \\ \mathbf{0}_{2 \times 2} & \mathbf{D}_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{v}_{x,2} \\ \dot{v}_{y,2} \\ \dot{v}_{x,3} \\ \dot{v}_{y,3} \end{bmatrix} \quad (2.75)$$

Ainsi, nous pouvons définir la matrice ${}^f\mathbf{D}_3$:

$${}^f\mathbf{D}_3 = \begin{bmatrix} \mathbf{D}_2 \\ \mathbf{0}_{2 \times 2} & \mathbf{D}_3 \end{bmatrix} \quad (2.76)$$

Remarquons ici que $\mathbf{Z}_3 = \mathbf{A}_3 {}^f\mathbf{D}_3 \in \mathbb{R}^{2 \times 4}$.

Propriété C4

Le système lié au dernier segment d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel est redondant en actionnement et sa redondance est de degré 2.

Pour le second segment, les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif sont :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_2 \\ \Delta \dot{\phi}_2 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x1} \\ \dot{\kappa}_{y1} \\ \dot{\kappa}_{x2} \\ \dot{\kappa}_{y2} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{D}_1 \\ \mathbf{0}_{2 \times 2} & \mathbf{D}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{v}_{x,1} \\ \dot{v}_{y,1} \\ \dot{v}_{x,2} \\ \dot{v}_{y,2} \\ \dot{v}_{x,3} \\ \dot{v}_{y,3} \end{bmatrix} \quad (2.77)$$

Ainsi, nous pouvons définir la matrice ${}^f\mathbf{D}_2$:

$${}^f\mathbf{D}_2 = \begin{bmatrix} \mathbf{D}_1 \\ \mathbf{0}_{2 \times 2} & \mathbf{D}_2 \end{bmatrix} \quad (2.78)$$

Notons ici que $\mathbf{X}_2 = \mathbf{A}_2 {}^f\mathbf{B}_2 \in \mathbb{R}^{2 \times 6}$.

Propriété C5

Le système lié au dernier segment d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel est redondant en actionnement et sa redondance est de degré 4.

Par ailleurs, les variations de courbure et d'angle du plan d'équilibre relatif du 1^{er} segment sont :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_1 \\ \Delta \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x1} \\ \dot{\kappa}_{y1} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 {}^f\mathbf{D}_1 \begin{bmatrix} \dot{v}_{x,1} \\ \dot{v}_{y,1} \\ \dot{v}_{x,2} \\ \dot{v}_{y,2} \\ \dot{v}_{x,3} \\ \dot{v}_{y,3} \end{bmatrix} \quad (2.79)$$

où ${}^f\mathbf{D}_1 = \mathbf{D}_1$.

Ainsi, nous remarquons ici que la matrice $\mathbf{Z}_1 = \mathbf{A}_1 \mathbf{D}_1 \in \mathbb{R}^{2 \times 6}$.

Propriété C6

Le système lié au premier segment d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel est redondant en actionnement et sa redondance est de degré 4.

Pour résumer, les variations des variables d'arc pour un RTC à changement de courbure bidirectionnel, en tenant compte des variations des longueurs d'arc, sont :

$$\dot{\boldsymbol{\chi}} = \begin{bmatrix} \mathbf{Z}_1 & \mathbf{0}_{2 \times 3} \\ \mathbf{Z}_2 & \mathbf{0}_{2 \times 3} \\ \mathbf{0}_{2 \times 2} & \mathbf{Z}_3 & \mathbf{0}_{2 \times 3} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 1 \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}_{DDVCM} = \mathbf{J}_{spec}^{DDVCM} \dot{\mathbf{q}}_{DDVCM} \quad (2.80)$$

où $DDVCM$ désigne le RTC à changement de courbure bidirectionnel (pour *Double Direction Constant Curvature Model* en anglais), avec $\boldsymbol{\chi} = [\dot{\kappa}_1 \ \Delta\phi_1 \ \dot{\kappa}_2 \ \Delta\phi_2 \ \dot{\kappa}_3 \ \Delta\phi_3 \ \dot{\ell}_1 \ \dot{\ell}_2 \ \dot{\ell}_3]^T$, $\dot{\mathbf{q}}_{DDVCM} = [\dot{v}_{x,1} \ \dot{v}_{y,1} \ \dot{v}_{x,2} \ \dot{v}_{y,2} \ \dot{v}_{x,3} \ \dot{v}_{y,3} \ \dot{\rho}_1 \ \dot{\rho}_2 \ \dot{\rho}_3]^T$, et $\mathbf{J}_{spec}^{DDVCM} \in \mathbb{R}^{9 \times 9}$ est la matrice jacobienne spécifique pour cette structure, telle que :

$$\begin{cases} \mathbf{Z}_1 = \mathbf{A}_1 \mathbf{D}_1 \in \mathbb{R}^{2 \times 6} \\ \mathbf{Z}_2 = \mathbf{A}_2 \mathbf{D}_2 \in \mathbb{R}^{2 \times 6} \\ \mathbf{Z}_3 = \mathbf{A}_3 \mathbf{D}_3 \in \mathbb{R}^{2 \times 4} \end{cases} \quad (2.81)$$

Propriété C7

Le système lié aux variables d'arc d'un RTC à 3 tubes à changement de courbure bidirectionnel est redondant pour tous les segments.

Nous remarquons également que la matrice $\mathbf{J}_{spec}^{DDVCM}$ est carrée.

Propriété C8

Tout l'espace de configuration d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel peut être parcouru.

En se restreignant à l'étude des variations des courbures et des angles des plans d'équilibre relatifs, nous pouvons définir la partie supérieure gauche de la matrice $\mathbf{J}_{spec}^{DDVCM}$ telle que :

$$\mathbf{Z} = \begin{bmatrix} \mathbf{Z}_1 \\ \mathbf{Z}_2 \\ \mathbf{0}_{2 \times 2} & \mathbf{Z}_3 \end{bmatrix} \quad (2.82)$$

La matrice $\mathbf{Z} \in \mathbb{R}^{6 \times 6}$ est une matrice carrée.

2.3.3 Résumé de la modélisation

Pour chaque structure robotique présentée, la matrice cinématique totale est définie comme suit :

$$\begin{cases} {}^b\mathbf{J}^{CCM} = {}^0\mathbf{J}_{indep} \mathbf{J}_{spec}^{CCM} \in \mathbb{R}^{6 \times 6} \\ {}^b\mathbf{J}^{VCM} = {}^0\mathbf{J}_{indep} \mathbf{J}_{spec}^{VCM} \in \mathbb{R}^{6 \times 9} \\ {}^b\mathbf{J}^{DDVCM} = {}^0\mathbf{J}_{indep} \mathbf{J}_{spec}^{DDVCM} \in \mathbb{R}^{6 \times 9} \end{cases} \quad (2.83)$$

où nous rappelons que CCM équivaut au RTC standard (pour *Constant Curvature Model* en anglais), VCM est un RTC à changement de courbure unidirectionnel (pour *Variable Curvature Model* en anglais) et DDVCM est un RTC à changement de courbure bidirectionnel (pour *Double Direction Variable Curvature Model* en anglais). Il est à noter que les colonnes de la matrice ${}^0\mathbf{J}_{indep}$ sont réarrangées pour être en conformité avec les variables d'arc χ utilisées dans les équations (2.36), (2.55) et (2.80). Les matrices cinématiques totales sont donc définies par rapport à la base b du robot.

Propriété G

Les RTC à changement de courbure (unidirectionnel et bidirectionnel) sont redondants en actionnement pour tous les segments.

2.4 Analyse des performances

Les premières analyses concernent la caractérisation de l'espace de travail en termes de volume couvert et d'occurrences de poses. Les simulations numériques concernent également les performances cinématiques des structures étudiées. Pour cela, les matrices jacobiennes totales sont analysées (cf. (2.83)). Ainsi, la détection de singularité est proposée en utilisant leur décomposition en valeurs singulières. Finalement, une étape supplémentaire examine les indices de performance afin de fournir une quantification des capacités cinématiques des structures étudiées.

2.4.1 Analyses structurelle, mécanique et pratique

En observant les matrices jacobiennes spécifiques obtenues dans chaque cas, la matrice jacobienne spécifique \mathbf{J}_{spec}^{CCM} des RTC standards est une matrice 6×9 , en contraste avec celles des RTC à changement de courbure \mathbf{J}_{spec}^{VCM} et $\mathbf{J}_{spec}^{DDVCM}$ qui sont des matrices carrées 9×9 . La matrice jacobienne spécifique pour les RTC standards ne peut jamais être de rang plein impliquant ainsi une contrainte non-holonyme, car les variables d'arc, au nombre de 9, sont commandées par moins d'actionneurs (6). À l'inverse, pour les deux configurations proposées, les matrices jacobiennes spécifiques sont structurellement redondantes. Chaque segment du robot peut être commandé de manière holonome et par conséquent tout le système, du point de vue de l'espace de configuration. Ainsi, toutes les directions des vitesses pour les deux nouvelles configurations proposées sont accessibles. Cet avantage peut être exploité notamment pour réaliser des tâches de balayage linéaire : la direction de mouvement inaccessible pour un RTC standard peut être effectuée en utilisant un des deux manipulateurs redondants proposés, comme démontré par la suite.

Par ailleurs, en comparant les deux structures proposées, tout l'espace de configuration est accessible par le RTC à changement de courbure bidirectionnel (sa matrice jacobienne spécifique est totalement

Tube	1 (externe)	2 (milieu)	3 (interne)
Diamètre extérieur (mm)	5	1.8	0.6
Diamètre intérieur (mm)	2	1.5	0.4
Longueur totale (mm)	15	30	45
Courbure (m^{-1})	20	50	80
Moment d'inertie (m^4)	$\simeq 2.99 \times 10^{-11}$	$\simeq 2.67 \times 10^{-13}$	$\simeq 5.11 \times 10^{-15}$
Forme	Totalemment courbés		
Module de Young (GPa)	0.7 pour le Nitinol		

Table 2.1: Configurations des robots.

contrainte $\mathbf{J}_{spec}^{DDVCM} \in \mathbb{R}^{9 \times 9}$) sans commander l'angle d'insertion α_i à la base de chaque tube. Ainsi, le dispositif d'actionnement peut s'affranchir des moteurs de rotations, diminuant ainsi l'envergure totale du robot. Cette réduction d'espace est potentiellement utile pour une intégration plus simple dans une salle d'opération ou d'examen.

Afin de valider les modèles développés ci-dessus, des simulations numériques sont effectuées. Les configurations des robots utilisés à cette fin sont présentées dans la table 2.1.

2.4.2 Espace de travail

2.4.2.1 Volume couvert

Afin d'obtenir un espace de travail homogène, un ensemble Γ de 262144 points est généré. La discrétisation est effectuée sur cette base pour les trois structures étudiées. De plus, la gamme de variations des angles appliqués à la base des tubes pour les RTC standards et ceux à changement de courbure unidirectionnel est la même. Aussi, la gamme de variation des courbures est identique pour les trois structures, qui varient entre 0 et $\pm 20 m^{-1}$ pour le premier tube, entre $\pm 50 m^{-1}$ pour le second et entre $\pm 80 m^{-1}$ pour le troisième. La discrétisation est réalisée selon 8 pas pour les longueurs d'insertion et les angles de rotation pour les RTC standards, tandis que pour les RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel, 4 pas sont utilisés pour discrétiser les longueurs d'insertion, les angles et les courbures.

Le déroulement de la génération de l'espace de travail est effectué comme suit : (i) une boucle principale varie les longueurs d'insertion, similaire pour les trois structures, assurant un déploiement progressif du robot ; (ii) une boucle secondaire assure la variation des angles de rotation pour les RTC standards et ceux à changement de courbure unidirectionnel ; (iii) pour ce dernier, une dernière boucle de variation de courbure est parcourue par la suite, tandis que pour les RTC à changement de courbure bidirectionnel, la boucle principale de déploiement est suivie par une boucle secondaire des variations doubles des courbures. La figure 2.13 montre l'espace de travail des trois structures étudiées.

Par la suite, nous procédons à l'augmentation des courbures κ_1 , κ_2 et κ_3 d'environ 25 % afin de déterminer son impact sur l'espace de travail. Cette augmentation en courbures élargit l'espace de travail des RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel d'environ 36 % par rapport à celui des RTC standards. Des vues projetées de ces espaces sont illustrées sur la figure 2.14 et les volumes couverts de ces espaces sont résumés dans la table 2.2.

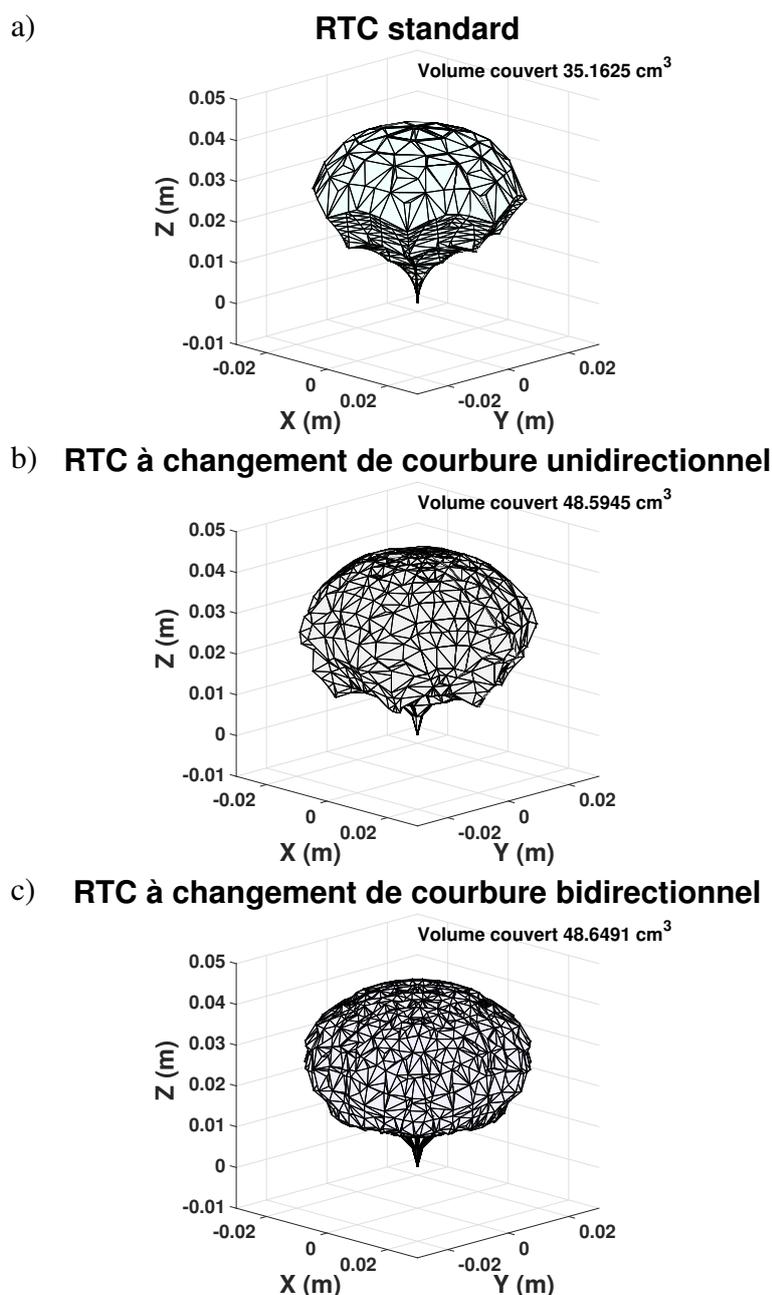


Figure 2.13: Espace de travail couvert par a) un RTC standard avec des longueurs d'insertion $\rho_i \in [0; 15 \text{ mm}]$ et des angles de rotation $\alpha_i \in [0; 3\pi/2]$; b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel avec des longueurs d'insertion $\rho_i \in [0; 15 \text{ mm}]$, des angles de rotation $\alpha_i \in [0; 3\pi/2]$, et des courbures $\kappa_1 \in [-25; 25 \text{ m}^{-1}]$, $\kappa_2 \in [-62.5; 62.5 \text{ m}^{-1}]$ et $\kappa_3 \in [-100; 100 \text{ m}^{-1}]$; c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel avec des longueurs d'insertion $\rho_i \in [0; 15 \text{ mm}]$ et des composantes de courbure $\kappa_{1,x,y} \in [-17.7; 17.7 \text{ m}^{-1}]$, $\kappa_{2,x,y} \in [-44.2; 44.2 \text{ m}^{-1}]$ et $\kappa_{3,x,y} \in [-70.7; 70.7 \text{ m}^{-1}]$.

Structure	Volume initial ϑ	Augmentation de courbure	Volume final ϑ'
RTC standard	$\sim 35 \text{ cm}^3$	impossible après assemblage	$\sim 35 \text{ cm}^3$
RTC à CC unidir.	$\sim 35 \text{ cm}^3$	+25 %	$\sim 48 \text{ cm}^3$
RTC à CC bidir.	$\sim 35 \text{ cm}^3$	+25 %	$\sim 48 \text{ cm}^3$

Table 2.2: Comparaison des espaces de travail.

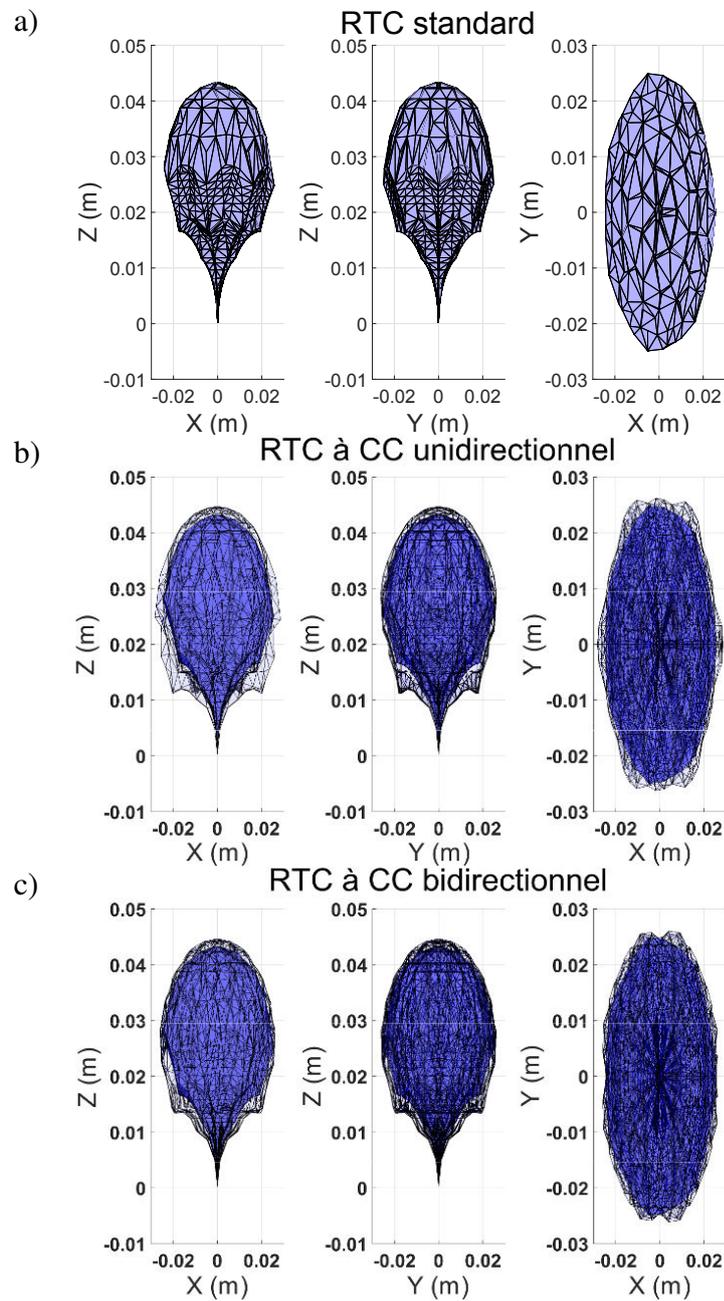


Figure 2.14: Projection de l'espace de travail de la figure 2.13 pour a) un RTC standard, b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel sur les plans $X-Z$, $Y-Z$ et $X-Y$ respectivement de gauche à droite. Les tracés semi-transparents dans b) et c) représentent ceux des RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel respectivement et le tracé foncé est celui de a).

2.4.2.2 Occurrence de poses

Dans un volume donné (par exemple 1 mm^3) de l'espace de travail, une occurrence de poses est définie comme le nuage de points de toutes les poses de l'organe terminal du robot qui s'y trouvent, moyennant une tolérance en angle d'orientation (par exemple 10°) par rapport à une orientation centrale.

La détermination des occurrences de poses parmi toutes les poses possibles d'un robot tient son importance de trois aspects : (i) déterminer les configurations possibles des actionneurs pour atteindre une zone définie, (ii) distinguer les différents chemins potentiellement suivis par le manipulateur lors de son déploiement et (iii) trouver les configurations probables du corps du robot lors de la réalisation d'une tâche.

Afin de déterminer les occurrences de poses pour chaque structure étudiée dans ces travaux, des simulations numériques ont été réalisées comme suit :

- L'ensemble des points Γ de l'espace de travail est chargé (positions et orientations de l'organe terminal du robot), ainsi que les espaces de configurations χ (courbures, angles des plans d'équilibre et longueurs) ;
- Un point de référence P_{ref} est aléatoirement choisi parmi le sous-espace Γ_s de l'espace de travail complet, qui assure un déploiement des $n = 3$ tubes du robot, avec une longueur $L_{robot} > 30 \text{ mm}$. Trois segments $m = 3$ sont alors définis ;
- Le nuage de points est scanné afin de retrouver tous les points accessibles $P_k \in \Gamma_s$ dans un voisinage défini R , tel que $\|P_k - P_{ref}\| \leq R$ (e.g. à $R = 1 \text{ mm}$ distance de cette référence) ;
- Parmi ces points, les orientations O_k sont parcourues afin de retrouver celles similaires $\|O_k - O_{ref}\| \leq \delta$ moyennant une tolérance δ (e.g. tolérance absolue en angle de $\delta = 10^\circ$) ;
- Les variables de configuration (variables d'arc) χ de ces poses sont enregistrées et réinsérées dans le modèle géométrique direct afin de tracer le corps du robot.

Un exemple de ces simulations numériques est décrit sur la figure 2.15. La superposition des poses du robot est tracée, lorsque l'organe terminal du robot atteint un voisinage R d'une position désirée P_{ref} parmi le sous-espace du nuage de points Γ_s .

Afin de démontrer le nombre d'occurrences pour chaque structure étudiée, ces tests sont réalisés 500 fois en choisissant aléatoirement un point de référence P_{ref} dans le sous-espace Γ_s de l'espace de travail du robot. Ces résultats sont établis sur la figure 2.16 montrant le nombre d'occurrences en position, ainsi que celui en orientation parmi les occurrences en position trouvées.

Les figures 2.15 et 2.16 démontrent que les occurrences en position sont identifiées plus souvent pour les RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel que pour les RTC standards. En effet, les valeurs des moyennes sont environ deux à trois fois plus importantes. Le même constat est tangible pour les occurrences de poses totales, car celles-ci sont trois à quatre fois plus conséquentes pour les RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel que pour les RTC standards. Ainsi, un même point désiré peut être atteint avec différentes poses et différentes configurations d'actionneur. Ceci permet de définir différents chemins admissibles et différentes configurations pour le robot en visant un même point et en approchant sous différentes orientations. Par conséquent, une "reconfigurabilité" est fournie au système, qui traduit une certaine densité en terme d'atteignabilité de poses. Ces résultats confirment, comme prévu, les performances attendues car les structures de RTC à changement de courbure sont redondantes.

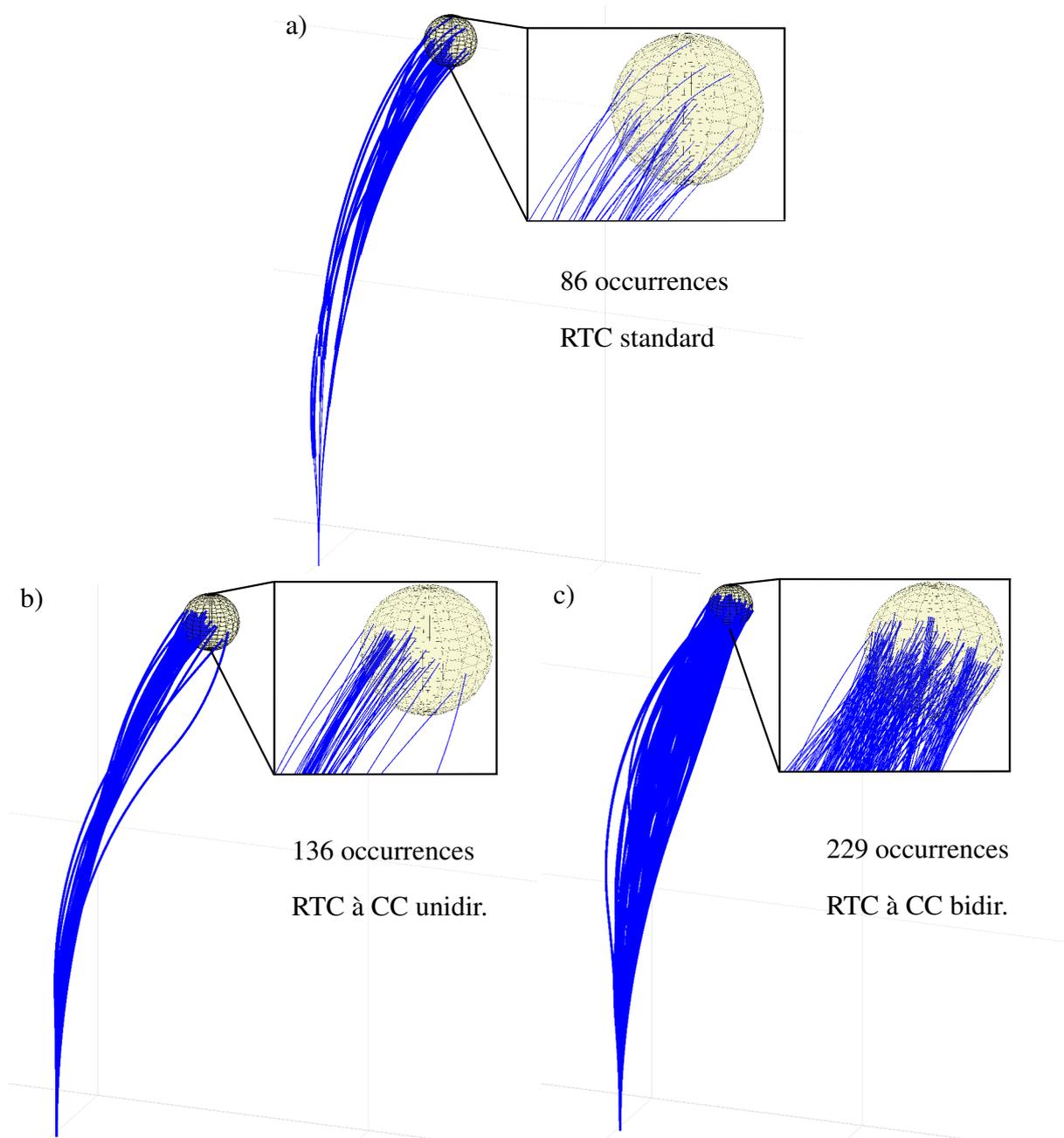


Figure 2.15: Occurrences de poses sur trois points aléatoires (assurant une longueur $L_{robot} > 30 \text{ mm}$) parmi le sous-espace Γ_s à une distance de tolérance $R = 1 \text{ mm}$ et un angle de tolérance de $\delta = 10^\circ$ produisant a) 86 occurrences pour le RTC standard, b) 136 occurrences pour le RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) 229 occurrences pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel. Les vues agrandies comportent les sphères délimitant le voisinage du point de référence P_{ref} .

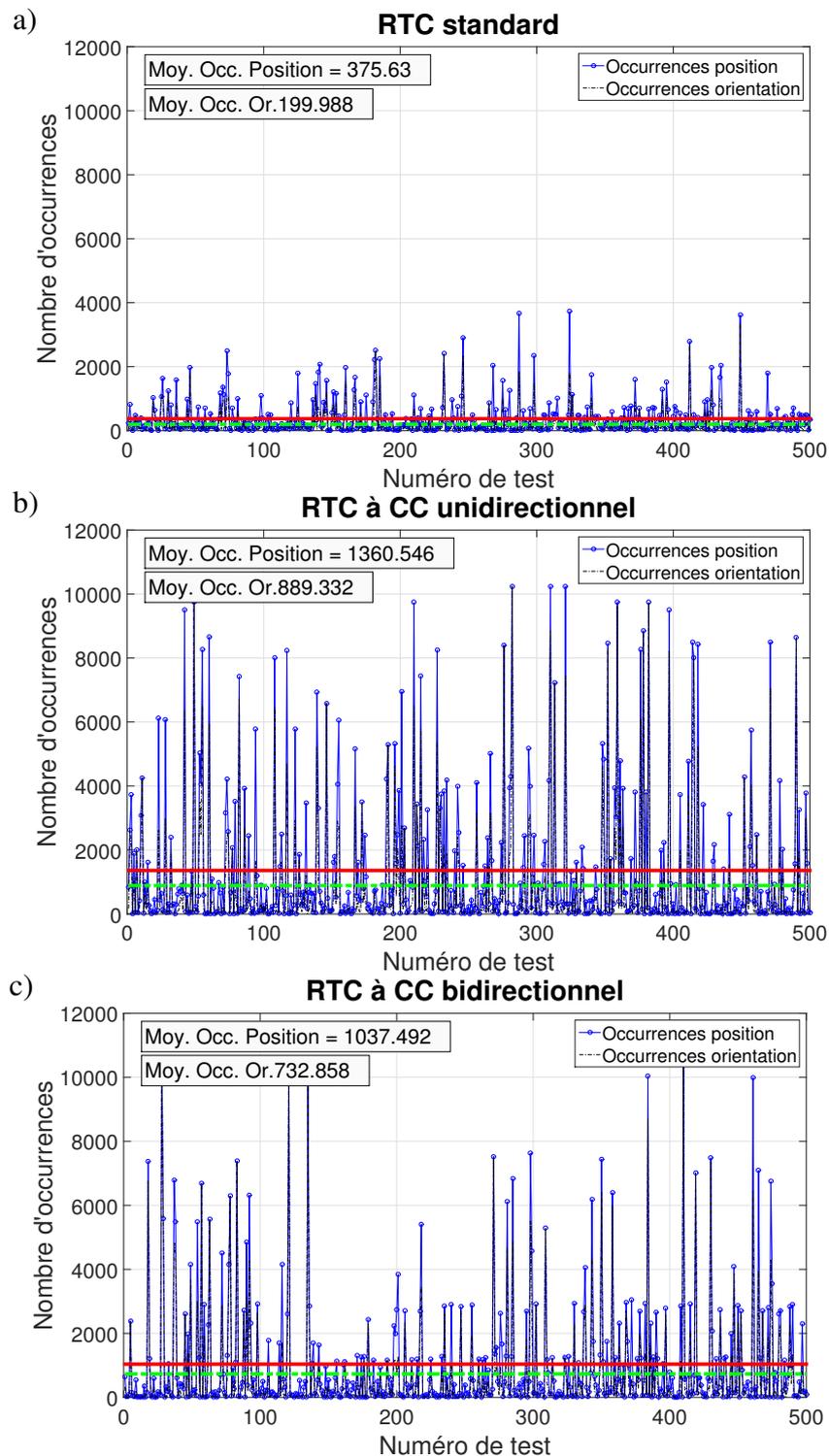


Figure 2.16: Occurrences en position et en orientation pour 500 points aléatoires de Γ_s à $L_{robot} > 30$ mm. Les critères de tolérance sont $R = 1$ mm et $\delta = 10^\circ$ pour a) le RTC standard, b) le RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) le RTC à changement de courbure bidirectionnel. La ligne rouge continue désigne la moyenne de ces occurrences en position, et les lignes vertes discontinues désignent la moyenne des occurrences en pose.

$\text{rang}({}^b\mathbf{J})$	1	2	3	4	5	6
RTC standard	0	0	0	$\simeq 1.5 \%$	$\simeq 14.3 \%$	$\simeq 84.1 \%$
RTC à CC unidirectionnel	0	0	0	$\simeq 4.1 \%$	$\simeq 59.8 \%$	$\simeq 36.1 \%$
RTC à CC bidirectionnel	0	0	0	$\simeq 1.5 \%$	$\simeq 6.2 \%$	$\simeq 92.2 \%$

Table 2.3: Pourcentage des différentes valeurs de rang des matrices jacobiennes totales des structures étudiées.

2.4.3 Performances cinématiques

2.4.3.1 Configurations singulières

Pour les trois structures étudiées, les configurations singulières sont détectées par différentes méthodes. La table 2.3 présente le rang des matrices jacobiennes cinématiques des robots ${}^b\mathbf{J}$. Un seuil de 10^{-5} est établi sur les valeurs singulières utilisées par Matlab pour le calcul du rang des matrices. Les structures RTC standards et celles à changement de courbure unidirectionnel présentent les plus nombreuses configurations singulières avec un rang variant essentiellement entre 5 et 6. Par ailleurs, les configurations non-singulières pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel sont largement majoritaires à plus de 92 % parmi les 262144 poses.

Il est important de noter que la détection des configurations singulières est effectuée par l'analyse numérique des matrices jacobiennes. Néanmoins, en toute rigueur, cette analyse dépend de la définition même de ces configurations. Les propriétés B2 et C3 relatives aux RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel, respectivement, ont permis de démontrer qu'il existe des cas particuliers où les configurations initialement singulières (le cas d'une courbure intrinsèque de tube nulle) peuvent être structurellement "contournées" par l'activation d'un actionneur particulier. En effet, l'actionnement de v_3 et de $v_{x,3}$ permet de sortir de la configuration singulière du dernier segment du RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel, respectivement.

2.4.3.2 Indices de performance

Afin d'approfondir les connaissances sur la cinématique qui régit les trois structures discutées, la matrice jacobienne totale du robot ${}^b\mathbf{J}$ peut être décomposée en deux parties pour obtenir les vitesses de translation (identifiées par la sous-matrice \mathbf{J}_v) et les vitesses de rotation (identifiées par la sous-matrice \mathbf{J}_ω), telle que :

$${}^b\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_v \\ \mathbf{J}_\omega \end{bmatrix} \quad (2.84)$$

Selon la décomposition de la matrice jacobienne cinématique de l'équation (2.84), une décomposition en valeurs singulières est effectuée sur \mathbf{J}_v et \mathbf{J}_ω séparément telle que les valeurs singulières σ_i^v et σ_i^ω correspondent à \mathbf{J}_v et \mathbf{J}_ω respectivement, où $i \in \{1, 2, 3\}$.

Les performances en translation peuvent être illustrées à partir des vecteurs de manipulabilité tels que leurs normes correspondent à σ_i^v . Ces vecteurs décrivent la capacité (ou aisance) du manipulateur à engendrer des vitesses selon chaque direction, comme décrits sur la figure 2.17.

Les figures 2.17c et 2.17f prouvent que le RTC à changement de courbure bidirectionnel présente le

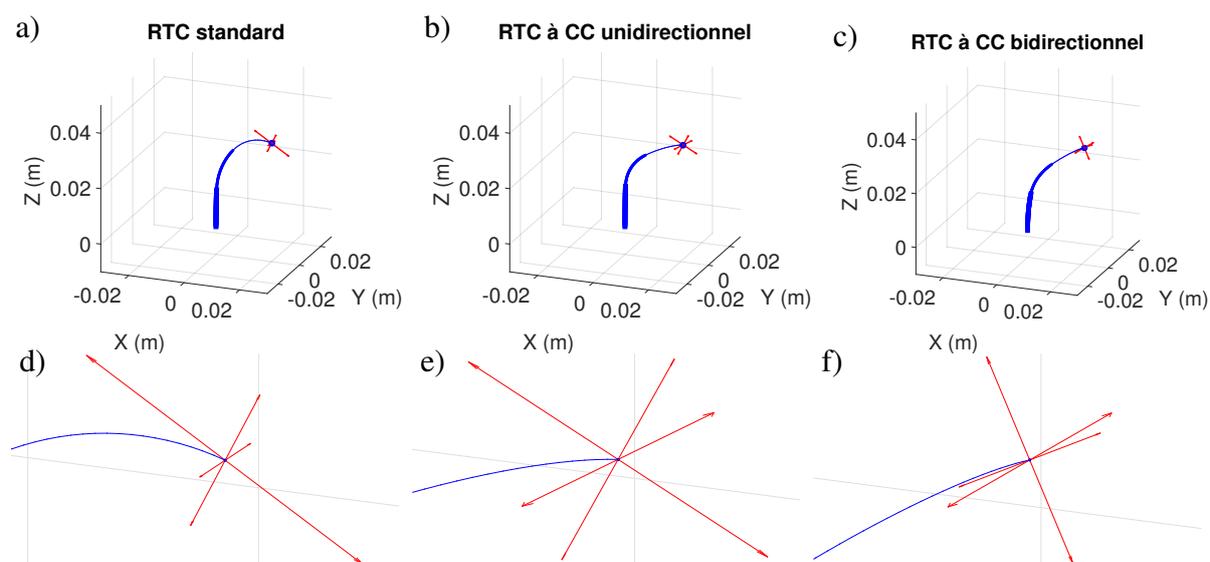


Figure 2.17: Représentation des manipulabilités en translation dans une position arbitraire et comparable de l'organe terminal du robot pour a) un RTC standard, b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel, ainsi que les vues agrandies respectives. Le corps du robot est représenté en bleu et les manipulabilités sont tracées en rouge.

comportement le plus isotrope avec des vecteurs de même longueur environ (manipulabilités en translation comparables). Cette structure possède une plus grande homogénéité dans sa capacité à engendrer des vitesses, en comparaison avec les vecteurs disproportionnés du RTC standard et celui à changement de courbure unidirectionnel (*cf.* figures 2.17b et 2.17c).

Les performances en rotation sont décrites sous forme d'arcs de cercles de longueur équivalente à $\sqrt{\sigma_i^{\theta}}$. Ainsi, ces longueurs sont proportionnelles à la capacité du robot à engendrer des vitesses de rotation autour de chaque direction. Son illustration est décrite sur la figure 2.18 dans une position arbitraire et comparable de l'organe terminal des trois structures étudiées.

D'autre part, la figure 2.18 représente la manipulabilité en terme de capacité à engendrer des vitesses de rotation dans des positions comparables. Bien que le RTC standard présente deux directions de rotation de même valeur (*cf.* figures 2.18a et 2.18d). Il est à noter également qu'une rotation autour d'une direction est quasiment interdite dans les trois cas. Ceci est dû à la construction des RTC en général qui empêche cette rotation autour de l'axe transversal au robot.

Les performances cinématiques supérieures des RTC à changement de courbure validées par ces deux résultats confortent l'analyse théorique présentée, notamment celle concernant les singularités présentes à plus grande échelle dans les RTC standards.

Afin de quantifier cette description qualitative, les indices de performances couramment utilisés en robotique, notamment dans [312, 313, 151, 10], sont appliqués. Les indices les plus significatifs sont : (i) la manipulabilité M , (ii) l'isotropie Iso et (iii) l'inverse du nombre de conditionnement INC pour une meilleure clarté dans la présentation. En effet, ils découlent de la décomposition en valeurs singulières de la matrice jacobienne cinématique des robots ${}^b\mathbf{J}$ et sont définis dans l'équation (2.85).

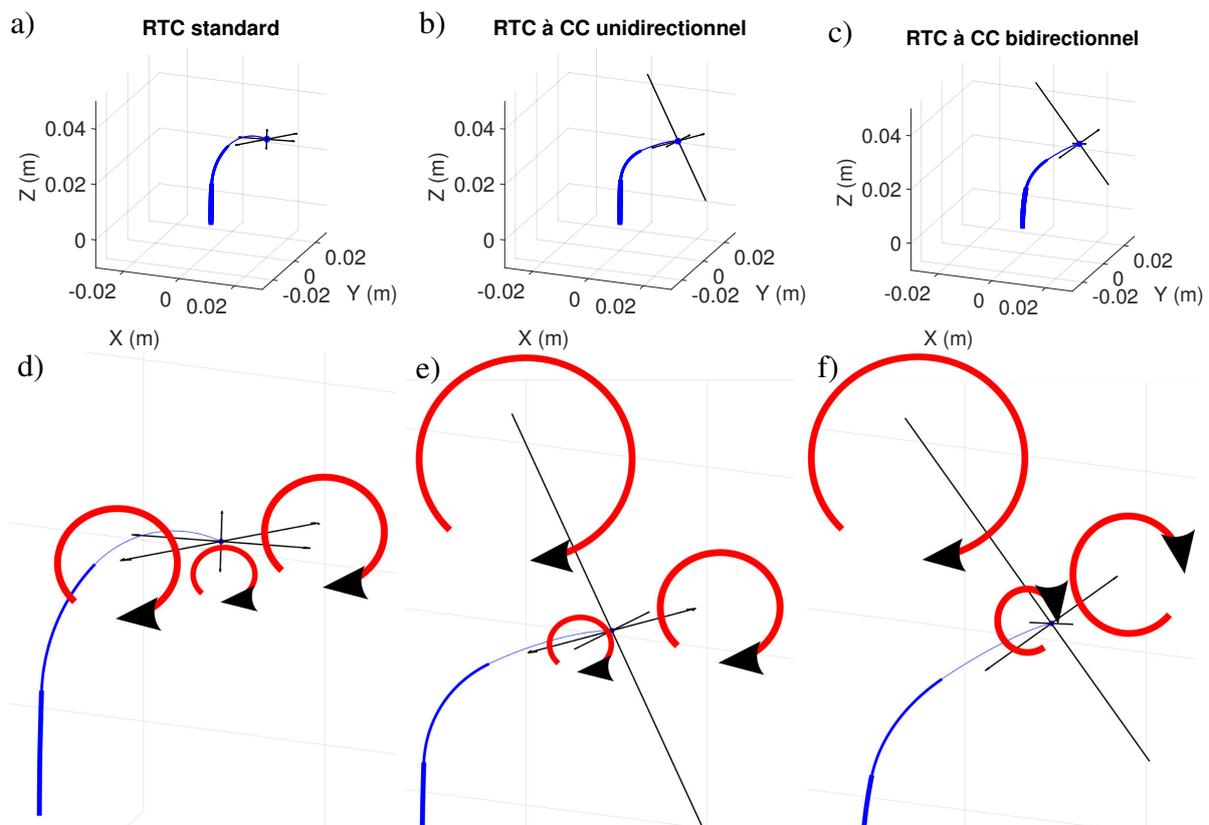


Figure 2.18: Représentation des manipulabilités en rotation dans une position arbitraire et comparable de l'organe terminal du robot pour a) un RTC standard, b) un RTC à changement de courbure unidirectionnel et c) un RTC à changement de courbure bidirectionnel, ainsi que les vues agrandies respectives. Le corps du robot est représenté en bleu et les manipulabilités en rouge.

Indice	RTC standard	RTC à CC unidir.	RTC à CC bidir.
<i>MG</i>	7.347×10^{-2}	1.584×10^{-3}	1.185×10^{-1}
<i>IsoG</i>	7.179×10^{-5}	5.261×10^{-8}	2.259×10^{-4}
<i>INCG</i>	3.392×10^{-6}	1.856×10^{-7}	7.302×10^{-6}

Table 2.4: Indices de performances globaux des structures étudiées.

$$\begin{cases} M = \sqrt{\prod_i \sigma_i} \\ Iso = \frac{\prod_i \sigma_i}{\sum_i \sigma_i} \\ INC = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \end{cases} \quad (2.85)$$

où σ_i sont les valeurs singulières de ${}^b\mathbf{J}$.

Pour chaque indice de performance, seuls ceux de performance correspondant au rang maximal de ${}^b\mathbf{J}$ sont pris en considération. Par exemple, si $rang({}^b\mathbf{J}) = 5$, seul les 5 premières valeurs singulières vont être intégrées dans les calculs.

Ces indices sont représentés sur les figures 2.19, 2.20 et 2.21 pour un RTC standard, un RTC à changement de courbure unidirectionnel et bidirectionnel, respectivement. Selon le même échantillonnage décrit dans la génération de l'espace de travail (cf. partie 2.4.2, les indices de performances sont calculés en chaque point du nuage (noté *numéro de pose*). En suivant la croissance du numéro de pose, les premières valeurs sont liées aux poses les plus proches de la base du robot tandis que les dernières valeurs correspondent à celles où le robot est totalement déployé. Les valeurs maximales "périodiques" sur les figures 2.19, 2.20 et 2.21 sont associées à un angle d'insertion des tubes maximal pour le RTC standard, et aux courbures maximales pour les RTC avec changements de courbure simple et double.

De plus, les indices de performances globaux, développés dans l'équation (2.86), sont utilisés.

$$\begin{cases} MG = \frac{\int M}{\vartheta} \\ IsoG = \frac{\int Iso}{\vartheta} \\ INCG = \frac{\int INC}{\vartheta} \end{cases} \quad (2.86)$$

où MG est la manipulabilité globale, $IsoG$ est l'isotropie globale, $INCG$ est l'inverse du nombre de conditionnement global et ϑ est le volume total de l'espace de travail. Les lignes rouges discontinues dans les figures 2.19, 2.20 et 2.21 représentent ces valeurs.

Les indices de performances sont plus importants pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel. En effet, cette structure est capable d'engendrer des vitesses de translation et de rotation selon les différentes directions avec une plus grande homogénéité, par exemple, la manipulabilité est deux fois plus importante que pour un RTC standard. La matrice jacobienne cinématique ${}^b\mathbf{J}^{DDVCM}$ est mieux conditionnée que ${}^b\mathbf{J}^{CCM}$ et ${}^b\mathbf{J}^{VCM}$. Ainsi, moins de configurations singulières sont détectées pour cette structure la rendant intrinsèquement plus sûre. Du point de vue de la commande, notamment celle basée sur le modèle cinématique inverse, ce meilleur conditionnement suggère des performances de commande améliorées par rapport aux deux autres structures.

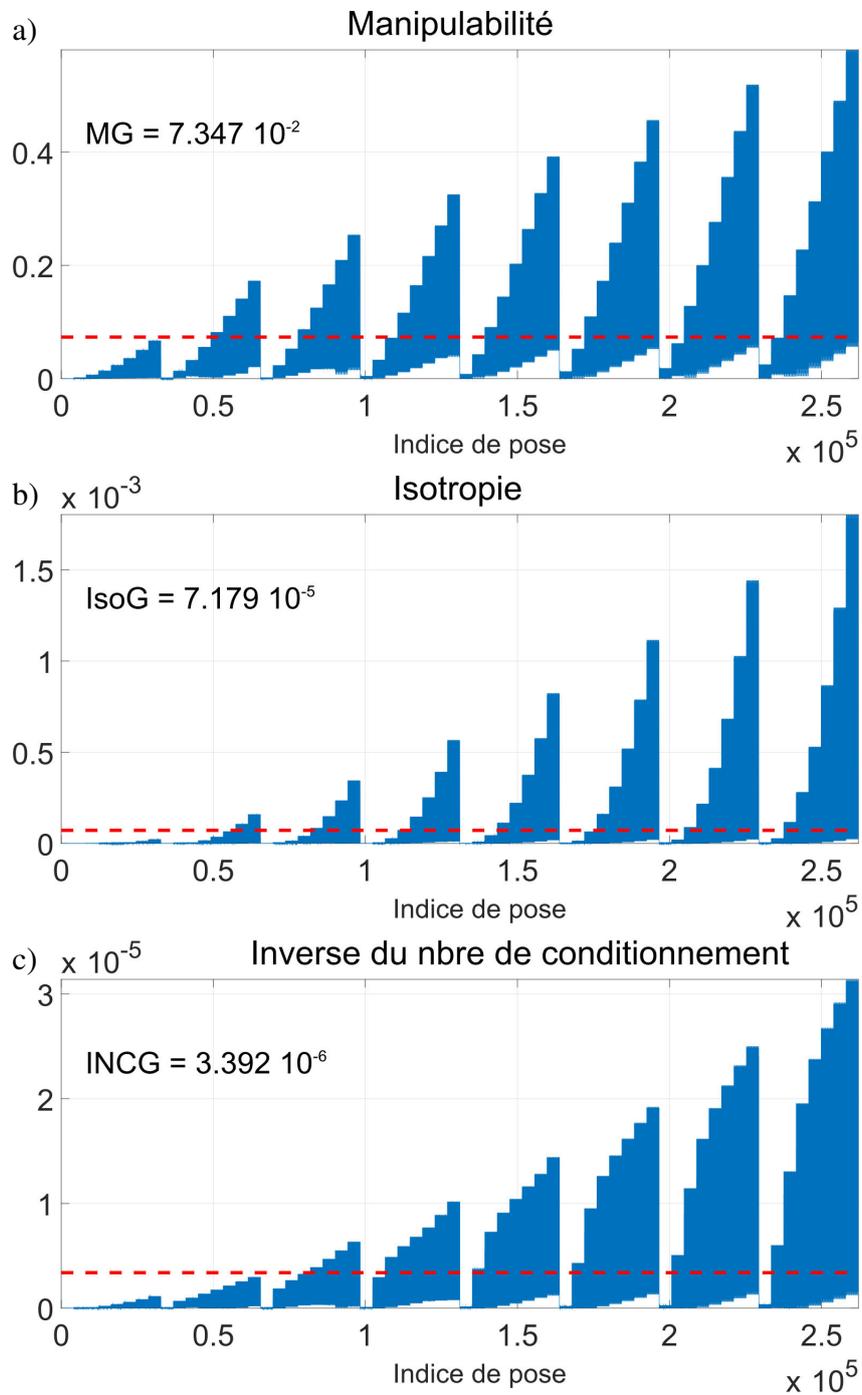


Figure 2.19: Valeurs des indices de performance par rapport aux poses du RTC standard dans l'espace de travail : a) manipulabilité, b) isotropie et c) inverse du nombre de conditionnement.

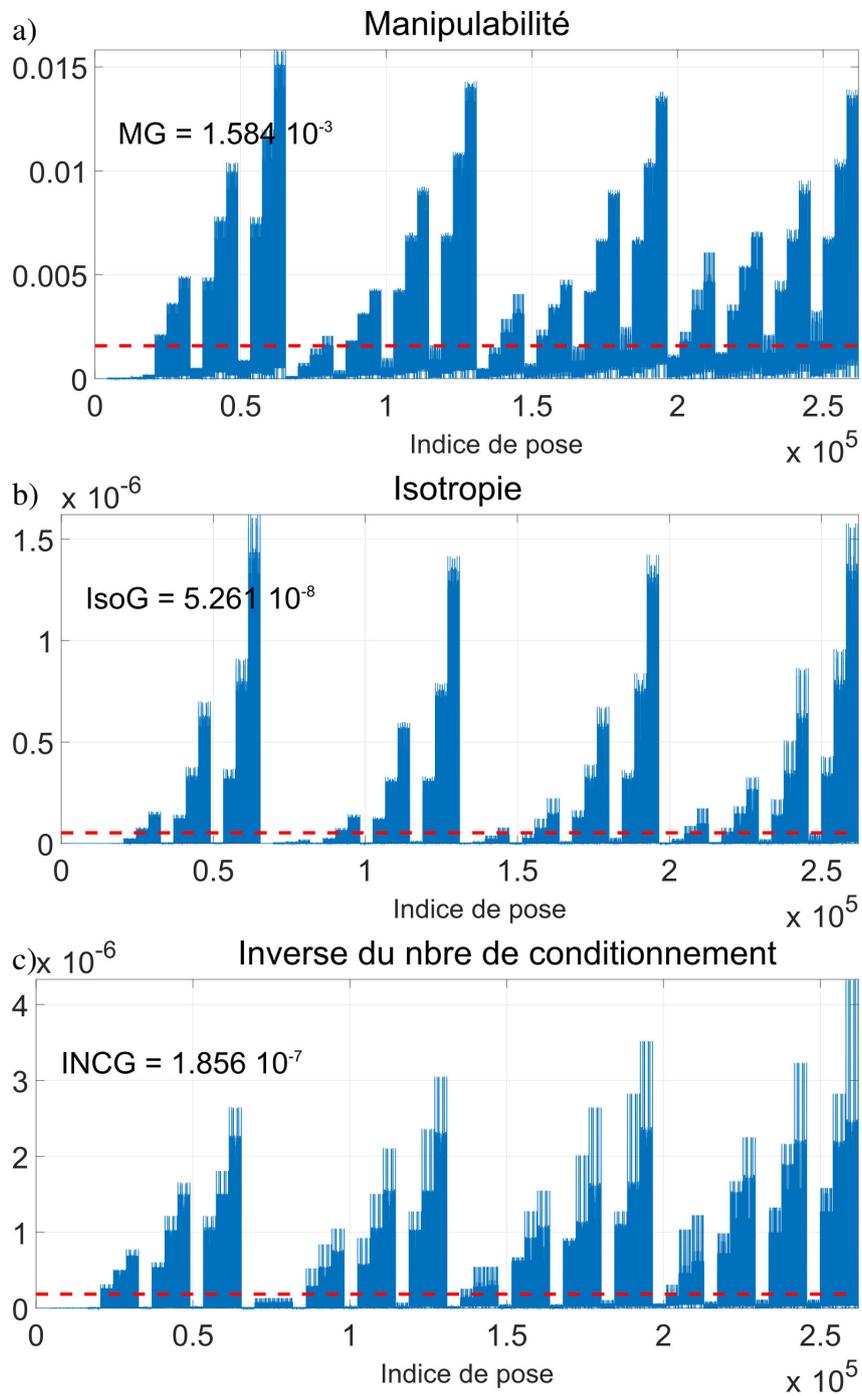


Figure 2.20: Valeurs des indices de performance par rapport aux poses du RTC à changement de courbure unidirectionnel dans l'espace de travail : a) manipulabilité, b) isotropie et c) inverse du nombre de conditionnement.

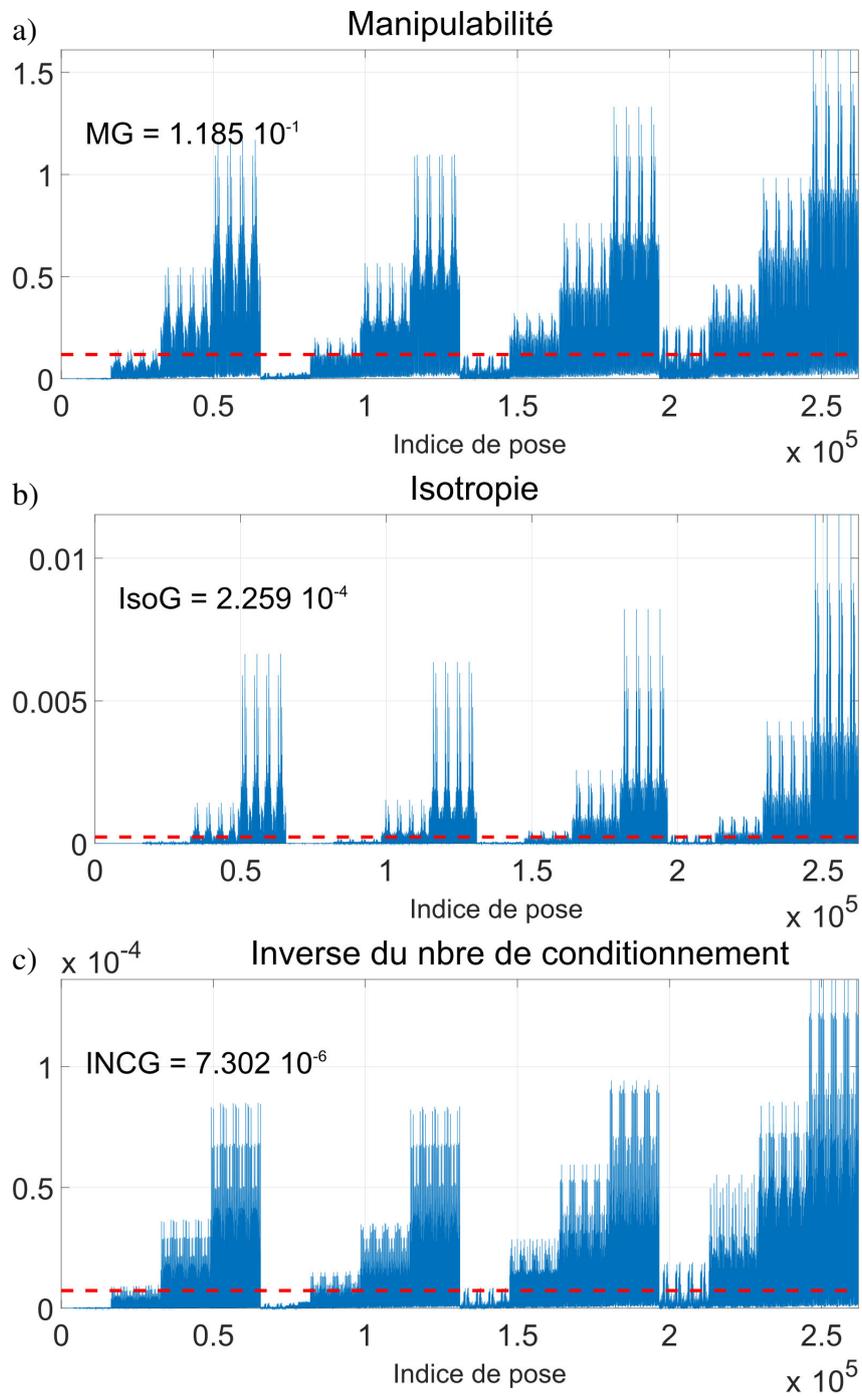


Figure 2.21: Valeurs des indices de performance par rapport aux poses du RTC à changement de courbure bidirectionnel dans l'espace de travail : a) manipulabilité, b) isotropie et c) inverse du nombre de conditionnement.

2.5 Conclusion

Nous avons introduit, dans ce chapitre, deux nouvelles structures de RTC permettant le changement de courbure des tubes les constituant, selon une ou deux directions de flexion. Cette approche est proposée afin d'améliorer les performances cinématiques des RTC standards où les tubes sont préalablement courbés. Ainsi, une étude théorique a été proposée et concerne la modélisation de trois structures de RTC en prenant en compte la flexion. Les modèles proposés ont été formalisés de la manière la plus homogène et générique possible afin (i) de garder la cohérence des comparaisons et des analyses cinématiques et (ii) de proposer une approche adaptable à toute autre technologie d'actionnement de courbure (AMF, câbles, etc.). L'analyse cinématique approfondie, que nous avons effectuée, a permis de mettre en exergue l'apport de la redondance, apportée par les deux structures introduites. Géométriquement, la caractérisation de l'espace de travail a également mis en valeur une couverture spatiale plus importante pour les RTC à changement de courbure. Structurellement, la structure de RTC à changement de courbure bidirectionnel peut affranchir des rotations imposées à la base des tubes pour les RTC standards, tout en gardant le même nombre de DDL de l'organe terminal. En effet, les rotations relatives des tubes sont à l'origine du phénomène de détente (*cf.* paragraphe 1.3.3), souvent problématique et caractéristique des RTC standards.

Somme toute, la structure de RTC à changement de courbure bidirectionnel présente les meilleures performances structurelles, géométriques et cinématiques, d'après l'analyse théorique développée dans ce chapitre.

Les résultats présentés ont été publiés dans [48, 49] pour l'introduction du changement de courbure unidirectionnel dans une structure de RTC standard, et dans [51] pour toutes les structures détaillées dans ce chapitre avec une étude cinématique plus approfondie et une comparaison des performances.

Néanmoins, nous proposons un nombre d'améliorations à apporter à cette étude théorique. D'abord, l'analyse cinématique peut être approfondie davantage, avec le développement des formes analytiques des inverses de toutes les composantes des matrices des modèles cinématiques, ainsi que leurs noyaux. Ces formulations permettront alors une définition *a priori* de l'espace des singularités relatif à chaque structure afin :

- d'approfondir les connaissances sur l'espace de travail et détecter les zones problématiques ;
- de moduler la loi de commande qu'elle soit cartésienne ou articulaire en vue d'éviter ou de contourner ces configurations problématiques ;
- et/ou de proposer un lien avec la conception pour structurer les tubes, modifier leur géométrie ou changer leur matériau pour minimiser les configurations singulières.

Par ailleurs, nous proposons également d'effectuer une analyse par intervalles des modèles cinématiques des structures proposées, comme approche partielle en alternative à l'analyse complète des formulations analytiques [131]. Dans cette même optique, nous suggérons d'étudier en profondeur la notion d'intégrabilité sur un espace donné. En effet, les propriétés B7 et C8 ont permis de mettre en exergue la concordance des dimensions de *l'espace de configuration* (9) et de *l'espace des actionneurs* (9) pour les RTC à changement de courbure. Cette concordance peut être développée afin de vérifier le comportement holonome de ces structures (et éventuellement non-holonome dans le cas des RTC standards). Murray *et al.* [195], entre autres, la traduit essentiellement par la notion d'intégrabilité sur un espace donné.

En outre, les hypothèses de modélisation peuvent être étendues pour comprendre la torsion, la fric-

tion et l'effet du jeu entre les tubes sur ces phénomènes. Cette approche permet une description et une analyse plus fidèles à la réalité physique des RTC, dont les dernières approches ont revendiqué une précision de l'ordre de 3 % (de la longueur totale du robot) [233, 235, 86, 167, 101]. En contrepartie, l'utilisation d'un modèle moins sophistiqué permet une intégration plus adéquate dans une optique de commande. De plus, l'approche de commande en boucle fermée, que nous proposons dans le chapitre 3, permet de compenser les incertitudes de modélisation.

Finalement, afin de (i) fournir une preuve de généralité de la modélisation introduite, (ii) d'évaluer l'implication de la technologie d'actionnement sur la complexité du modèle et (iii) d'estimer son influence sur les performances cinématiques des structures de RTC à changement de courbure, nous pouvons proposer d'autres technologies. En effet, l'actionnement des courbures peut être effectué par le biais de câbles, d'actionneurs pneumatiques ou à base d'AMF. Ces actionneurs fournissent des forces de blocage plus importantes, notamment à cette échelle. Néanmoins, le compromis doit être évalué entre le défi de miniaturisation liée à l'actionnement embarqué et les forces générées.

Chapitre 3

Commande

Sommaire

3.1	Introduction	99
3.2	Modèle géométrique inverse	99
3.2.1	Modèle géométrique inverse pour un arc	100
3.2.1.1	Définition du plan	100
3.2.1.2	Solution inverse pour un seul arc	100
3.2.2	Modèle géométrique inverse pour un robot continu à deux segments	101
3.2.2.1	Structure robotique à deux tubes concentriques à courbures variables	101
3.2.2.2	Forme analytique du modèle géométrique inverse pour des tâches 3T	102
3.2.2.3	Commande proportionnelle virtuelle pour des tâches 3T+1R	103
3.2.2.4	Génération de trajectoire	106
3.3	Commande cartésienne des robots à tubes concentriques standards	106
3.3.1	Loi de commande	108
3.3.2	Simulations numériques de la commande	110
3.3.2.1	Consignes en position	113
3.3.2.2	Consignes en orientation	113
3.3.2.3	Consignes en pose 3D	114
3.3.2.4	Évaluation de la commande des robots à tubes concentriques standards sous l'effet des bruits de mesure	114
3.3.3	Discussion des résultats de simulations	121
3.3.4	Évaluation expérimentale	121
3.3.4.1	Dispositif expérimental	121
3.3.4.2	Résultats expérimentaux	124
3.3.5	Conclusion intermédiaire	132
3.4	Commande cartésienne des robots à tubes concentriques à changement de courbure	133
3.4.1	Loi de commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure	133
3.4.2	Commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel	135
3.4.2.1	Consignes en position	135
3.4.2.2	Consignes en orientation	135

3.4.2.3	Consignes en pose 3D	136
3.4.3	Commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel	136
3.4.3.1	Consignes en position	141
3.4.3.2	Consignes en orientation	141
3.4.3.3	Consignes en pose 3D	142
3.4.4	Évaluation de la commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure sous l'effet des bruits de mesure	147
3.4.4.1	Effet des bruits de mesure sur la commande des RTC à changement de courbure unidirectionnel	147
3.4.4.2	Effet des bruits de mesure sur la commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel	147
3.4.5	Gestion de la redondance des robots à tubes concentriques à changement de courbure	152
3.4.5.1	Effet direct de la gestion de redondance	152
3.4.5.2	Effet indirect de la gestion de redondance	156
3.4.5.3	Bilan des effets de la gestion de redondance	158
3.4.6	Synthèse de la commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure	158
3.5	Conclusion	161

Qui n'a qu'obéir saura mal commander – Pierre Corneille (1606–1684), de Pulchérie.

Contributions

Nous introduisons dans ce chapitre, comme première étape, une approche géométrique en vue de la résolution du modèle géométrique inverse d'un exemple de structure de robot à deux tubes concentriques (RTC) à changement de courbure bidirectionnel, possédant le même nombre de degrés de liberté (DDL) qu'un RTC standard à 3 tubes (soit 6 DDL). Ensuite, nous détaillons la commande cartésienne des RTC via le modèle cinématique inverse. Cette approche est appuyée par des simulations numériques et validée expérimentalement sur le prototype développé de RTC standard à 6 DDL. Finalement, nous introduisons la validation par simulations numériques de la commande cartésienne des structures de RTC à courbures actionnées en validant la loi de commande par cinématique inverse, améliorée ensuite à travers un schéma de gestion de redondance et évaluée sous l'effet des bruits de mesure. Les validations ont été effectuées à travers les différents simulateurs développés.

3.1 Introduction

Ce chapitre se divise en deux grandes parties. Nous commencerons par le développement du modèle géométrique inverse (MGI). En effet, une solution analytique du MGI pour les 6 degrés de liberté (DDL) des RTC n'a pas encore été proposée. Par conséquent, nous proposons, dans un premier temps, la solution analytique du MGI pour des tâches de positionnement (3 DDL); et dans un second temps, une méthode de résolution semi-analytique qui s'étend à des tâches de positionnement avec une seule orientation (4 DDL). Nous illustrons, par la suite, les cas applicatifs concrets qui pourront être effectués en utilisant cet algorithme. La seconde partie du chapitre se concentrera sur l'utilisation du modèle cinématique inverse (MCI) pour la commande cartésienne des RTC avec et sans actionnement embarqué. Ainsi, nous présenterons les algorithmes de commande utilisés et leur validation par simulations numériques des différentes structures étudiées. La validation expérimentale est effectuée pour le prototype de RTC développé dans le cadre de nos travaux. Nous proposons finalement une analyse critique de chaque algorithme de commande et une comparaison des performances de commande appliquée sur les trois structures étudiées sous l'effet des bruits de mesure.

3.2 Modèle géométrique inverse

Une approche géométrique pour décrire le modèle géométrique inverse des robots continus basés sur le paradigme des tubes concentriques à courbures variables est introduite dans ce chapitre. Le modèle géométrique inverse peut être utilisé aussi bien pour des fins d'optimisation de la conception en général (c.-à-d. diamètres et longueur des tubes), pour une commande articulaire (cf. figure 1.11b), que pour la génération de trajectoire en vue d'une navigation sécurisée pour éviter d'éventuels obstacles (c.-à-d. organes fragiles).

Définition / Rappel : Modèle géométrique inverse

Le problème géométrique inverse consiste à calculer les coordonnées articulaires correspondant à une situation donnée de l'organe terminal. Lorsqu'elle existe, la forme explicite qui donne toutes les solutions possibles constitue ce que l'on appelle le modèle géométrique inverse^a.

a. Wisama Khalil et Étienne Dombre, Bases de la modélisation et de la commande des robots-manipulateurs de type série, Support de cours, Mai 2012.

Cette approche est développée en vue d'une formulation analytique du modèle géométrique inverse. En effet, bien que plusieurs travaux aient été focalisés sur le modèle géométrique inverse des robots continus, aucun de ces travaux n'a proposé une formulation analytique. De plus, cette approche peut être proposée pour une commande articulaire, alternative à une commande cartésienne par cinématique inverse, souvent dépendante d'une connaissance parfaite du modèle (forme analytique) et tributaire des configurations non-singulières. Par ailleurs, malgré les efforts fournis afin de valider cette commande sur les RTC, celle-ci reste limitée à la commande en position (*cf.* table 1.4) et ne concerne pas l'orientation.

Nous entamons ce paragraphe par le rappel et l'explication du modèle géométrique inverse pour un seul arc, pour des tâches de positionnement uniquement. Par la suite, ce modèle inverse est étendu sur un robot à deux segments pour des tâches 3T (trois translations) uniquement de l'organe terminal. À partir de cette solution inverse, nous introduisons ensuite un algorithme afin de réaliser des tâches 3T-1R (trois translations et une rotation) de l'organe terminal d'un robot à deux segments, basé sur la structure d'un RTC à changement de courbure bidirectionnel (P2CuP2Cu).

3.2.1 Modèle géométrique inverse pour un arc

3.2.1.1 Définition du plan

En se basant sur la description géométrique d'un arc dans l'espace sur la figure 2.1 et dans le plan sur la figure 3.1, nous proposons de décomposer la résolution du modèle géométrique inverse d'un arc en deux étapes, pour des raisons de simplification. La première consiste en la définition du plan d'équilibre Π dans lequel se trouve cet arc. Ainsi, un repère est défini à l'origine de l'arc $S(X_S, Y_S, Z_S)$ par $\mathcal{R}_S = (\vec{x}_{j-1}, \vec{y}_{j-1}, \vec{z}_{j-1})$ et un deuxième est défini à son extrémité $E(X_E, Y_E, Z_E)$, noté $\mathcal{R}_E = (\vec{x}_j, \vec{y}_j, \vec{z}_j)$.

Nous pouvons alors écrire la matrice de transformation homogène du point S vers le point E en partant de leurs positions pour définir le plan $\Pi = (S, \vec{z}_j, \vec{SE})$, définie par la fonction f comme suit :

$${}^{j-1}\mathbf{T}_j(\phi_j) = f(S, E) \quad \text{où} \quad \phi_j = \text{atan2}(Y_E, X_E) \quad (3.1)$$

Les axes du repère \mathcal{R}_E sont définis par $[\vec{u}_j, 1]^T = {}^{j-1}\mathbf{T}_j(\phi_j)[\vec{u}_{j-1}, 1]^T$ pour $\vec{u} = \{\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}\}$.

3.2.1.2 Solution inverse pour un seul arc

La deuxième étape est d'appliquer le modèle géométrique inverse simple dans le plan Π précédemment défini. Ceci réduit considérablement le temps de calcul de la solution. Le point final E est représenté dans le repère lié au plan Π tel que ses coordonnées sont ${}^\Pi X_E = \sqrt{X_E^2 + Y_E^2}$, ${}^\Pi Y_E = 0$ et ${}^\Pi Z_E = Z_E$. Ainsi, pour une tangente donnée \vec{z}_j , les paramètres de cet arc peuvent être définis comme suit :

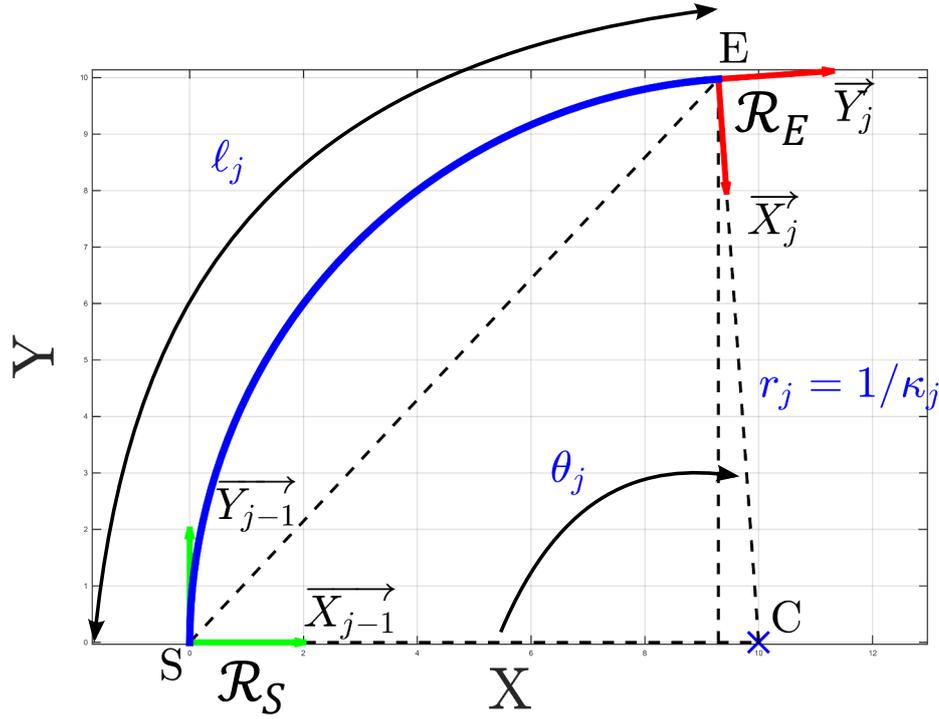


Figure 3.1: Description schématique d'un arc dans le plan.

$$\kappa_j = \frac{2 \, {}^{\Pi}X_E}{\, {}^{\Pi}X_E^2 + \, {}^{\Pi}Z_E^2} \quad (3.2)$$

et

$$\ell_j = \begin{cases} \frac{1}{\kappa_j} \arccos(1 - \kappa_j \, {}^{\Pi}X_E), & \text{si } \, {}^{\Pi}Z_E > 0 \\ \frac{1}{\kappa_j} (2\pi - \arccos(1 - \kappa_j \, {}^{\Pi}X_E)), & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.3)$$

Une fois la matrice ${}^{j-1}\mathbf{T}_j$ entièrement définie par les équations (3.1) et (3.3), la solution inverse pour un seul arc est identifiée par la fonction g , telle que $(\kappa_j, \ell_j, {}^{j-1}\mathbf{T}_j(\kappa_j, \ell_j)) = g(S, E, \vec{z}_j)$.

3.2.2 Modèle géométrique inverse pour un robot continu à deux segments

3.2.2.1 Structure robotique à deux tubes concentriques à courbures variables

La structure robotique présentée est un RTC à changement de courbure bidirectionnel à deux tubes, identifiée par **P2CuP2Cu** où "P" est une articulation prismatique équivalente au mouvement de translation et "2Cu" désigne une courbure actionnée selon deux directions orthogonales, illustrée sur la figure 3.2. Du point de vue cinématique, cette structure est capable de fournir le même nombre de DDL que sur un robot à 3 tubes concentriques (R3TC) standard (une translation et une rotation par tube), à savoir 6 DDL. Rappelons que l'utilisation de ce type de structure, outre la simplification afin d'initier une formulation analytique du modèle géométrique inverse, présente l'avantage de garder les mêmes

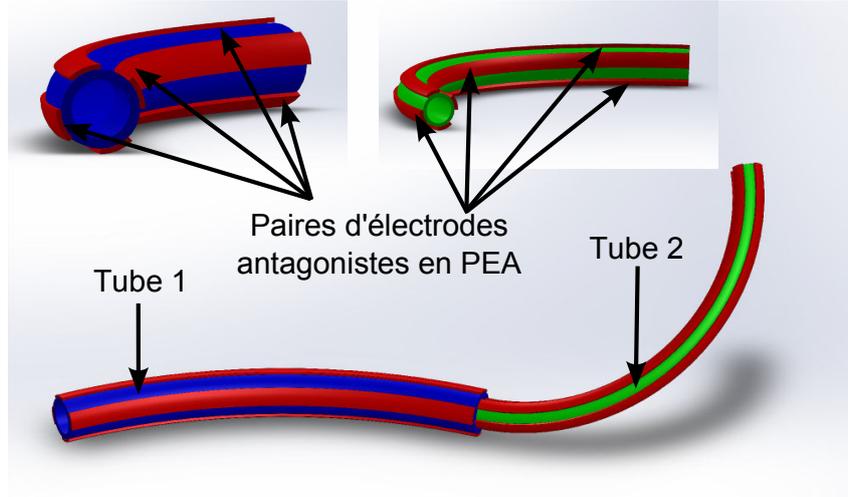


Figure 3.2: Dessin CAO de la structure robotique proposée identifiée par P2CuP2Cu.

performances qu'un R3TC tout en ayant moins de contraintes mécaniques telles que la torsion (la rotation relative étant remplacée par l'actionnement de la courbure selon deux directions) et une unité d'actionnement réduite (seuls les moteurs de translation sont maintenus).

3.2.2.2 Forme analytique du modèle géométrique inverse pour des tâches 3T

Pour la structure robotique à deux tubes concentriques actionnés en translation et en courbure selon deux directions, la fonction g , permettant d'obtenir le modèle géométrique inverse, est appliquée pour les deux segments successivement. Néanmoins, ce calcul est effectué moyennant la solution du problème plan (cf. équations (3.2) et (3.3)) et doit prendre en considération la tangence entre les deux segments au point de jonction. Ainsi, la première étape est de définir le plan Π à partir de l'origine du robot O , de la tangente à cette origine \vec{z}_0 et du point désiré B tel que $\Pi = (O, \vec{z}_0, \vec{OB})$. Une fois ce plan défini, le point d'inflexion A est naturellement choisi sur celui-ci. Ainsi, la position de A sur $[OB]$ définit la longueur des arcs de chaque segment grâce au rapport $\frac{\|\vec{OA}\|}{\|\vec{AB}\|}$.

Par la suite, la solution analytique est appliquée en partant de l'origine O du robot vers l'extrémité A du premier segment, ensuite de ce dernier vers le point désiré B (l'organe terminal du deuxième segment et donc du robot) comme suit :

$$\begin{cases} (\kappa_1, l_1, {}^0\mathbf{T}_1(\kappa_1, l_1)) = g(O, \vec{z}_1, A) & \text{pour le segment 1} \\ (\kappa_2, l_2, {}^1\mathbf{T}_2(\kappa_2, l_2)) = g(A, \vec{z}_2, {}^2B) & \text{pour le segment 2} \end{cases} \quad (3.4)$$

où 2B désigne l'expression des coordonnées du point B dans le repère \mathcal{R}_2 obtenues par inversion de ${}^0\mathbf{T}_1(\kappa_1, l_1)$. Cette étape peut être résumée selon la fonction analytique h définie par :

$$(\kappa_1, l_1, \kappa_2, l_2, {}^0\mathbf{T}_1(\kappa_1, l_1), {}^1\mathbf{T}_2(\kappa_2, l_2)) = h(O, \vec{z}_1, A, B) \quad (3.5)$$

Ainsi, en se basant sur la figure 3.1, la fonction $f(O, A)$ est utilisée pour définir le repère $\mathcal{R}_1 = (O, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$ lié à l'origine du premier segment, ainsi $\vec{z}_1 = \vec{z}_0$. Par conséquent, les repères calculés à

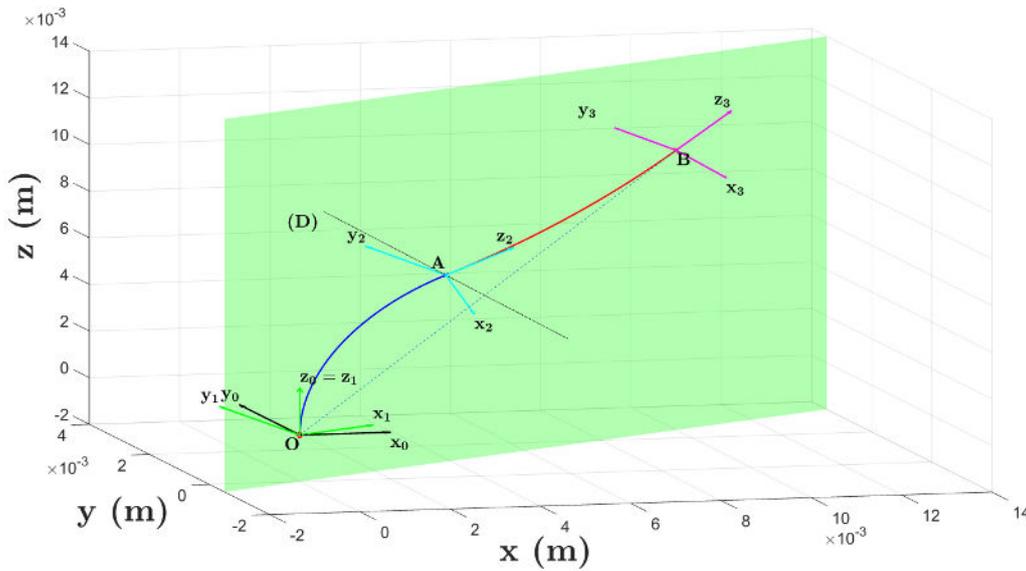


Figure 3.3: Validation de la formulation analytique du modèle géométrique inverse en partant de l'origine du robot O vers le point désiré B en passant par le point d'inflexion A , qui assure la tangence entre les deux segments du robot situés dans le plan Π .

l'extrémité du premier et du deuxième segment sont définis, respectivement, par $\mathcal{R}_2 = (A, \vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2)$ et $\mathcal{R}_3 = (B, \vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$ en utilisant la fonction g .

Afin de vérifier la validité de cette solution, celle-ci est injectée dans le modèle géométrique direct du robot à 2 tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel. L'organe terminal du robot doit ainsi correspondre au point désiré avec une orientation \vec{z}_3 comme décrit sur la figure 3.3.

3.2.2.3 Commande proportionnelle virtuelle pour des tâches 3T+1R

La forme analytique du modèle géométrique inverse pour des tâches 3T a été démontrée dans la partie précédente. Cette forme est utilisée et améliorée en vue de commander l'orientation dans le plan Π , précédemment défini, contenant le robot. Une commande proportionnelle virtuelle à une variable est proposée en utilisant l'algorithme 1. La première étape est d'initialiser le point d'inflexion A dans une position arbitraire dans le plan Π . Ensuite, le modèle géométrique inverse est calculé pour un point désiré B selon la fonction h . Ainsi, une première orientation de l'organe terminal \vec{z}_3 est obtenue. À chaque itération par la suite, cette orientation résultante est comparée à celle désirée \vec{z}_B , et le point A glisse alors le long de la droite (D) perpendiculaire à (OB) , guidé proportionnellement par son vecteur directeur \vec{u}_D .

Algorithme 1 : Résolution de la position et de l'orientation dans le plan Π

Données : O, B, \vec{z}_B

Résultat : Variables d'arc $\chi = [\kappa_1 \ \phi_1 \ \kappa_2 \ \phi_2 \ l_1 \ l_2]^T$

${}^0\mathbf{T}_2(\phi_2) = f(O, B)$;

Choisir $\phi_1 = \phi_2$; $\{A \in \Pi\}$

Tant que $\vec{z}_3 \neq \vec{z}_B$

$(\kappa_1, l_1, \kappa_2, l_2, {}^0\mathbf{T}_1(\kappa_1, l_1), {}^1\mathbf{T}_2(\kappa_2, l_2)) = h(O, \vec{z}_1, A, B)$;

$$\begin{aligned} \alpha &= \text{atan2}(\vec{z}_3^T \vec{z}_B, \vec{u}_{\Pi}(\vec{z}_3 \times \vec{z}_B)); \\ \delta A &= \lambda \alpha; \quad \{\text{Commande proportionnelle virtuelle, avec } \lambda > 0\} \\ A &= A + \delta A \vec{u}_D; \end{aligned}$$

Fin tant que

Une fois les variables d'arc $\chi = [\kappa_1 \ \phi_1 \ \kappa_2 \ \phi_2 \ \ell_1 \ \ell_2]^T$ calculées, les variables articulaires \mathbf{q} sont déterminées par inversion des équations (3.6) et (3.9), qui définissent les variables d'arc des deux segments de la structure P2CuP2Cu.

Ainsi, la courbure et l'angle du plan d'équilibre du deuxième segment s'écrivent :

$$\begin{cases} \kappa_2 = \kappa_{2_{ins}} = \sqrt{\kappa_{2_x}^2 + \kappa_{2_y}^2} \\ \phi_2 = \phi_{2_{ins}} = \text{atan2}(\kappa_{2_y}, \kappa_{2_x}) \end{cases} \quad (3.6)$$

où les variables d'arc insérées sont égales à celles résultantes car le deuxième segment est libre de toute interaction. En élevant au carré la première équation et en appliquant la tangente à la seconde, nous obtenons :

$$\begin{cases} \kappa_{2_x} = \frac{\kappa_2}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_2)}} \\ \kappa_{2_y} = \frac{\kappa_2 \tan(\phi_2)}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_2)}} \end{cases} \quad (3.7)$$

Finalement, en rappelant l'effet de l'actionnement des courbures selon deux directions orthogonales, expliqué dans le chapitre 2, par le biais des micro-actionneurs en PEA dans notre cas, nous pouvons déduire :

$$\begin{cases} v_{2,x} = \frac{\kappa_{2_x}}{C_{PPy_2}} \\ v_{2,y} = \frac{\kappa_{2_y}}{C_{PPy_2}} \end{cases} \quad (3.8)$$

D'autre part, les variables d'arc du premier segment sont :

$$\begin{cases} \kappa_1 = \sqrt{\kappa_{1_x}^2 + \kappa_{1_y}^2} \\ \phi_1 = \text{atan2}(\kappa_{1_y}, \kappa_{1_x}) \end{cases} \quad (3.9)$$

De même que pour le second segment, en élevant au carré la première équation et en appliquant la tangente à la seconde, nous pouvons écrire :

$$\begin{cases} \kappa_{1_x} = \frac{\kappa_1}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_1)}} \\ \kappa_{1_y} = \frac{\kappa_1 \tan(\phi_1)}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_1)}} \end{cases} \quad (3.10)$$

telles que les composantes de courbures κ_{1_x} et κ_{1_y} du premier segment sont :

$$\begin{cases} \kappa_{1x} = \frac{I_1 \kappa_{1ins} \cos(\phi_{1ins}) + I_2 \kappa_{2ins} \cos(\phi_{2ins})}{I_1 + I_2} = \frac{I_1 \kappa_{1ins} \cos(\phi_{1ins}) + I_2 \kappa_2 \cos(\phi_2)}{I} \\ \kappa_{1y} = \frac{I_1 \kappa_{1ins} \sin(\phi_{1ins}) + I_2 \kappa_{2ins} \cos(\phi_{2ins})}{I_1 + I_2} = \frac{I_1 \kappa_{1ins} \sin(\phi_{1ins}) + I_2 \kappa_2 \sin(\phi_2)}{I} \end{cases} \quad (3.11)$$

sachant que les courbures et les angles du plan d'équilibre appliqués au premier tube sont :

$$\begin{cases} \kappa_{1ins} = \sqrt{\kappa_{1xins}^2 + \kappa_{1yins}^2} \\ \phi_{1ins} = \text{atan2}(\kappa_{1yins}, \kappa_{1xins}) \end{cases} \quad (3.12)$$

À l'instar des équations (3.6) et (3.9), nous élevons au carré le premier élément et appliquons la tangente au second afin d'obtenir :

$$\begin{cases} \kappa_{1xins} = \frac{\kappa_{1ins}}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_{1ins})}} \\ \kappa_{1yins} = \frac{\kappa_{1ins} \tan(\phi_{1ins})}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_{1ins})}} \end{cases} \quad (3.13)$$

Ainsi, en remplaçant ces termes dans l'équation (3.11), nous pouvons écrire :

$$\begin{cases} I\kappa_{1x} - I_2 \kappa_2 \cos(\phi_2) = I_1 \kappa_{1ins} \cos(\phi_{1ins}) \\ I\kappa_{1y} - I_2 \kappa_2 \sin(\phi_2) = I_1 \kappa_{1ins} \sin(\phi_{1ins}) \end{cases} \quad (3.14)$$

En divisant la deuxième ligne de l'équation précédente par la première, nous obtenons :

$$\tan(\phi_{1ins}) = \frac{I\kappa_{1y} - I_2 \kappa_2 \sin(\phi_2)}{I\kappa_{1x} - I_2 \kappa_2 \cos(\phi_2)} \quad (3.15)$$

Nous en déduisons alors l'angle du plan d'équilibre appliqué au premier tube :

$$\phi_{1ins} = \text{atan2}(I\kappa_{1y} - I_2 \kappa_2 \sin(\phi_2), I\kappa_{1x} - I_2 \kappa_2 \cos(\phi_2)) \quad (3.16)$$

D'après la première ligne de l'équation (3.14), nous pouvons déduire :

$$\kappa_{1ins} = \frac{I\kappa_{1x} - I_2 \kappa_2 \cos(\phi_2)}{I_1 \cos(\phi_{1ins})} \quad (3.17)$$

Il suffit alors de remplacer le résultat de l'équation (3.16) dans l'équation (3.17) pour obtenir l'expression de la courbure appliquée au premier tube.

Par la suite, les mêmes équations (équations (3.6), (3.7) et (3.8)) sont utilisées pour déterminer les premières tensions d'actionnement tout en veillant à remplacer les indices 2 par 1 afin de correspondre aux variables d'actionnement liées au premier tube, de sorte que :

$$\begin{cases} \kappa_{1ins} = \sqrt{\kappa_{1xins}^2 + \kappa_{1yins}^2} \\ \phi_{1ins} = \text{atan2}(\kappa_{1yins}, \kappa_{1xins}) \end{cases} \quad (3.18)$$

En élevant au carré la première ligne et en appliquant la tangente à la seconde, nous obtenons :

$$\begin{cases} \kappa_{1x_{ins}} = \frac{\kappa_{1_{ins}}}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_{1_{ins}})}} \\ \kappa_{1y_{ins}} = \frac{\kappa_{2_{ins}} \tan(\phi_{2_{ins}})}{\sqrt{1 + \tan^2(\phi_{2_{\kappa_{1y_{ins}}}})}} \end{cases} \quad (3.19)$$

Finalement, en rappelant l'effet de l'actionnement des courbures selon deux directions orthogonales expliqué dans le chapitre 2, via les micro-actionneurs en PEA dans notre cas, nous pouvons déduire :

$$\begin{cases} v_{1,x} = \frac{\kappa_{1x_{ins}}}{C_{PPy_1}} \\ v_{1,y} = \frac{\kappa_{1y_{ins}}}{C_{PPy_1}} \end{cases} \quad (3.20)$$

Nous notons ici que l'algorithme est générique et ne dépend pas de la technologie d'actionnement de courbure utilisée. En effet, il permet de retrouver les variables d'arc en partant de la position et de l'orientation de l'organe terminal de la structure. Il peut ainsi être appliqué, à toute autre structure robotique basée sur le paradigme des RTC à changement de courbure bidirectionnel (actionnement par câbles, actionneurs pneumatiques, AMF, etc.). Ainsi, seuls les calculs des équations (3.8) et (3.20) doivent être adaptés à la technologie particulière d'actionnement des courbures, selon la loi de transduction associées.

3.2.2.4 Génération de trajectoire

Le modèle géométrique inverse, précédemment développé, nous permet dès lors de considérer des schémas de planification de trajectoire. Ces stratégies permettent d'envisager des scénarios de commande sécurisée afin de pouvoir éviter des obstacles, non seulement avec l'organe terminal, mais également en considérant toute la forme du robot. Pour le robot P2CuP2Cu étudié dans ce paragraphe et dans le contexte de l'application médicale, un balayage de l'organe terminal peut être considéré lorsque le tube distal porte un composant optique (par exemple : fibre optique, sonde OCT, microscope confocal, etc.). Un exemple de ce genre d'opération est présenté à la figure 3.4a avec le balayage d'un carré de $10 \times 10 \text{ mm}^2$ dans le plan $\vec{x}_0 - \vec{y}_0$. Par ailleurs, dans le cadre du diagnostic médical, l'observation d'un organe humain sphérique peut être réalisée. Pour des raisons de simplification, une forme sphérique de 4 mm de diamètre est considérée pour être observée par un éventuel système d'imagerie placé sur l'organe terminal du robot, comme le montre la figure 3.4b. Le but est de garder la même orientation vers le centre de la sphère tout en respectant une distance fixe par rapport à la paroi. Ces simulations ont été réalisées en tenant compte des contraintes mécaniques des tubes, ainsi que des difficultés de fabrication et d'actionnement, avec des longueurs maximales pour chaque segment de 40 mm et des courbures maximales de 200 m^{-1} .

3.3 Commande cartésienne des robots à tubes concentriques standards

L'algorithme qui résout le modèle géométrique inverse a été validé en simulation pour des tâches 3T-1R en vue de sa généralisation pour les 6 DDL. Cet algorithme peut être utilisé, tel que nous l'avons illustré dans le paragraphe précédent, pour la planification de trajectoire en respectant des contraintes

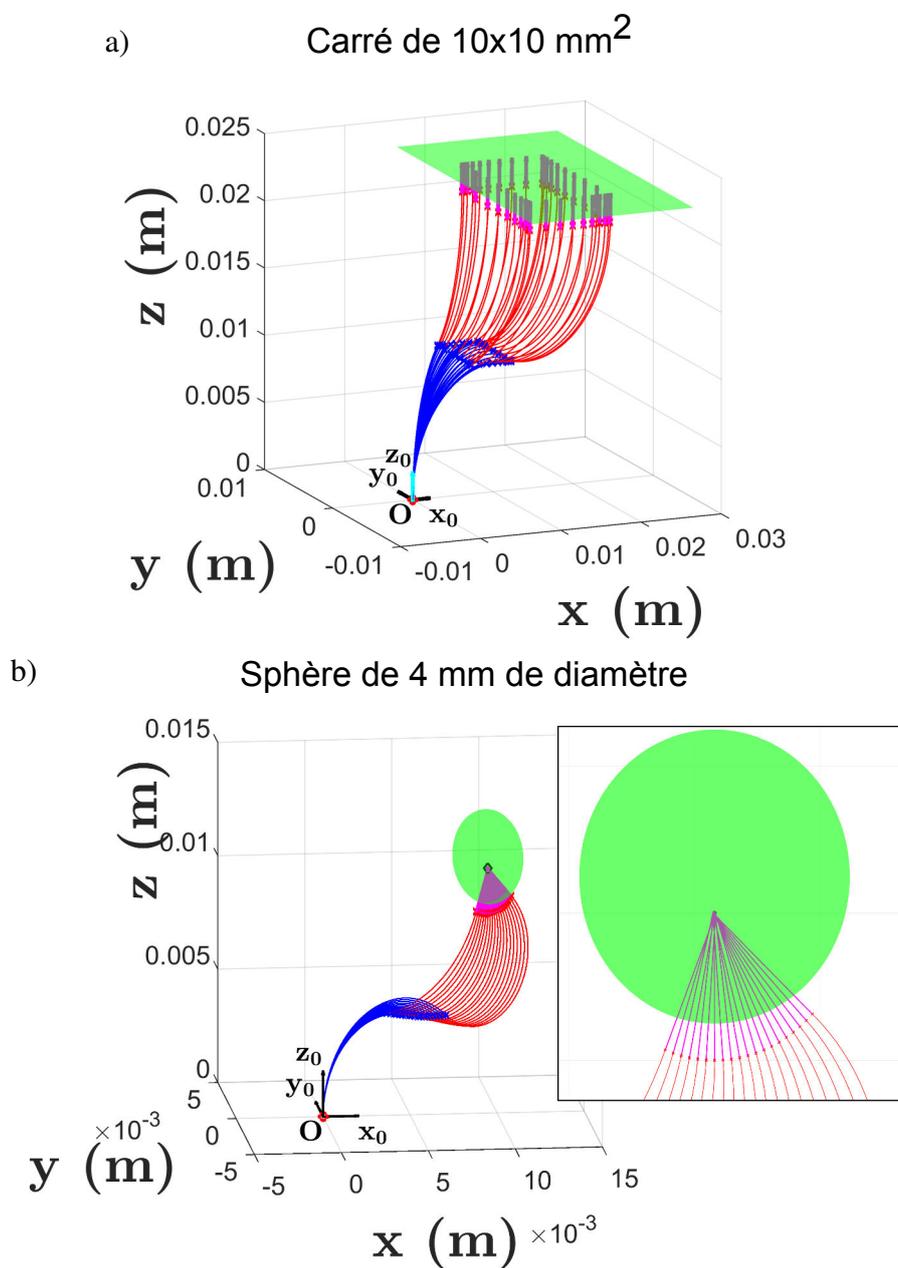


Figure 3.4: Pour un point d'inflexion initialisé au milieu de $[OB]$, les configurations du robot **P2CuP2Cu** sont présentées dont le premier segment est en bleu et le second en rouge : a) Le carré balayé et b) la sphère observée sont présentés en vert.

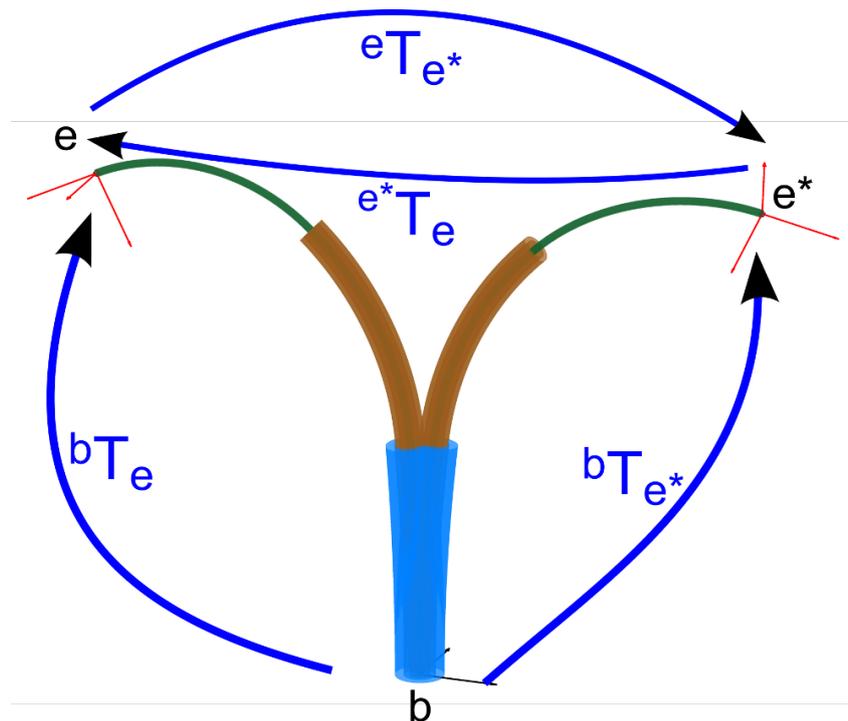


Figure 3.5: Matrices de transformations homogènes et changements de repères pour deux poses différentes d'un robot à trois tubes concentriques.

sur les consignes envoyées aux actionneurs, moyennant la faisabilité technologique. Néanmoins, la mise en pratique d'une commande articulaire nécessite l'utilisation de modèles extrêmement fidèles et de capteurs proprioceptifs. Cette dernière condition est particulièrement contraignante dans le contexte médical de notre application. En effet, le choix des capteurs concernant la taille et la compatibilité avec le corps humain, avec l'environnement médical et avec le système d'imagerie utilisé, reste problématique.

Ainsi, nous proposons, dans ce paragraphe, une commande cartésienne des RTC standards, suivie par celle des RTC à changements de courbure unidirectionnel et bidirectionnel. La première commande est validée expérimentalement, par la suite, sur un prototype en utilisant un capteur extéroceptif miniaturisé (sonde électromagnétique de diamètre 0.8 mm), compatible avec le contexte applicatif médical de nos travaux. Nous commençons, d'abord, par développer la loi de commande cartésienne par cinématique inverse.

3.3.1 Loi de commande

La figure 3.5 définit une tâche de commande cartésienne d'un RTC constitué de 3 tubes (R3TC). Nous introduisons alors les repères : b lié à la base du robot, e lié à son organe terminal dans sa pose actuelle et e^* lié à la pose désirée. Ainsi, la matrice de transformation liée à l'erreur s'écrit :

$${}^e\mathbf{T}_{e^*} = \left({}^b\mathbf{T}_e\right)^{-1} {}^b\mathbf{T}_{e^*} \quad (3.21)$$

Pour respecter la cohérence avec $SE(3)$, l'erreur cartésienne de l'organe terminal du robot est obtenue via le logarithme matriciel par :

$${}^e\hat{\boldsymbol{\varepsilon}} = \text{logm}({}^e\mathbf{T}_{e^*}) \quad (3.22)$$

qui se décompose en une erreur en position et une erreur en orientation $\mathbf{u}\theta$.

Ainsi, afin de déterminer la dérivée temporelle de l'erreur ${}^e\hat{\boldsymbol{\varepsilon}}$, nous pouvons dériver la matrice de transformation liée à l'erreur ${}^e\mathbf{T}_{e^*} = \text{expm}({}^e\hat{\boldsymbol{\varepsilon}})$ par rapport au temps, de sorte que :

$$\frac{d{}^e\mathbf{T}_{e^*}}{dt} = {}^e\hat{\boldsymbol{\varepsilon}} {}^e\mathbf{T}_{e^*} \quad (3.23)$$

Ainsi, la dérivée temporelle de l'erreur s'écrit :

$${}^e\dot{\boldsymbol{\varepsilon}} = \frac{d{}^e\mathbf{T}_{e^*}}{dt} ({}^e\mathbf{T}_{e^*})^{-1} = {}^e\boldsymbol{\tau}_e \quad (3.24)$$

D'autre part, le torseur cinématique est défini dans le chapitre 2 en fonction de la matrice jacobienne cinématique du robot ${}^b\mathbf{J}$ par :

$${}^b\boldsymbol{\tau}_b = {}^b\mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} \quad (3.25)$$

Afin d'imposer une convergence de premier ordre à l'erreur $\boldsymbol{\varepsilon}$, nous écrivons :

$${}^e\dot{\boldsymbol{\varepsilon}} = -\boldsymbol{\lambda} {}^e\boldsymbol{\varepsilon} \quad (3.26)$$

où $\boldsymbol{\lambda} = \text{diag}(\lambda_1 \dots \lambda_n)$, avec $\lambda_i > 0$ pour tout $i \in \{1..n\}$.

Ainsi, en remplaçant l'expression de ${}^e\dot{\boldsymbol{\varepsilon}}$ définie dans l'équation (3.24), nous obtenons :

$$\boldsymbol{\lambda} {}^e\boldsymbol{\varepsilon} = -{}^e\boldsymbol{\tau}_e \quad (3.27)$$

Or, le torseur cinématique ${}^b\boldsymbol{\tau}_b$ peut s'écrire en fonction de ${}^e\boldsymbol{\tau}_e$ en utilisant l'opérateur adjoint, défini dans l'équation (2.7), de sorte que :

$${}^b\boldsymbol{\tau}_b = \text{Ad}({}^b\mathbf{T}_e) {}^e\boldsymbol{\tau}_e \quad (3.28)$$

Ainsi, nous pouvons injecter l'équation (3.28) dans l'équation 3.27 pour en déduire :

$${}^b\boldsymbol{\tau}_b = -\boldsymbol{\lambda} \text{Ad}({}^b\mathbf{T}_e) {}^e\boldsymbol{\varepsilon} \quad (3.29)$$

Nous pouvons alors y introduire le résultat de l'équation (3.25) pour en déduire :

$${}^b\mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} = -\boldsymbol{\lambda} \text{Ad}({}^b\mathbf{T}_e) {}^e\boldsymbol{\varepsilon} \quad (3.30)$$

Finalement, en multipliant les deux termes à droite par ${}^b\mathbf{J}^\dagger$, la loi de commande s'écrit :

$$\dot{\mathbf{q}} = -\boldsymbol{\lambda} {}^b\mathbf{J}^\dagger \text{Ad}({}^b\mathbf{T}_e) {}^e\boldsymbol{\varepsilon} \quad (3.31)$$

Néanmoins, l'inversion de la matrice jacobienne du robot ${}^b\mathbf{J}$ n'est pas toujours définie. D'après

l'analyse cinématique établie dans le chapitre 2 au paragraphe 2.4.3, ${}^b\mathbf{J}\mathbf{n}$ est pas nécessairement carrée et inversible. Ainsi, pour résoudre ce problème, la pratique courante est d'utiliser la pseudo-inverse de Moore-Penrose [82, 218], notée \mathbf{J}^\dagger et définie par :

$$\mathbf{J}^\dagger = \mathbf{J}^T (\mathbf{J}\mathbf{J}^T)^{-1} \quad (3.32)$$

Cette méthode permet de résoudre l'équation cinématique de notre problème (équation (3.31)) dans le sens des moindres carrés.

Toutefois, la pseudo-inverse de Moore-Penrose tend à présenter des instabilités au voisinage des singularités [76]. Nous présentons dans l'annexe une méthode d'inversion considérée plus stable par plusieurs auteurs [285, 197].

La commande cartésienne, dont la loi est décrite par l'équation (3.31), est implémentée en simulation du R3TC selon le schéma de commande de la figure 3.6. D'abord, la pose désirée \mathbf{X}_d (sous la forme d'une matrice homogène ${}^b\mathbf{T}_{e^*}$) est comparée à la pose courante \mathbf{X}_c (sous la forme d'une matrice homogène ${}^b\mathbf{T}_e$) afin d'évaluer l'erreur cartésienne ${}^e\boldsymbol{\varepsilon}$ (sous la forme d'une matrice homogène ${}^e\mathbf{T}_{e^*}$). Ensuite, un correcteur proportionnel de gain $\boldsymbol{\lambda}$ est mis en place pour compenser cette dernière et assurer sa décroissance exponentielle. La vitesse $\dot{\mathbf{X}}$, sous la forme d'un torseur cinématique ${}^b\boldsymbol{\tau}_b$, est alors déduite à partir du modèle cinématique inverse ${}^b\mathbf{J}^\dagger$ du RTC. Ceci produit la vitesse articulaire $\dot{\mathbf{q}}$, qui est intégrée (pour obtenir une position articulaire) puis appliquée aux actionneurs du robot. En simulation, cette position articulaire est envoyée comme entrée au modèle géométrique direct (MGD) afin d'évaluer, au temps d'échantillonnage suivant, la nouvelle pose \mathbf{X}_c du robot. La sortie du MGD est envoyée au modèle cinématique direct (MCD) afin de mettre à jour à la valeur de la matrice jacobienne du robot ${}^b\mathbf{J}$. Ce processus est itéré jusqu'à ce que la norme de l'erreur passe en deçà d'un seuil de tolérance ε_{lim} que nous définissons en cohérence avec le système de perception/mesure extéroceptive utilisé (précision du capteur, de la caméra, etc.). Finalement, nous introduisons des bruits de mesure de pose $\delta\mathbf{X}$ afin d'évaluer la robustesse et la précision de la commande.

3.3.2 Simulations numériques de la commande

Afin d'appliquer la loi de commande décrite ci-dessus, nous avons développé un simulateur numérique du robot. Il est composé de plusieurs sous-fonctions qui permettent d'intégrer (i) les modèles géométrique et cinématique directs du robot (MGD et MCD, respectivement), (ii) les fonctions mathématiques connexes qui ne sont pas proposées par l'environnement de développement (par exemple la transformation adjoint, le calcul des matrices antisymétriques de pré-produit vectoriel), (iii) la loi de commande, (iv) le stockage des différentes données (positions articulaires, forme et pose du robot, évolution de l'erreur, etc.) et (v) l'interface graphique qui permet de tracer les poses successives du robot, ainsi que les différentes données sauvegardées.

Nous procédons ensuite à des tests pour différentes consignes, en découplant celles en position de celles en orientation, afin de quantifier au mieux les performances de la commande. Dans le cas de consignes en position, les consignes en orientation sont identiques aux orientations initiales, et inversement pour les consignes en orientation. Ainsi, dans tous les cas étudiés, toute la pose est asservie. Par la suite, des consignes en poses complètes sont proposées. À partir de ces dernières, nous simulons également l'effet des bruits de mesure sur la commande. La loi de commande développée dans l'équation (3.31) est ainsi appliquée, telle que son gain est $\lambda_i = 0.005$ pour tout $i \in \{1..6\}$. Le seuil de

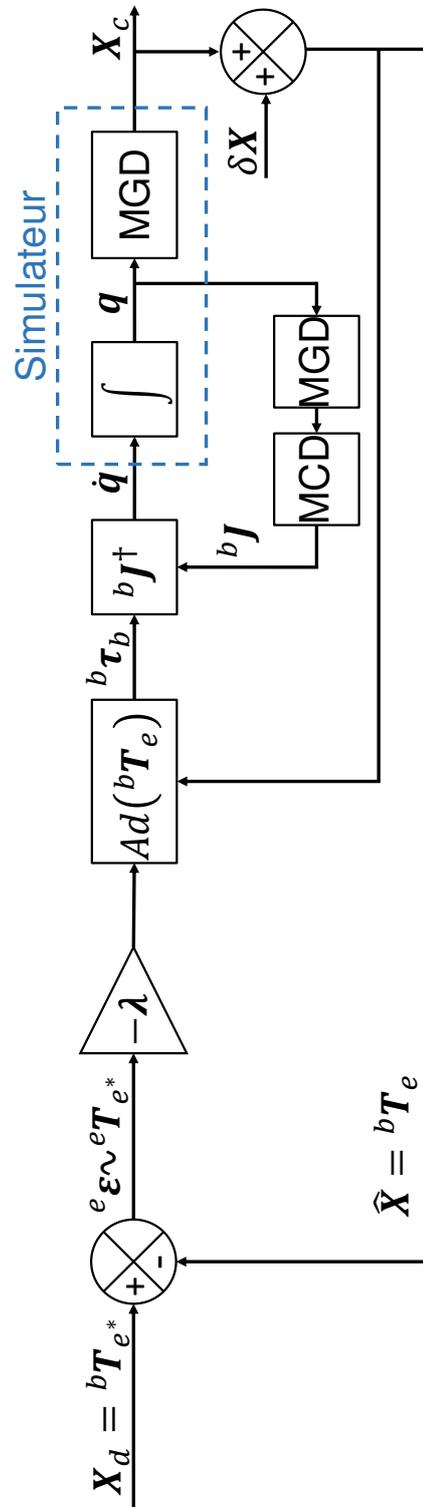


Figure 3.6: Schéma de commande de RTC en simulation. Le simulateur, remplace le robot par les modèles géométrique et cinématique directs (MGD et MCD respectivement).

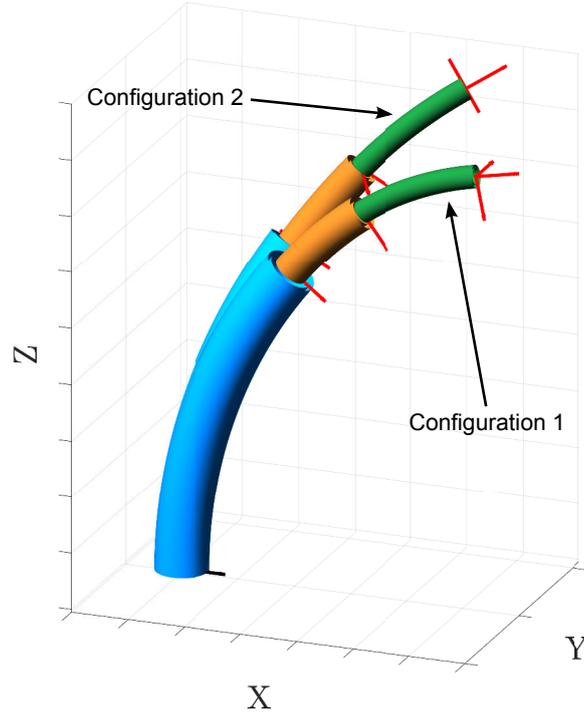


Figure 3.7: Vue 3D des deux configurations initiales depuis lesquelles sont effectuées les simulations de commande des RTC standards et à changement de courbure unidirectionnel.

tolérance de l'erreur en position est $\varepsilon_{lim_{pos}} = 250 \mu\text{m}$ et celui de l'erreur en orientation est $\varepsilon_{lim_{or}} = 0.15^\circ$. Ces limites correspondent environ à la moitié des précisions proposées par le système de mesure que nous utilisons dans la validation expérimentale. Elles ont été choisies afin de garder un niveau d'exigence plus élevé pour le volet théorique des développements, en vue de le valider et de l'appliquer sur un système réel par la suite.

Dans les simulations numériques suivantes, les deux configurations initiales illustrées sur la figure 3.7 sont utilisées, telles que :

- Configuration 1 : les translations et les rotations imposées à la base des tubes sont nulles telles que $\rho_i = 0$ et $\alpha_i = 0$ pour tout $i \in \{1..3\}$, respectivement ;
- Configuration 2 : les translations sont maintenues nulles $\rho_i = 0$ pour tout $i \in \{1..3\}$ et les rotations des tubes sont $\alpha_1 = 20^\circ$, $\alpha_2 = -70^\circ$ et $\alpha_3 = 60^\circ$.

La première correspond à la configuration initiale la plus stable et la plus évidente à retrouver dans un système réel, et la seconde a été choisie afin de tester une configuration complexe des RTC qui permettrait de valider plusieurs hypothèses de modélisation, notamment celles concernant les angles de rotation des tubes.

La consigne est construite sous forme matricielle ${}^b\mathbf{T}_{e^*}$ et exprimée dans le repère lié à la base du robot telle que :

$${}^b\mathbf{T}_{e^*} = {}^b\mathbf{T}_e \begin{bmatrix} {}^e\mathbf{R}_{e^*} & {}^e\mathbf{t}_{e^*} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

Compte tenu de l'espace de travail du robot, nous ne quantifions que les valeurs de consignes infé-

Configuration	Selon l'axe X_e	Selon l'axe Y_e	Selon l'axe Z_e
1	$[-1; 14]$	$[-15; 15]$	$[-1; 9]$
2	$] - 30; 0]$	$[0; 30[$	$] - 30; 0]$

Table 3.1: Amplitude maximale de consigne en position (en mm) en fonction de la configuration initiale du RTC standard.

Configuration	Autour de l'axe X_e	Autour de l'axe Y_e	Autour de l'axe Z_e
1	$[-8; 7]$	$[-4; 0]$	$[-21; 21]$
2	$[0; 18]$	$[0; 18]$	$[0; 30[$

Table 3.2: Amplitude maximale de consigne en orientation (en $^\circ$) en fonction de la configuration initiale du RTC standard.

rieures à 30 mm en position et à 30° en orientation. Par ailleurs, pour la brièveté du document, nous avons choisi de ne représenter que les consignes en pose complète, qui valident naturellement des consignes en position et en orientation à la fois.

3.3.2.1 Consignes en position

Nous commençons par quantifier l'effet des consignes en position selon les trois directions sur les performances de la commande. Ainsi, les amplitudes maximales des échelons de consignes en position appliqués depuis les deux configurations initiales sont résumées par la table 3.1.

Nous avons remarqué que la loi de commande appliquée selon les consignes issues de la table 3.1 présente une convergence exponentielle. En effet, l'organe terminal du robot suit une trajectoire rectiligne. Le nombre d'itérations nécessaires à la résolution du problème varie entre 1000 et 1500 environ. De plus, les variations des variables articulaires sont continues produisant des variations de variables d'arc continues également.

Les deux résultats issus de la table démontrent que l'amplitude maximale de l'échelon de consigne dépend fortement de la configuration initiale du robot. Elle dépend également des différentes directions de la consigne selon lesquelles sont définies la manipulabilité et l'isotropie du manipulateur.

3.3.2.2 Consignes en orientation

Nous effectuons, dans ce paragraphe, les simulations de la commande cartésienne du RTC standard selon des consignes en orientation. Les amplitudes maximales des échelons appliqués depuis les deux configurations initiales sont résumées par la table 3.2.

À l'instar de l'espace de convergence des consignes en position, nous avons remarqué les mêmes performances de convergence exponentielles de la loi de commande. De plus, une plage similaire d'itérations est nécessaire pour cette tâche qui s'exécute en produisant une variation continue de variables articulaires.

3.3.2.3 Consignes en pose 3D

Nous présentons, dans ce paragraphe, les simulations de la commande cartésienne du RTC standard selon des consignes en pose 3D complète. Pour chaque configuration initiale, nous proposons deux consignes différentes. Dans toutes les figures illustrant les simulations de la commande dans la suite de ce chapitre, le robot est tracé en bleu, la pose initiale en vert, la pose finale en rouge et la pose désirée en magenta. Les positions intermédiaires de l'organe terminal sont représentées par des croix noires. De plus, dans le cas des RTC standards, l'évolution des variables est présentée où l'erreur en position ϵ_{pos} , les actionneurs de translation ρ_i et les longueurs de segments ℓ_j sont en mètres, l'erreur en orientation ϵ_{or} , les actionneurs de rotation α_i et les angles des plans d'équilibre relatifs des segments $\Delta\phi_j$ sont en radians, les courbures des segments κ_j sont en m^{-1} et la manipulabilité est sans dimension. Selon les variables tracées, les traits continus bleus désignent l'axe X ou l'indice 1, les traits mixtes rouges l'axe Y ou l'indice 2 et les traits interrompus magenta l'axe Z ou l'indice 3. Pour chacune des configurations initiales du RTC standard, nous représentons la commande selon deux consignes significatives, en changeant à chaque fois le sens du déplacement désiré, ainsi que l'axe et le sens de la rotation désirée.

Bien qu'elles correspondent à des consignes effectuées depuis des configurations initiales différentes, les simulations de la commande cartésienne présentent une convergence exponentielle pour tous les cas et suivant tous les axes du mouvement (translation et rotation), comme le montrent les figures 3.8 à 3.11. Les variations des variables articulaires sont continues et leur interprétation temporelle dépendra du temps d'échantillonnage choisi pour une implémentation sur un système réel. Néanmoins, la convergence s'établit en moins de 3 secondes dans les cas traités, en excluant le temps d'exécution des différentes fonctions d'affichage et de sauvegarde des variables. Ainsi, la première étape de validation des modèles géométrique et cinématique, ainsi que de la loi de commande est effectuée.

3.3.2.4 Évaluation de la commande des robots à tubes concentriques standards sous l'effet des bruits de mesure

Nous évaluons, dans ce paragraphe, l'effet des bruits de mesure sur les performances de la commande cartésienne des RTC standards. En effet, seul le bruit numérique est naturellement pris en compte dans les simulations présentées. Afin de respecter la mise en pratique d'un tel système, il est indispensable de pouvoir en évaluer le comportement en présence de bruits. Ces derniers sont essentiellement liés aux précisions du système de mesure. Ainsi, nous intégrons les bruits de mesure de pose $\delta\mathbf{X}$ avec $\delta\mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$ sur la position et $\delta\mathbf{X}_{or} = \pm 0.3^\circ$ sur l'orientation. Ces amplitudes de bruits sont cohérentes avec les ordres de grandeur de la précision du capteur de pose utilisé (le dispositif expérimental est présenté dans le paragraphe 3.3.4). Les figures 3.12 et 3.13 représentent l'effet des bruits sur deux cas validés ci-dessus concernant deux configurations initiales différentes.

Nous remarquons d'après les simulations de la commande cartésienne que la même précision de positionnement ($\epsilon_{lim} = 250 \mu m$) est respectée malgré les bruits appliqués. En effet, la convergence s'établit pour les exemples de consignes effectuées dans la partie précédente (cf. figures 3.12 et 3.13) qui correspondent aux consignes en pose complète présentées dans les figures 3.9 et 3.10. Bien que les convergences aient requis un nombre d'itérations plus élevé en présence de bruits, leur ordre de grandeur reste comparable. Afin d'évaluer plus précisément l'effet des bruits de mesure sur les performances de la commande cartésienne des RTC standards, nous comparons les erreurs quadratiques moyennes (EQM) de position sur la fin du mouvement. Ainsi, les 100 dernières itérations précédant la convergence constituent notre référence. Pour les deux cas de la commande où $\delta\mathbf{X}_{pos} = 0$, les EQM sont

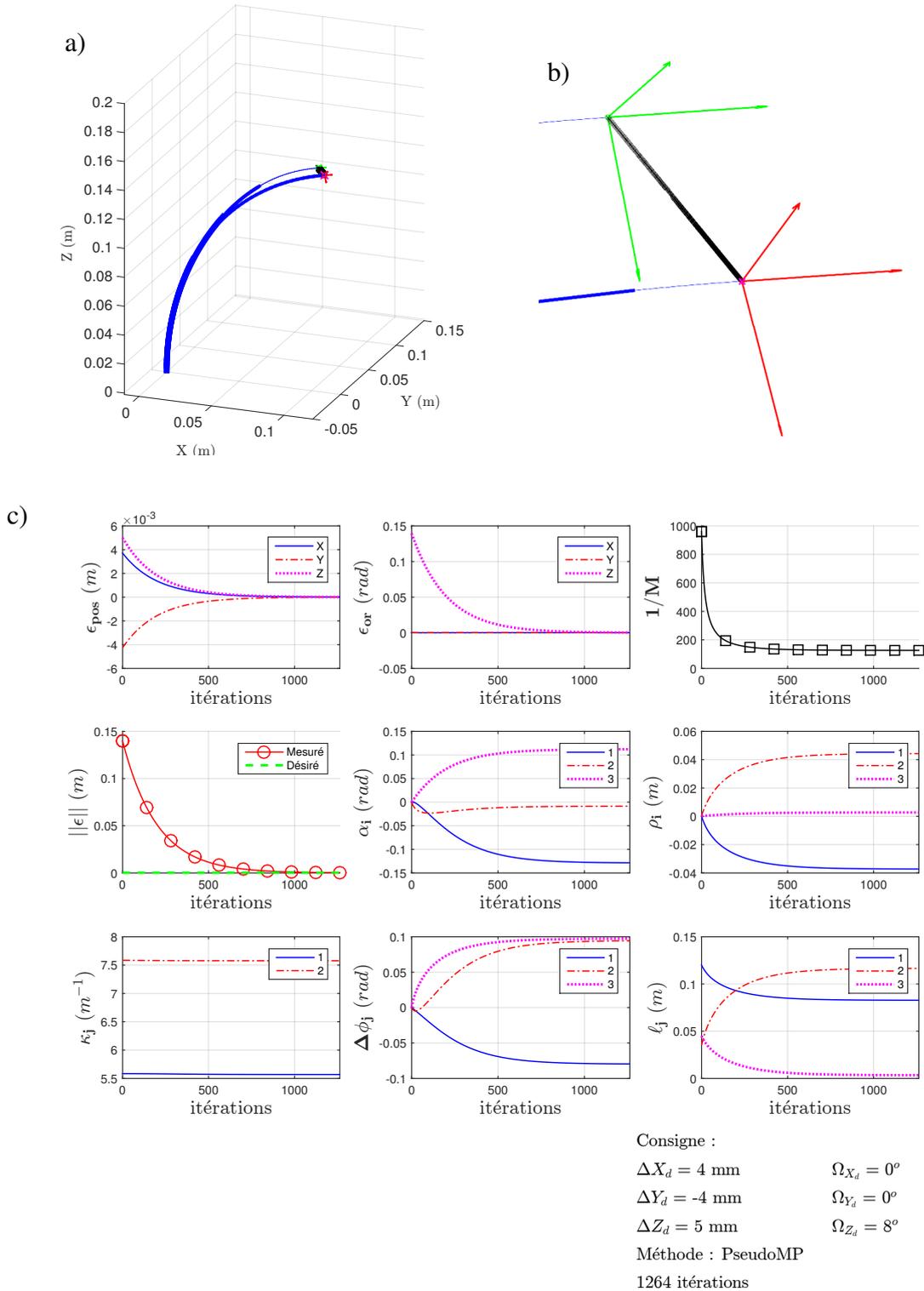


Figure 3.8: Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 4 \text{ mm}$, $\Delta Y = -4 \text{ mm}$, $\Delta Z = 5 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 8^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

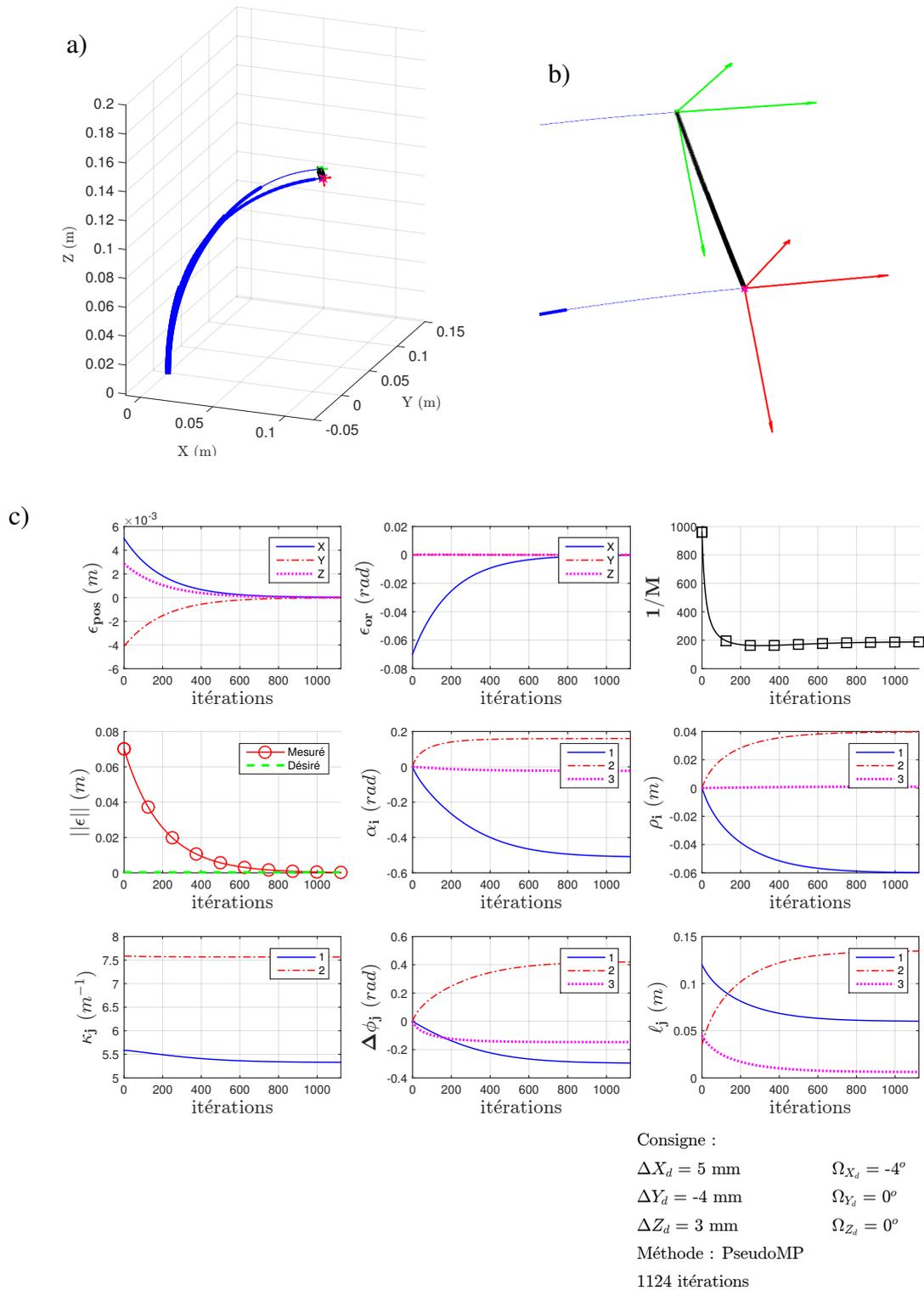


Figure 3.9: Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = -4 \text{ mm}$, $\Delta Z = 3 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -4^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

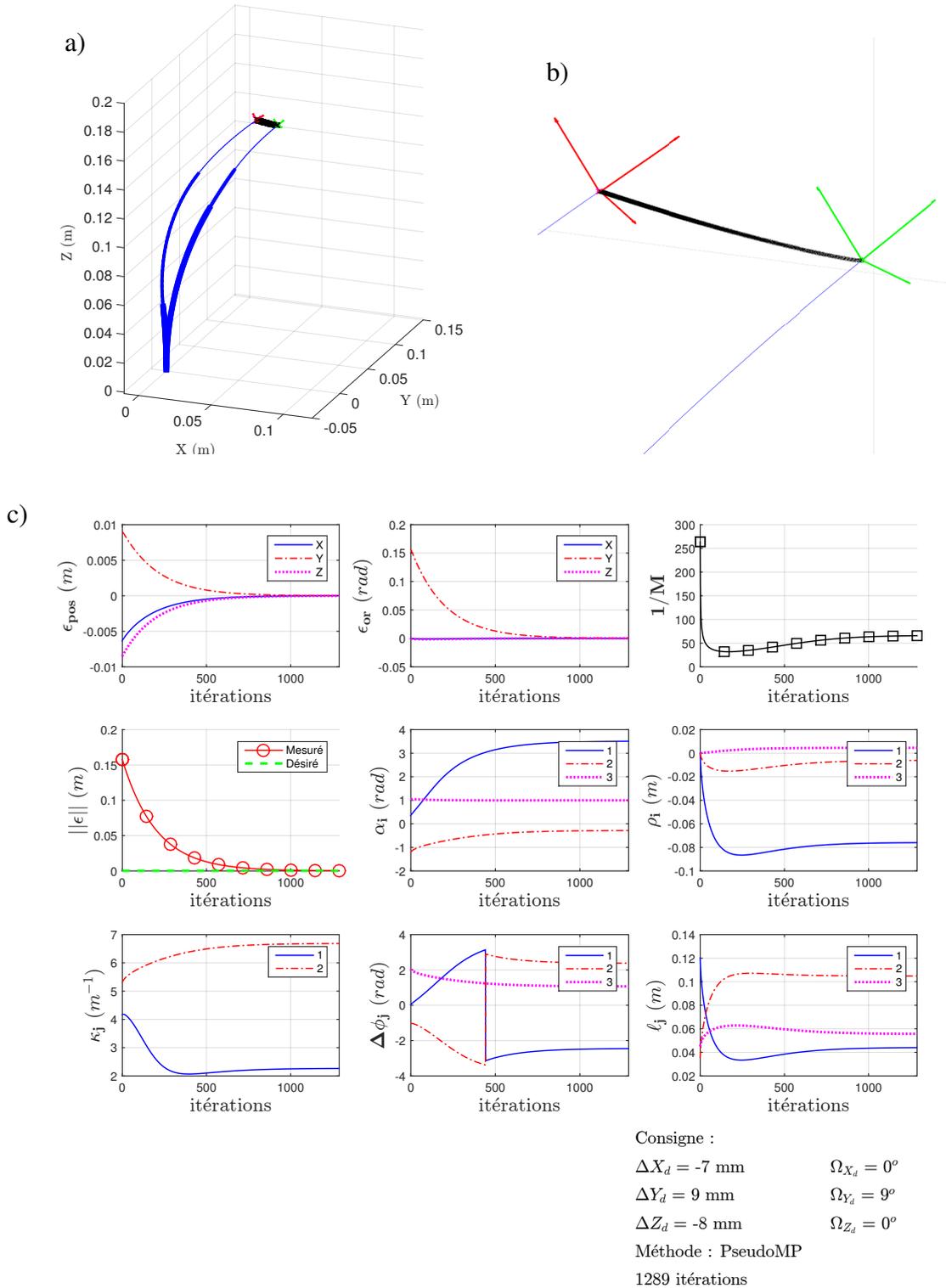


Figure 3.10: Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -7 \text{ mm}$, $\Delta Y = 9 \text{ mm}$, $\Delta Z = -8 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 9^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

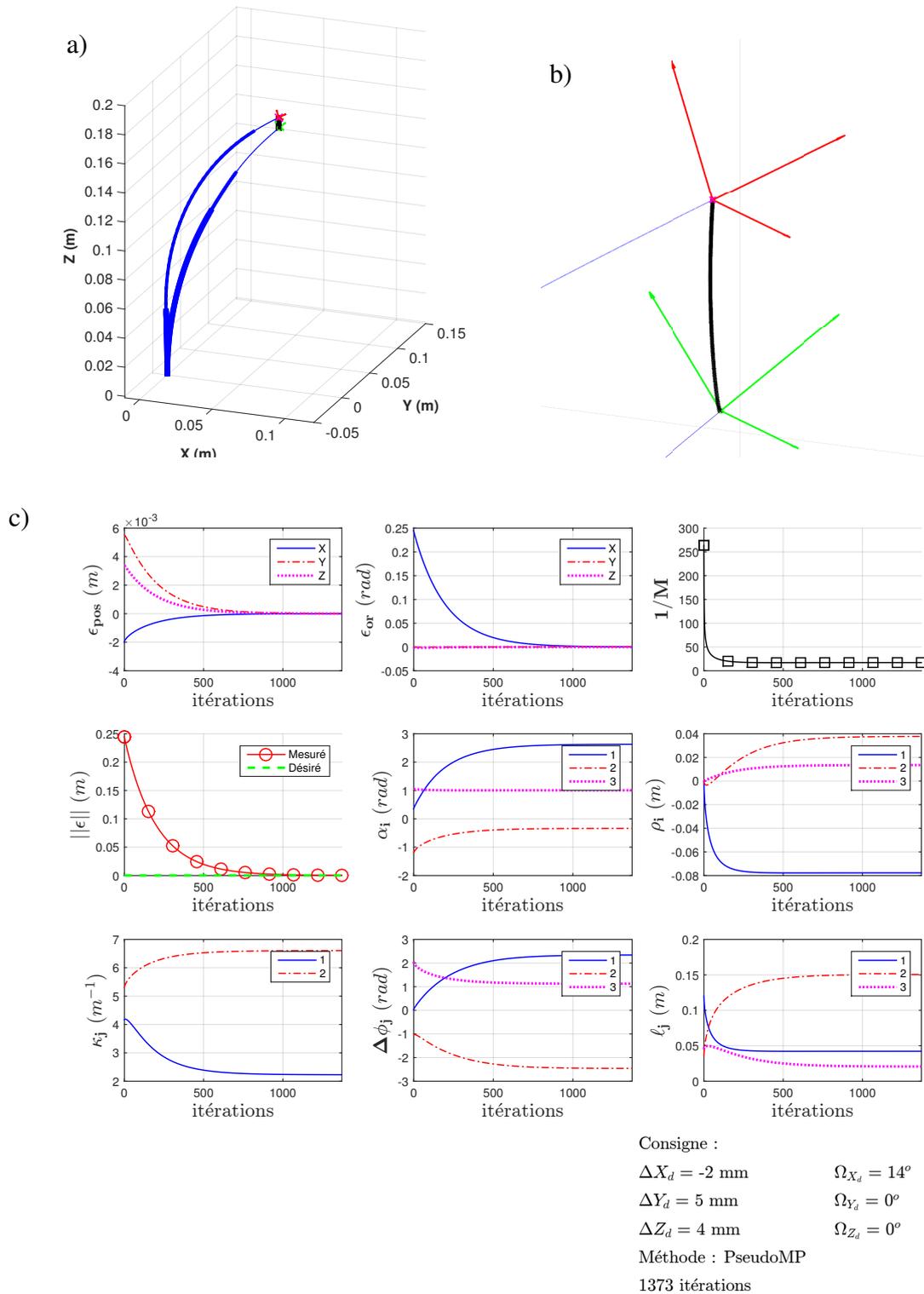


Figure 3.11: Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -2 \text{ mm}$, $\Delta Y = 5 \text{ mm}$, $\Delta Z = 4 \text{ mm}$ et $\Omega_X = 14^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal, c) Évolution des différentes variables.

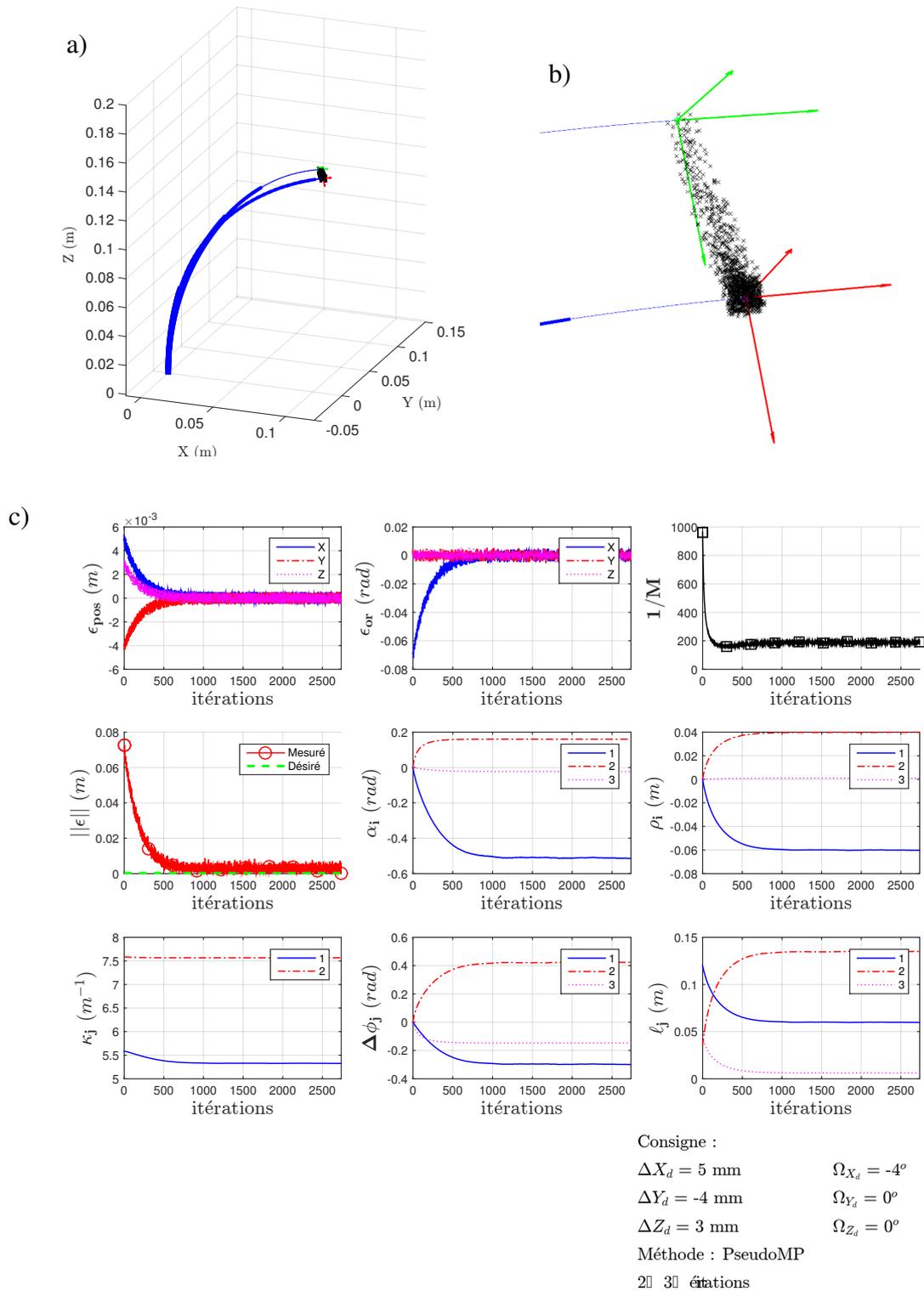


Figure 3.12: Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = -4 \text{ mm}$, $\Delta Z = 3 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -4^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables..

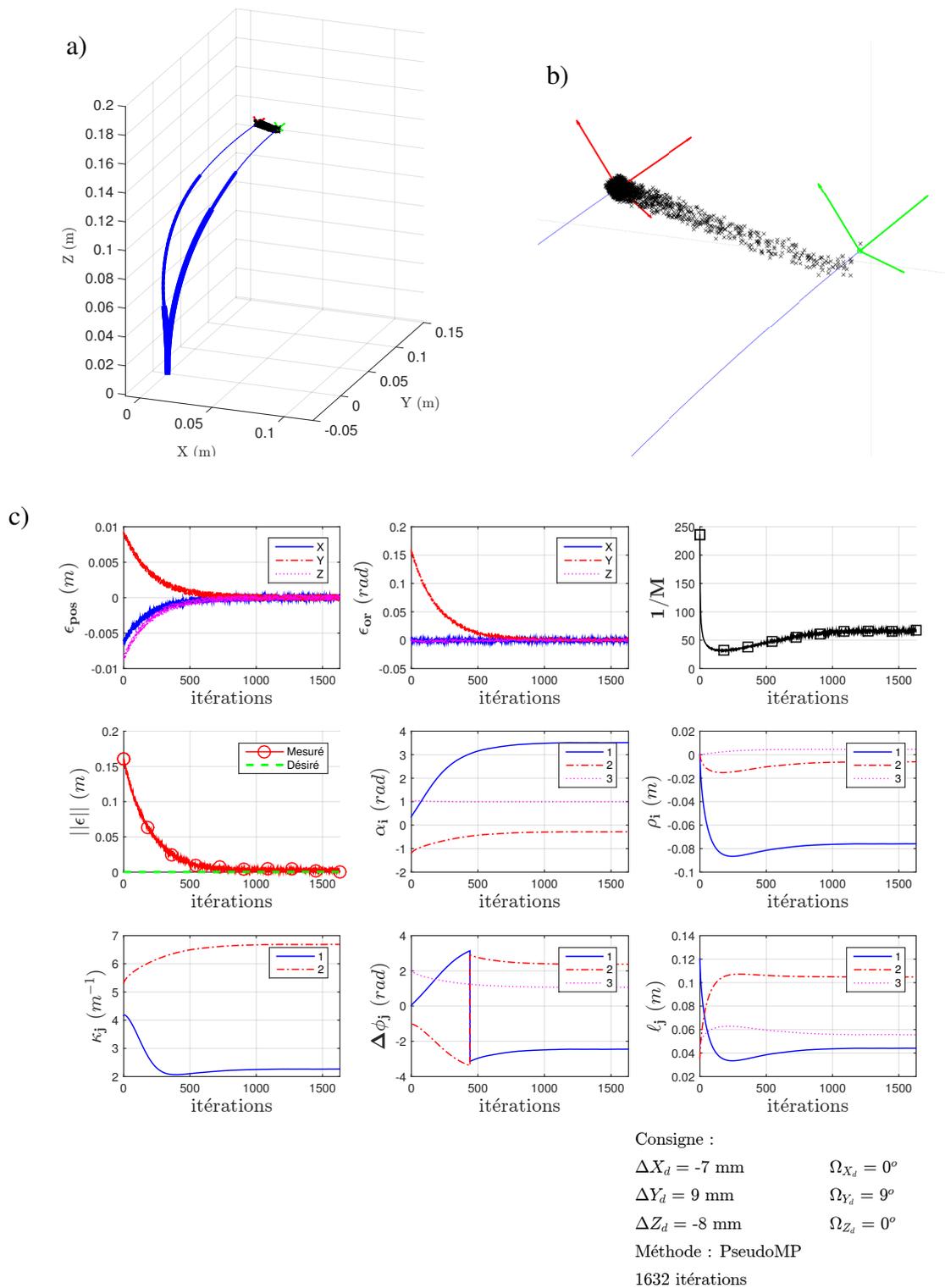


Figure 3.13: Commande cartésienne (simulée) du RTC standard depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -7 \text{ mm}$, $\Delta Y = 9 \text{ mm}$, $\Delta Z = -8 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 9^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

$0.033 \pm 0.049 \text{ mm}$ et 0.029 ± 0.004 pour les figures 3.9 et 3.10, respectivement. Quand les bruits de mesure sont activés ($\delta \mathbf{X}_{pos} \neq 0$), ces EQM atteignent alors $0.479 \pm 0.142 \text{ mm}$ et 0.478 ± 0.122 pour les figures 3.12 et 3.13, respectivement. Ces erreurs restent cohérentes avec l'amplitude des bruits introduits ($\delta \mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$), et ne dépassent pas 96 % de la valeur du bruit. Par conséquent, la commande introduite est à la fois robuste aux bruits de mesure et précise.

3.3.3 Discussion des résultats de simulations

Nous avons validé, dans le paragraphe précédent, la loi de commande, ainsi que les modèles relatifs aux RTC standards. Les résultats de simulation ont permis également de mettre en évidence quelques caractéristiques liées à la structure des RTC standards, notamment celles concernant la disparité des valeurs de manipulabilité selon les différentes directions du mouvement. Elles sont illustrées par la difficulté à accomplir des tâches de commande en position ou en orientation de l'organe terminal du RTC selon/autour de certaines directions. En effet, nous avons démontré que la consigne maximale, bien qu'elle soit dans l'espace de travail du robot, dépend fortement de sa configuration initiale. Dans le cas où la configuration initiale présente une manipulabilité limitée, nous remarquons que l'amplitude maximale de la consigne diminue considérablement (allant jusqu'à interdire le mouvement dans ce sens), et que cette diminution est disparate selon la direction du mouvement désiré. Ainsi, l'effet sur les performances et la stabilité de la commande est corrélé à l'évolution de la manipulabilité du RTC, qui a pour effet, lorsqu'elle diminue fortement, de provoquer des configurations irréalisables par le simulateur du robot. En effet, dans tous les cas testés où la convergence ne peut s'établir, les longueurs d'arc ℓ_j passent par des valeurs négatives (ou bien y restent). Cette configuration est opposée à l'hypothèse de modélisation qui impose un déploiement/une rétraction télescopique du robot afin de garder un nombre de tubes strictement décroissant par segments croissants ($\ell_j > 0$ pour tout $j \in \{1..m\}$).

Néanmoins, dans la mesure des consignes admissibles depuis chaque configuration initiale, la loi de commande est validée et sa robustesse est confirmée suite à l'application de bruits cohérents avec le dispositif expérimental dont nous disposons. Ainsi, nous procédons à la validation expérimentale de la commande des RTC standards dans la partie suivante.

3.3.4 Évaluation expérimentale

3.3.4.1 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental développé au cours de ces travaux est décrit dans cette partie. En effet, il est constitué de 3 tubes concentriques pré-courbés et de 3 tables de translation sur lesquelles sont fixées 3 tables de rotation, comme montré sur la figure 3.14. Une sonde électromagnétique est fixée sur l'organe terminal du robot. Sa position et son orientation sont captées par le boîtier d'émission/réception du signal électromagnétique. Il est à noter ici que l'optimisation de la conception des tubes et de l'unité d'actionnement n'a pas encore été effectuée. Néanmoins, la rapidité de mise en œuvre a été préférée pour permettre la première validation expérimentale de la commande d'un prototype de robot à tubes concentriques en France, à notre connaissance.

Fabrication des tubes

Le prototype est constitué de tubes en Nitinol (alliage Nickel Titane), utilisés dans la majorité des

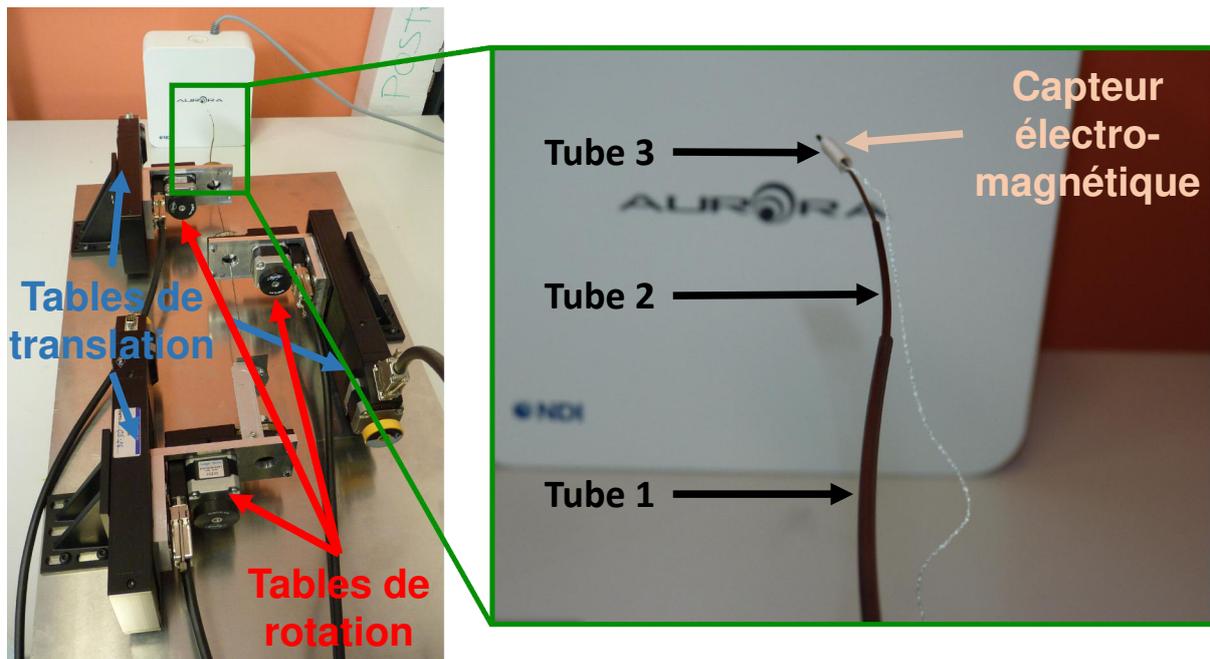


Figure 3.14: Dispositif expérimental à trois tubes concentriques avec 3 moteurs de rotation, 3 moteurs de translation et un capteur de pose électromagnétique.

Tube	Longueur portion courbée	Courbure	Diamètre extérieur	Diamètre intérieur
1	120	4.910	3.112	2.668
2	155	7.200	2.032	1.474
3	200	9.660	1.320	0.960

Table 3.3: Caractéristiques des tubes en Nitinol. Les dimensions sont en mm sauf les courbures en m^{-1} .

prototypes de RTC standards pour leurs propriétés de super-élasticité et de biocompatibilité. Les tubes sont acquis droits de longueur $1 m$ environ du fournisseur Euroflex GmbH¹ (Pforzheim, Allemagne). Ensuite, nous procédons à leur mise en forme au sein du département AS2M, en adaptant une procédure de [14]. Ainsi, nous avons fabriqué plusieurs matrices en acier dans lesquelles sont insérés les tubes. Elles permettent de définir la longueur et la courbure souhaitées par le biais d'un jeu d'encoches de part et d'autre du moule, et de rainures. L'ensemble est, par la suite, placé à l'intérieur d'un four de métallurgie (préchauffé pendant 30 minutes environ) durant 30 minutes environ à une température de $600^{\circ}C$. Ensuite, dès leur sortie du four, l'ensemble moule/tubes est placé dans un bac d'eau afin de le refroidir et de pouvoir extraire les tubes plus facilement. Nous obtenons ainsi des tubes courbés, dont les caractéristiques sont résumées par la table 3.3.

Unité d'actionnement

Les tables de translation utilisées sont actionnées par des moteurs pas à pas LTM 60F de marque OWIS GmbH² (Staufen, Allemagne). La course maximale proposée est de $70 mm$, avec une erreur

1. <http://www.euroflex.de/en.html>

2. <http://www.owis.eu/en/home/>

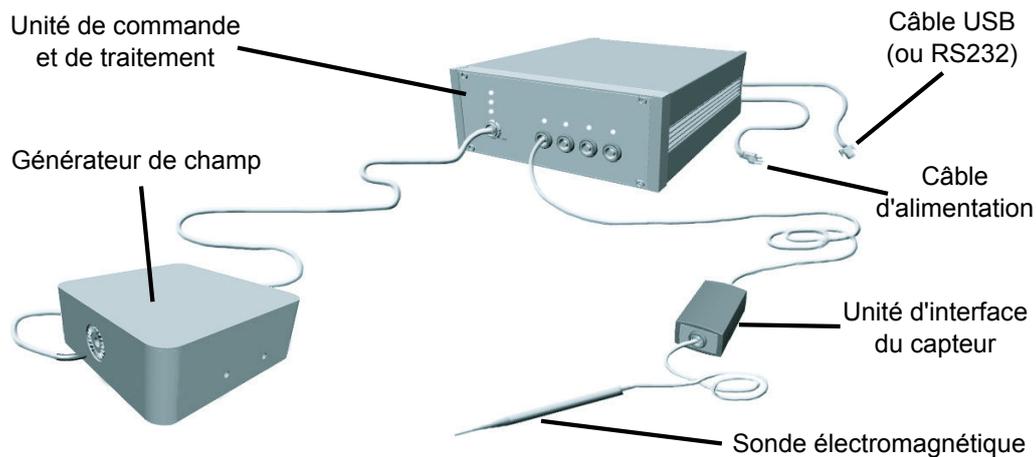


Figure 3.15: Dispositif Aurora de mesure de pose par champ électromagnétique.

maximale de positionnement de $35 \mu\text{m}$ par 100 mm de course. Leur vitesse maximale est de 10 mm/s . Ces tables sont pilotées par un boîtier de commande SMS60 via une connexion RS232 (permettant jusqu'à 56000 bits/s).

Les tables de rotation DRTM 40-D25, qui sont chacune solidaire à une table de translation par le biais d'une équerre de fixation, sont également de marque OWIS GmbH. Ces tables, qui fournissent 1.8° par pas, sont reliées à un réducteur de rapport 3 : 1, ce qui correspond à $0.6^\circ \sim 10.5 \text{ mrad}$ de résolution, annoncée par le constructeur. Grâce à ce réducteur, un couple maximal de 0.3 Nm peut être généré. La vitesse de rotation maximale proposée est de $2500^\circ/\text{s}$. Ces tables ont la particularité de proposer une lumière libre de 20 mm de diamètre, qui est une configuration adaptée au montage concentrique des tubes. Ces tables sont commandées à travers une carte de commande PS30, intégrée à l'ordinateur de commande par un bus PCI (permettant une fréquence théorique de 66 MHz).

Capteur électromagnétique

Le capteur électromagnétique utilisé est le produit Aurora, de la marque Northern Digital Inc.³ (Waterloo, Ontario, Canada), illustré sur la figure 3.15. Il s'agit d'une sonde de 0.8 mm de diamètre (la même marque fournit le plus petit capteur du marché à 0.5 mm de diamètre). Le générateur fournit un champ électromagnétique variable de faible intensité qui produit ainsi de faibles courants au niveau de la sonde du capteur. Les caractéristiques de ces courants dépendent de la distance et de l'angle entre la sonde et le générateur. Ensuite, l'unité d'interface du capteur amplifie et numérise ces signaux, qui sont collectés par l'unité de commande du système. Cette dernière calcule la position et l'orientation de la sonde et transmet l'information à l'ordinateur, qui lui est relié par le biais d'une connexion USB ou via RS232.

Ce système de mesure est précis, en moyenne, à 0.48 mm près en position, et à 0.3° près en orientation, sur une distance totale pouvant atteindre 400 mm entre l'émetteur et la sonde à 6 DDL, d'après le constructeur. Il fournit les mesures à une fréquence maximale de 40 Hz .

3. <http://www.ndigital.com/medical/products/aurora/>

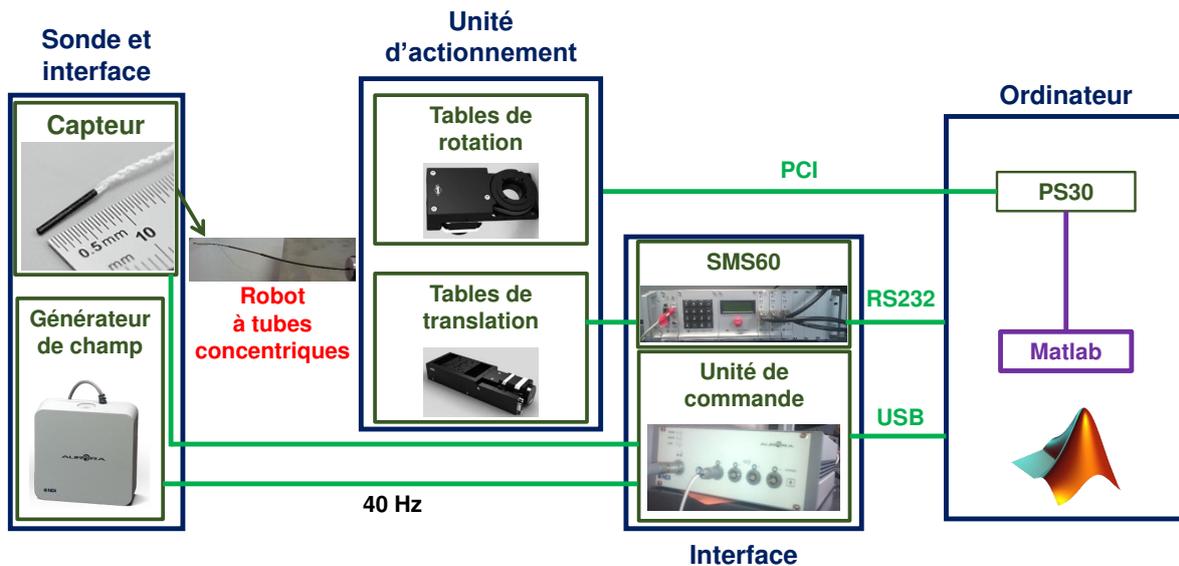


Figure 3.16: Dispositif expérimental complet pour la commande du prototype de RTC.

Système complet

Le système complet est commandé par le biais d'un programme exécuté sous le logiciel de calcul numérique Matlab 2013b sur un ordinateur de processeur Intel Core i3-3240 à 3.40 Ghz. Il permet de gérer l'envoi de la consigne à l'unité d'actionnement et d'exploiter le retour du capteur électromagnétique. À travers ce même programme, la loi de commande est implémentée, les données intermédiaires (évolution de la pose, des positions articulaires, de la matrice jacobienne, des positions désirées, de l'erreur, etc.) sont stockées et les différentes courbes sont tracées. Le principe du dispositif expérimental est illustré sur la figure 3.16, montrant les différentes connexions utilisées.

3.3.4.2 Résultats expérimentaux

Afin de valider expérimentalement la loi de commande, nous avons procédé à de nombreux tests dont les résultats sont présentés dans ce paragraphe. En effet, la première étape a été d'adapter le schéma de commande développé pour les simulations numériques (cf. figure 3.6). Ainsi, nous proposons le schéma de commande des RTC en pratique dans la figure 3.17. La particularité dans ce cas consiste, entre autres, dans la mesure de la pose par un capteur électromagnétique. Les variables articulaires \mathbf{q} sont simultanément envoyées aux actionneurs du robot et aux modèles géométrique et cinématique du robot. Nous pouvons alors calculer la matrice jacobienne ${}^b\mathbf{J}$, nécessaire au calcul des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$. Par la suite, il est indispensable de valider la synergie des différentes composantes du dispositif expérimental. Cette validation concerne essentiellement la synchronisation temporelle des différents programmes, de la communication avec les actionneurs et les codeurs des différentes tables, et de la liaison avec le capteur, en passant par celle des calculs numériques du simulateur. Ainsi, une sécurisation de dispositif a été mise en place à l'aide de temps de pauses imposés à chaque sous-programme lié à une fonction (par exemple, attente de fin de mouvement des actionneurs, attente de réponse du capteur, etc.).

Ensuite, la commande appliquée au prototype expérimental a été validée, en utilisant la pseudo-inverse de Moore-Penrose pour l'inversion de ${}^b\mathbf{J}$. Cette méthode a été utilisée en premier lieu durant ces

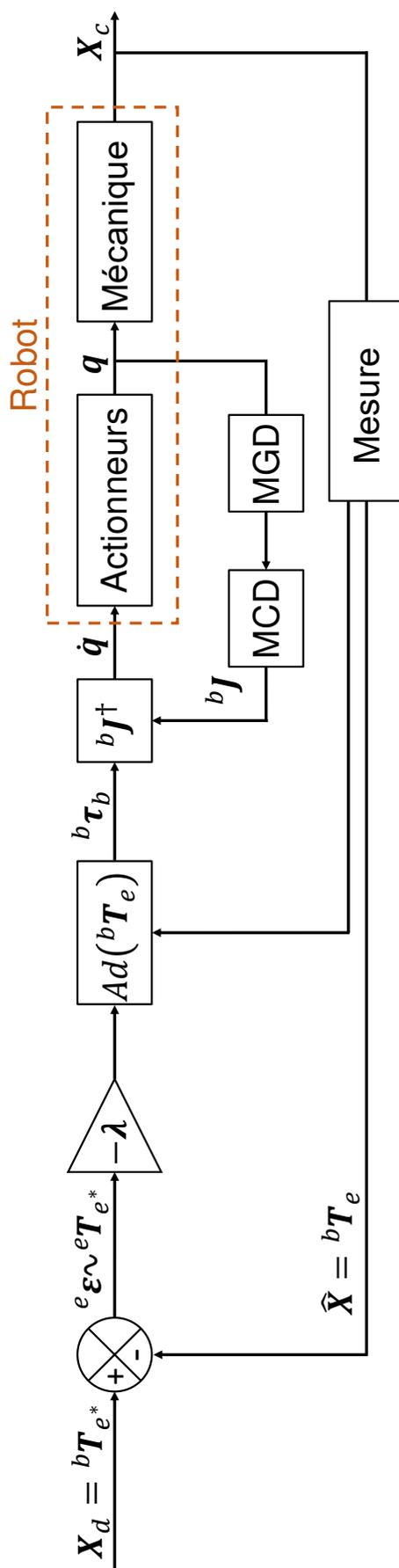


Figure 3.17: Schéma de commande du robot à tubes concentrique en pratique.

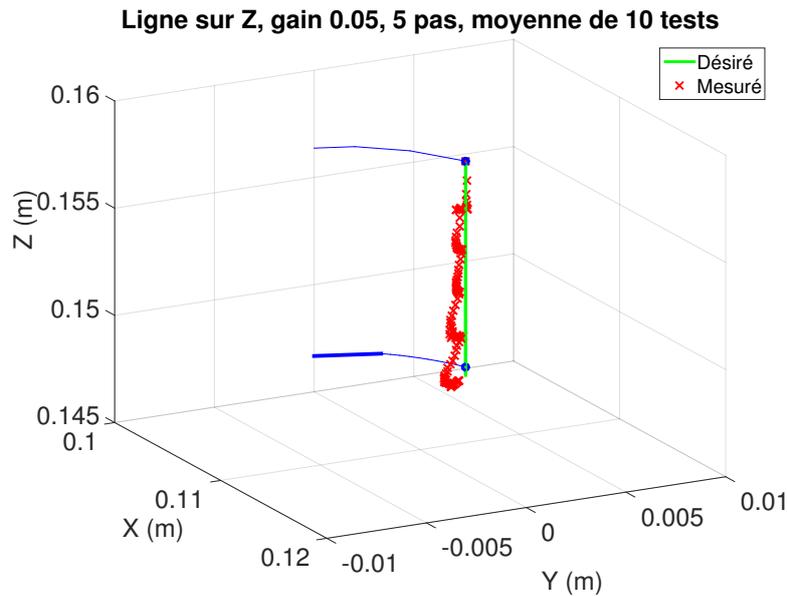


Figure 3.18: Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne de 10 mm le long de l'axe Z_0 .

travaux afin de valider la loi de commande. La mise en pratique d'autres méthodes comme l'amortissement de l'inversion du modèle cinématique en utilisant la mesure de manipulabilité sera traitée dans des travaux futurs. Elle pose un défi intéressant pour retrouver expérimentalement les configurations singulières significatives et impose un coût temporel important par rapport au but de validation de la loi de commande établie.

Par conséquent, la validation de la loi de commande a été effectuée, dans un premier temps, en utilisant des échelons de consignes en position. Dans un second temps, des trajectoires particulières ont été validées. Par abus de langage, nous utilisons le terme "trajectoire" pour identifier une succession de positions discrétisées et équidistantes. Ainsi, la ligne droite de 10 mm le long de l'axe Z_0 dans le sens négatif, présentée sur la figure 3.18, est une succession de 5 positions intermédiaires ; le carré de 10 mm de côté situé dans le plan Y_0-Z_0 et présenté sur la figure 3.19, est constitué de 3 échantillons par côté et parcouru en partant de l'arête en haut à gauche vers le bas ; le cercle de 10 mm de diamètre contenu dans le plan Y_0-Z_0 et présenté sur la figure 3.20, est constitué de 10 points intermédiaires parcourus dans le sens horaire du mouvement ; et le cercle de 10 mm de diamètre dans une configuration quelconque dans l'espace 3D et présenté sur la figure 3.21, est constitué de 20 points intermédiaires, parcourus également dans le sens horaire du mouvement. Finalement, la répétabilité de la commande a été mise en exergue en réitérant chacun de ces tests 10 fois. Suite à ces 10 séries de mesures, les différences entre les moyennes et entre les écarts-types ont été inférieures à 0.03 mm. Ainsi, les résultats illustrés sur les figures 3.18, 3.19, 3.20 et 3.21 présentent la moyenne des positions mesurées durant les 10 séries de mesures. Les principaux résultats quantitatifs de la commande selon les trajectoires effectuées sont, respectivement, résumés par les tables 3.4, 3.5, 3.20 et 3.7.

Une fois ces différentes trajectoires validées, nous nous sommes concentrés sur l'analyse des performances de commande, en choisissant la trajectoire circulaire dans le plan Y_0-Z_0 comme référence. Par conséquent, nous avons évalué la commande selon deux paramètres : le premier porte sur le nombre d'échantillons de la consigne sur la trajectoire désirée et le second concerne la valeur du gain proportionnel de la commande. Pour chaque évaluation, 10 séries de mesures sont effectuées afin de quantifier

Gain du correcteur λ_i	0.05
Pas/longueur (pas/mm)	5/10 = 0.5
Amplitude de l'erreur (mm)	[0 ; 2.37]
EQM $\ \boldsymbol{\varepsilon}\ $ (mm)	1.53
Écart-type $\sigma_{\ \boldsymbol{\varepsilon}\ }$ (mm)	0.55
Vitesse moyenne $\ \mathbf{V}\ $ (mm/s)	0.07
Nombre d'itérations moyen	126

Table 3.4: Résultats de commande pour la trajectoire rectiligne.

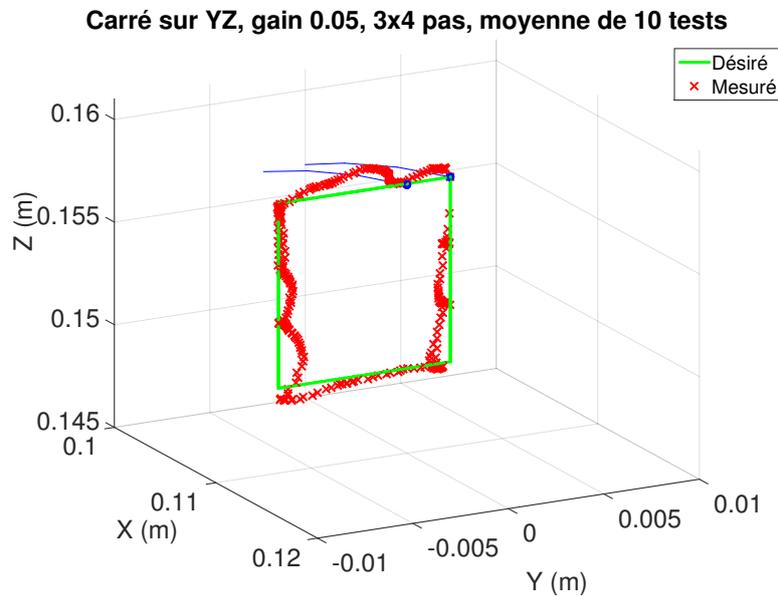


Figure 3.19: Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne d'un carré de 10 mm de côté dans le plan Y_0-Z_0 .

Gain du correcteur λ_i	0.05
Pas/longueur (pas/mm)	12/36 = 0.3
Amplitude de l'erreur (mm)	[-3.08 ; 3.26]
EQM $\ \boldsymbol{\varepsilon}\ $ (mm)	1.64
Écart-type $\sigma_{\ \boldsymbol{\varepsilon}\ }$ (mm)	1.63
Vitesse moyenne $\ \mathbf{V}\ $ (mm/s)	0.09
Nombre d'itérations moyen	317

Table 3.5: Résultats de commande pour la trajectoire carrée.

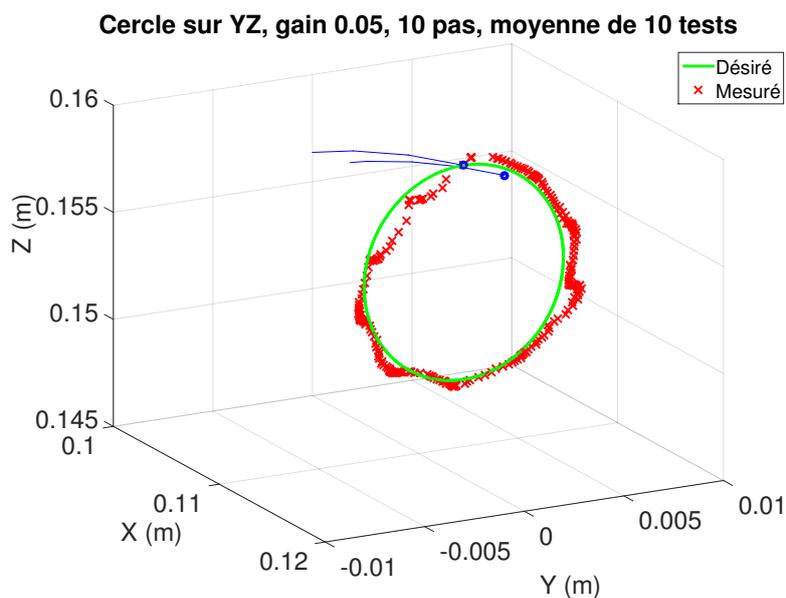


Figure 3.20: Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne d'un cercle de 10 mm de diamètre dans le plan Y_0-Z_0 .

Gain du correcteur λ_i	0.05
Pas/longueur (pas/mm)	$10/31.4 = 0.3$
Amplitude de l'erreur (mm)	$[-3.11 ; 2.82]$
EQM $\ \boldsymbol{\varepsilon}\ $ (mm)	1.56
Écart-type $\sigma_{\ \boldsymbol{\varepsilon}\ }$ (mm)	1.54
Vitesse moyenne $\ \mathbf{V}\ $ (mm/s)	0.1
Nombre d'itérations moyen	271

Table 3.6: Résultats de commande pour la trajectoire circulaire.

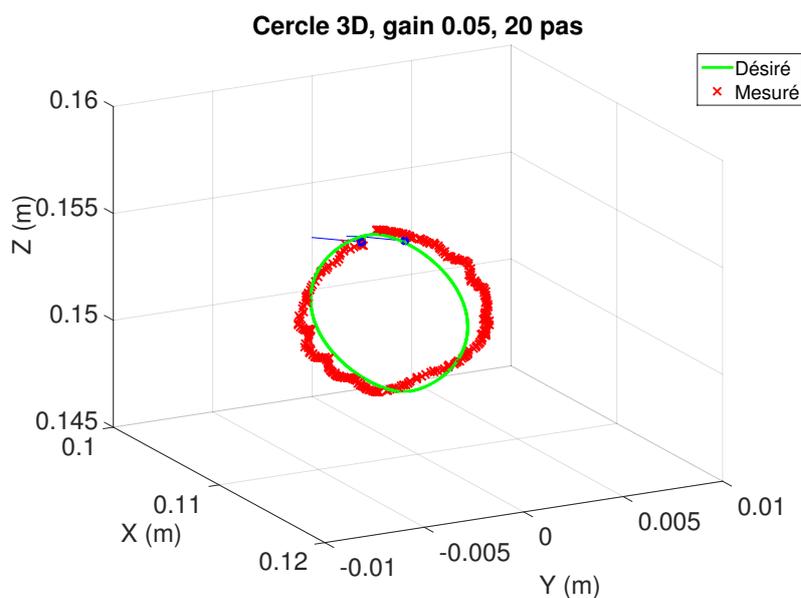


Figure 3.21: Résultats expérimentaux représentant la trajectoire moyenne sur 10 séries de mesures selon une consigne d'un cercle de 10 mm de diamètre dans l'espace 3D.

Gain du correcteur λ_i	0.05
Pas/longueur (pas/mm)	10/23.2 = 0.4
Amplitude de l'erreur (mm)	[-1.99 ; 1.66]
EQM $\ \bar{\boldsymbol{\varepsilon}}\ $ (mm)	1.01
Écart-type $\sigma_{\ \boldsymbol{\varepsilon}\ }$ (mm)	0.99
Vitesse moyenne $\ \bar{\mathbf{V}}\ $ (mm/s)	0.06
Nombre d'itérations moyen	374

Table 3.7: Résultats de commande pour la trajectoire circulaire dans l'espace 3D.

Gain du correcteur λ_i	0.05	0.1	0.25
Nombre de points intermédiaires	10		
Amplitude de l'erreur (mm)	[-3.10 ; 2.63]	[-3.35 ; 2.87]	[-5.01 ; 5.49]
EQM $\ \bar{\boldsymbol{\varepsilon}}\ $ (mm)	1.56	2.28	3.01
Écart-type $\sigma_{\ \boldsymbol{\varepsilon}\ }$ (mm)	1.54	2.19	1.47
Vitesse moyenne $\ \bar{\mathbf{V}}\ $ (mm/s)	0.099	0.182	0.112

Table 3.8: Résultats de commande en fonction du gain de la commande pour la trajectoire circulaire désirée.

au mieux la répétabilité et s'assurer de la fiabilité des résultats.

En effet, pour la première campagne de tests, nous avons mesuré l'effet du gain de correction λ_i sur les performances de commande selon la trajectoire circulaire désirée, tels que $\lambda_i \in \{0.05 ; 0.1 ; 0.25\}$. La figure 3.22 montre les résultats expérimentaux de cette évaluation.

D'après les résultats présentés dans la table 3.8, nous remarquons que les meilleures performances sont établies au premier test en choisissant un gain $\lambda_i = 0.05$ le long de la trajectoire circulaire (dans le plan Y_0-Z_0) désirée (cf. figure 3.22a). L'erreur quadratique moyenne (EQM) est environ deux fois moins importante que pour le troisième test avec $\lambda_i = 0.25$, dans les mêmes conditions. Aussi, pour ce premier test, l'amplitude maximale de l'erreur n'a pas dépassé 3.10 mm, contrairement à 5.49 mm pour le troisième. Le même compromis entre la précision et la rapidité est mis en évidence dans cette campagne de tests, également. En effet, la vitesse moyenne atteinte est environ deux fois moins importante pour le premier test que pour le second.

Ainsi, le gain choisi $\lambda_i = 0.05$ permet le meilleur compromis entre rapidité et précision de la commande. Cette valeur de gain a été fixée pour tous les tests suivants (mais aussi pour ceux précédemment réalisés). Son augmentation a conduit à la dégradation considérable des performances de commande. Par ailleurs, bien que l'augmentation de la vitesse moyenne soit préférable, nous préconisons la précision comme critère principal afin de fiabiliser au mieux la commande.

Dans la seconde campagne de tests, nous avons mesuré l'effet du choix de la discrétisation de la trajectoire, en appliquant 10, 20 et 40 points intermédiaires dans la trajectoire circulaire désirée. Cette évaluation est illustrée par la figure 3.23, qui montre les résultats expérimentaux associés.

D'après les résultats présentés dans la table 3.9, nous remarquons que les meilleures performances sont établies au troisième test en choisissant 40 points intermédiaires le long de la trajectoire circulaire (dans le plan Y_0-Z_0) désirée (cf. figure 3.23c). L'erreur quadratique moyenne de l'erreur est environ 2 fois moins importante que pour le premier test avec 10 points intermédiaires, dans les mêmes conditions.

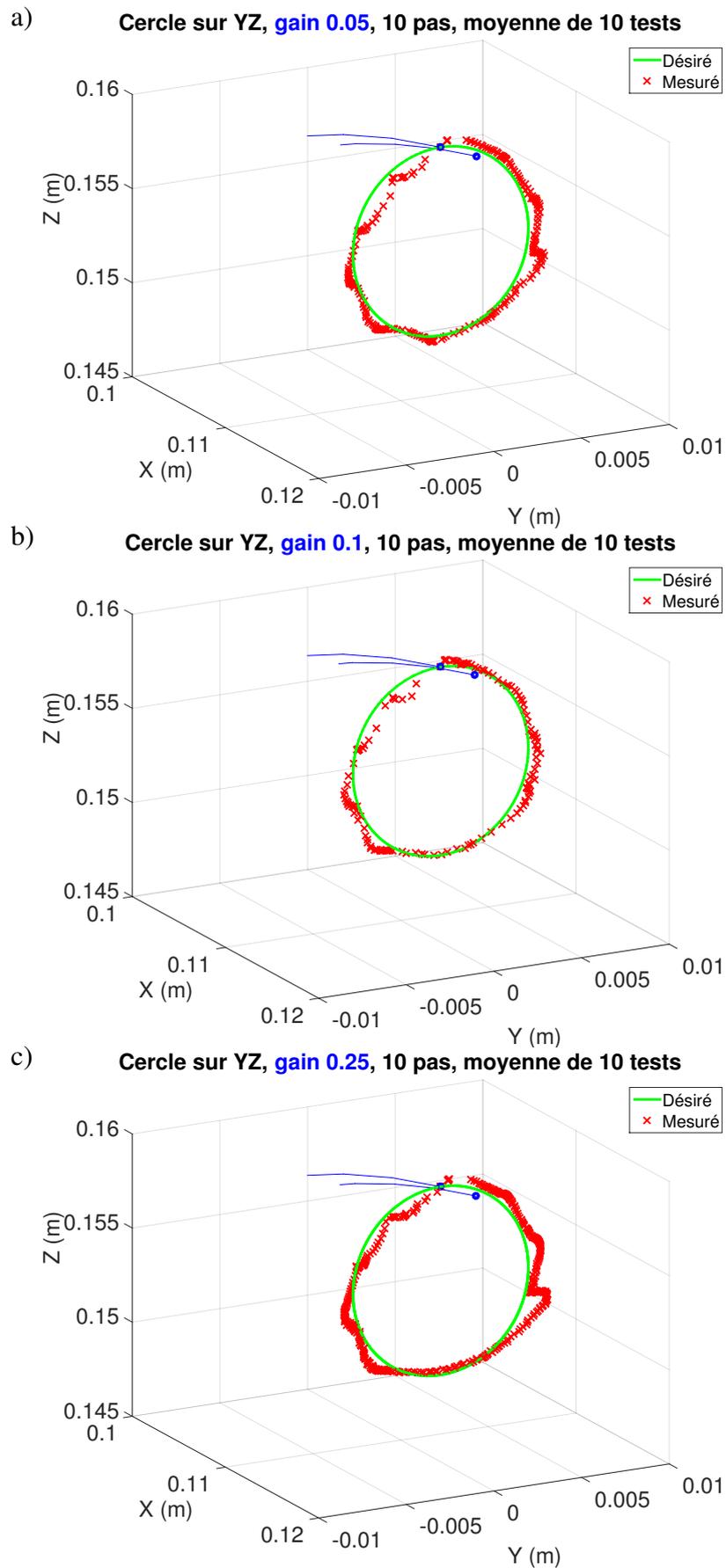


Figure 3.22: Effet du changement du gain proportionnel de la commande.

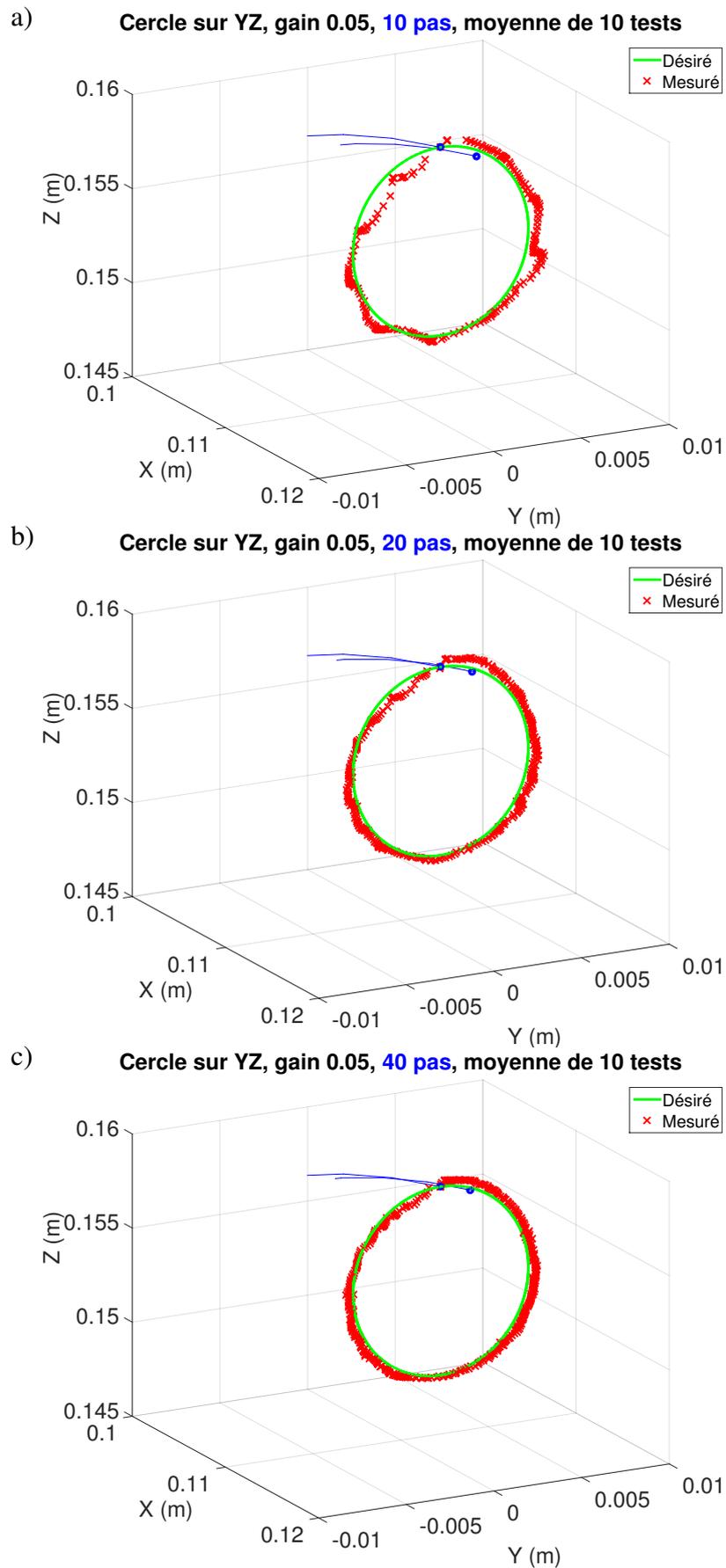


Figure 3.23: Effet du changement du nombre de points intermédiaires de la trajectoire désirée.

Nombre de points intermédiaires	10	20	40
Gain du correcteur λ_i	0.05		
Amplitude de l'erreur (mm)	$[-3.10 ; 2.63]$	$[-1.79 ; 1.55]$	$[-1.16 ; 1.21]$
EQM $\ \bar{\boldsymbol{\varepsilon}}\ $ (mm)	1.56	1.04	0.86
Écart-type $\sigma_{\ \boldsymbol{\varepsilon}\ }$ (mm)	1.54	1.03	0.82
Vitesse moyenne $\ \bar{\mathbf{V}}\ $ (mm/s)	0.1	0.07	0.06

Table 3.9: Résultats de commande en fonction du nombre de points intermédiaires de la trajectoire circulaire désirée.

En rappelant les limites de précision de système de mesure, annoncée à 0.48 mm en moyenne par le constructeur, nous pouvons considérer les précisions obtenues comme satisfaisantes. Aussi, pour ce dernier test, l'amplitude maximale de l'erreur n'a pas dépassé 1.21 mm , contrairement à 3.10 mm pour le premier. Néanmoins, la vitesse moyenne est trivialement plus faible dans le troisième, et a atteint 0.06 mm/s , environ deux fois moins que celle du premier test avec 10 points intermédiaires.

Ainsi, un échantillonnage fin de la trajectoire désirée est préféré pour réaliser une commande plus précise. Suite à cet échantillonnage, nous avons atteint les meilleures performances en suivi de trajectoire (discrétisée) en 2D et en 3D (6 DDL) à ce jour⁴, en tenant compte de la précision du système de mesure. De plus, nous avons gardé l'enveloppe de l'amplitude de l'erreur dans des limites satisfaisantes ($< 1.21\text{ mm}$). Pour le contexte applicatif du RTC, nous estimons que ces performances de précision, de répétabilité et de fiabilité sont plus importantes, bien que le temps d'exécution de la tâche soit élevé.

3.3.5 Conclusion intermédiaire

La commande cartésienne des RTC standards par le biais de la cinématique inverse a été validée dans ce paragraphe, et ses performances ont été analysées. Les expériences menées ont permis un suivi de chemin de l'organe terminal du robot à une précision de $0.86 \pm 0.82\text{ mm}$ et une erreur maximale de 1.21 mm . Ces résultats nous permettent de valider une commande cartésienne fiable des RTC standards, qui s'inscrit dans un spectre très restreint d'équipes de recherche étant parvenues à de telles précisions de positionnement, avec les meilleures performances, à ce jour, en suivi de trajectoire discrétisée dans notre cas. De plus, l'analyse de performances telle que la précision par rapport à une trajectoire de référence se distingue des travaux prédécesseurs dans le domaine, avec une analyse statistique des résultats, en contraste avec des résultats plus sporadiques selon des trajectoires particulières, sans tests de répétabilité, et très souvent limités à une évaluation qualitative (cf. table 1.4).

Néanmoins, nous avons démontré, aussi bien à travers le simulateur que la validation expérimentale, que les performances de commande dépendent fortement de la pose initiale du robot (isotropie très faible des RTC standards, manipulabilité variable selon les directions désirées du mouvement) et de la forme de la trajectoire désirée. En effet, cet effet est illustré dans la disparité de la qualité de suivi des côtés du carré (cf. figure 3.5).

Ces problématiques cinématiques liées à la structure des RTC standards et leurs impacts sur la commande cartésienne, nous ont menés à introduire la commande cartésienne des RTC à changement de courbure. Ainsi, nous nous proposons, dans la partie suivante, de valider leur commande en utilisant,

4. Les meilleures que nous ayons trouvées dans la littérature sont celles de Webster *et al.* [293] obtenues pour un asservissement de la position (3 DDL), sans suivi de chemin (cf. table 1.4)

notamment, les degrés de redondance supplémentaires, démontrés dans le chapitre 2.

3.4 Commande cartésienne des robots à tubes concentriques à changement de courbure

Bien que le développement technologique des structures complètes des RTC à actionnement embarqué soit extrêmement exigeant en temps et en ressources humaines et technologiques, et bien qu'il soit tributaire de l'avancement au-delà de l'état de l'art actuel, nous développons dans ce paragraphe leurs lois de commande associées. À l'instar de l'analyse cinématique introduite dans le chapitre 2, la commande des RTC à changement de courbure est introduite d'une manière générique, qui peut être appliquée à toute autre technologie d'actionnement de courbure (par exemple par des actionneurs à câbles, pneumatiques, à base d'AMF, etc.), du moment que la loi de transduction associée est connue. La particularité, dans le cas des RTC à changement de courbure, consiste en la redondance des structures proposées. Nous proposons donc une commande tenant compte de la gestion de redondance à travers la hiérarchie de tâches.

Nous introduisons dans ce paragraphe, la loi de commande et les simulations numériques relatives aux structures de RTC à changement de courbure unidirectionnel, dans un premier lieu, et bidirectionnel, dans un second temps.

3.4.1 Loi de commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure

Nous entamons cette partie par la description de la loi de commande relative aux RTC à changement de courbure, indépendamment du fait qu'il soit unidirectionnel ou bidirectionnel. Dans ces deux cas, les structures sont redondantes en actionnement et leur degré de redondance est de 3, comme démontré dans la partie 2.3. Ainsi, la loi de commande établie dans le paragraphe 3.3.1, relative à un système totalement contraint (6 actionneurs et 6 DDL pour les RTC standards) ne propose qu'une solution particulière pour le cas des RTC à changement de courbure. La gestion de la redondance doit être adressée et introduite dans la loi de commande afin de pouvoir exploiter les trois degrés d'actionnement libres (au moins, dans le cas d'une consigne en pose complète). Cette utilisation peut être établie afin d'accomplir des tâches secondaires, qui ne s'opposent jamais, par structure, à la tâche principale. Cette dernière est généralement choisie comme le positionnement, tel que nous l'avons effectué pour les RTC standards. La tâche secondaire permet d'introduire des contraintes supplémentaires à respecter, comme par exemple la minimisation de l'énergie du système, la définition de butées virtuelles, ou bien la pondération de l'utilisation de certains actionneurs par rapport à d'autres.

Ainsi, l'explication mathématique de ces tâches secondaires provient du fait de leur projection sur le noyau de la matrice jacobienne du robot ${}^b\mathbf{J}$, qui est structurellement redondante dans le cas discuté dans cette partie. Le noyau, noté $\ker({}^b\mathbf{J})$, permet alors d'accéder aux vitesses des actionneurs libres pendant l'accomplissement de la tâche principale. Nous pouvons noter ici que si les 6 DDL de l'organe terminal du robot sont commandés, au moins 3 actionneurs pourront être utilisés en parallèle sans nuire à cette tâche principale. Mais selon les cas, plus d'actionneurs pourront être libres, par exemple pour une commande en position uniquement.

En rappelant la loi de commande cartésienne des RTC standards (équation (3.31)), nous introduisons

la tâche secondaire h en la projetant sur le noyau de la matrice jacobienne par le biais du projecteur orthogonal $(\mathbf{I} - \mathbf{J}^\dagger \mathbf{J})$, ce qui permet d'écrire :

$$\dot{\mathbf{q}} = -\lambda {}^b \mathbf{J}^\dagger \text{Ad}({}^b \mathbf{T}_e) {}^e \boldsymbol{\varepsilon} - \mu (\mathbf{I} - {}^b \mathbf{J}^\dagger {}^b \mathbf{J}) \nabla h(\mathbf{q}) \quad (3.34)$$

où le premier terme provient de la commande cartésienne classique (solution particulière), et ∇ est l'opérateur gradient appliqué à une fonction $h(\mathbf{q})$ continue définie positive, décrivant les contraintes supplémentaires, tel que :

$$\nabla h(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} \frac{\delta h(\mathbf{q})}{\delta q_1} \\ \vdots \\ \frac{\delta h(\mathbf{q})}{\delta q_N} \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

Par exemple, ces contraintes peuvent être définies dans l'espace articulaire, comme la tâche de variation homogène des actionneurs [297], de sorte que :

$$h_1(\mathbf{q}) = \frac{1}{2} (q_1 - 2q_2 + q_3)^2 \quad (3.36)$$

dans le cas où trois actionneurs q_i ($i \in \{1..3\}$) doivent varier de manière homogène. Nous pouvons également proposer la tâche d'éloignement aux butées, définie par :

$$h_2(\mathbf{q}) = \sum \left(\frac{q_i - q_i^{moy}}{\Delta q_i} \right)^2 \quad (3.37)$$

où $\Delta q_i = q_i^{max} - q_i^{min}$ est l'amplitude maximale du mouvement de l'actionneur q_i . Dans un autre exemple, la tâche secondaire peut contenir une mesure de la manipulabilité à améliorer au cours de l'accomplissement de la tâche principale, définie par :

$$h_3(\mathbf{q}) = \sqrt{\det({}^b \mathbf{J} {}^b \mathbf{J}^\dagger)} \quad (3.38)$$

Nous commençons, d'abord, par valider la modélisation et la loi de commande des RTC à changement de courbure. En effet, la première étape est l'identification de l'espace de convergence de la loi de commande pour chacune des structures introduites. Ensuite, nous évaluons la robustesse de cette commande en appliquant des bruits de mesure. Finalement, nous intégrons une tâche secondaire identifiée dans la littérature et en analysons les effets sur la commande cartésienne. Les seuils de tolérance sont identiques à ceux utilisés pour les RTC standards : $\varepsilon_{lim_{pos}} = 250 \mu m$ pour la position et $\varepsilon_{lim_{or}} = 0.15^\circ$ pour l'orientation. Le gain de la commande $\lambda_i = 0.005$ pour tout $i \in \{1..6\}$ est également conservé. Il est à rappeler ici que le découplage des consignes en position de celles en orientation est introduit par abus de langage. En effet, à l'instar des RTC standards, bien qu'une consigne en position soit appliquée, la régulation à 0 de l'orientation est réellement effectuée afin de la garder identique à celle initiale, et inversement si une consigne en orientation est appliquée.

Configuration	Selon l'axe X_e	Selon l'axe Y_e	Selon l'axe Z_e
1	$[-25; 12]$	$[-13; 13]$	$[-11; 11]$
2	$] - 30; 30[$	$] - 30; 30[$	$] - 30; 30[$

Table 3.10: Amplitude maximale de consigne en position (en mm) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel.

Configuration	Autour de l'axe X_e	Autour de l'axe Y_e	Autour de l'axe Z_e
1	$[-5; 5]$	$[-5; 6]$	$] - 30; 30[$
2	$[-11; 25]$	$[-27; 30[$	$[-29; 5]$

Table 3.11: Amplitude maximale de consigne en orientation (en $^\circ$) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel.

3.4.2 Commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure unidirectionnel

Pour rappel, la structure des RTC à changement de courbure unidirectionnel est décrite dans le paragraphe 2.3.1. Il s'agit d'une structure PRCuPRCuPRCu, redondante, possédant 9 actionneurs et 6 DDL. Nous introduisons la commande cartésienne depuis deux configurations initiales, similaires à celles utilisées pour la commande des RTC standards (cf. figure 3.7). En effet, la configuration 1 est telle qu'aucune rotation n'est appliquée à la base du robot ($\alpha_i = 0^\circ$ pour tout $i \in \{1..3\}$) et la configuration 2 est telle que ($\alpha_1 = 20^\circ$, $\alpha_2 = -70^\circ$ et $\alpha_3 = 60^\circ$).

3.4.2.1 Consignes en position

Les amplitudes maximales des échelons de consignes en position appliqués depuis les deux configurations initiales des RTC à changement de courbure unidirectionnel (cf. figure 3.7) sont résumées par la table 3.10.

Les résultats de la table 3.10 démontrent que les amplitudes des consignes admissibles pour la structure de RTC à changement de courbure unidirectionnel sont nettement plus importantes que celles des RTC standards (table 3.1). En particulier, pour la seconde configuration initiale, des amplitudes de consigne supérieures à 30 mm selon les trois directions sont possibles.

Par ailleurs, nous avons remarqué, d'après les résultats de simulation de la commande des RTC à changement de courbure unidirectionnel, que le mouvement de l'organe terminal est rectiligne et que la convergence de l'erreur est exponentielle selon toutes les directions testées. Elle s'établit en moins de 1500 itérations.

3.4.2.2 Consignes en orientation

Nous identifions également dans ce paragraphe l'espace de convergence de la commande cartésienne selon les consignes en orientation. Les amplitudes maximales des échelons appliqués depuis les deux configurations initiales sont résumées par la table 3.11.

Comme le cas des consignes en position, nous avons remarqué les mêmes performances de convergence exponentielle de la loi de commande. Par ailleurs, cette tâche s'effectue en respectant une variation

continue des variables articulaires et selon le même ordre de grandeur des itérations nécessaires (moins de 1500).

3.4.2.3 Consignes en pose 3D

Nous présentons dans ce paragraphe les simulations de la commande cartésienne du RTC à changement de courbure unidirectionnel selon des consignes complètes en pose 3D. Pour chaque configuration initiale, nous proposons deux consignes différentes. Les seuils de tolérance choisis restent inchangés. Dans toutes les figures des simulations de la commande des RTC à changement de courbure unidirectionnel, l'évolution des variables est présentée où l'erreur en position ϵ_{pos} , les actionneurs de translation ρ_i et les longueurs de segments ℓ_j sont en mètres, l'erreur en orientation ϵ_{or} , les actionneurs de rotation α_i et les angles des plans d'équilibre relatifs des segments $\Delta\phi_j$ sont en radians, les tensions d'actionnement des électrodes de PEA v_i sont en volts, les courbures des segments κ_j sont en m^{-1} et la manipulabilité est sans dimension. Les traits continus bleus peuvent désigner l'axe X ou l'indice 1, les traits mixtes rouges l'axe Y ou l'indice 2 et les traits interrompus magenta l'axe Z ou l'indice 3. Ainsi, nous présentons la commande cartésienne selon deux consignes en pose complète pour chacune des configurations initiales.

D'après les figures 3.24 à 3.27, les mêmes convergences exponentielles sont établies dans tous les exemples. Elles ont été effectuées en changeant les directions du mouvement, selon les trois directions de translation et les trois directions de rotation. Nous remarquons également que les variables articulaires restent dans des limites tolérables telles que $|v_i| < 2 V$ et $|\rho_i| < 120 mm$, pour tout $i \in \{1..3\}$. Par ailleurs, leurs variations sont continues et la résolution requiert moins de 3 secondes. Ainsi, moyennant un temps d'échantillonnage et une interprétation temporelle adéquats, les mouvements effectués sont raisonnables et ces exemples sont envisageables dans un prototype. Ainsi, la modélisation présentée dans le chapitre 2 et la loi de commande cartésienne classique (3.31) sont validées pour le RTC à changement de courbure unidirectionnel.

3.4.3 Commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure bidirectionnel

Nous rappelons que la structure des RTC à changement de courbure bidirectionnel est décrite dans le paragraphe 2.3.2. Il s'agit d'une structure P2CuP2CuP2Cu, redondante, proposant 9 actionneurs et 6 DDL. De manière similaire aux RTC à changement de courbure unidirectionnel, nous appliquons la loi de commande cartésienne établie dans l'équation (3.31). L'espace de convergence selon les consignes en position et en orientation est donc défini depuis les deux configurations initiales représentées sur la figure 3.28 telles que :

- Configuration 1 : les composantes de courbure de chaque segment sont égales et positives (actionnées dans la même direction) avec $v_{x,i} = v_{y,i} > 0$ pour tout $i \in \{1..3\}$;
- Configuration 2 : les composantes de courbure de chaque segment sont égales en amplitude avec $v_{x,1} = -v_{y,1} > 0$, $v_{x,2} = v_{y,2} > 0$ et $v_{x,3} = v_{y,3} < 0$.

Les seuils des erreurs en position ($\epsilon_{lim_{pos}} = 250 \mu m$) et en orientation ($\epsilon_{lim_{or}} = 0.15^\circ$), ainsi que le gain de la commande $\lambda_i = 0.005$ (pour tout $i \in \{1..6\}$) restent inchangés. Il est utile de rappeler que les termes "consigne en position" et "consigne en orientation" ne restreignent pas les dimensions de la résolution du problème ($SE(3)$), car dans chacun des cas, l'orientation ou la position initiales sont

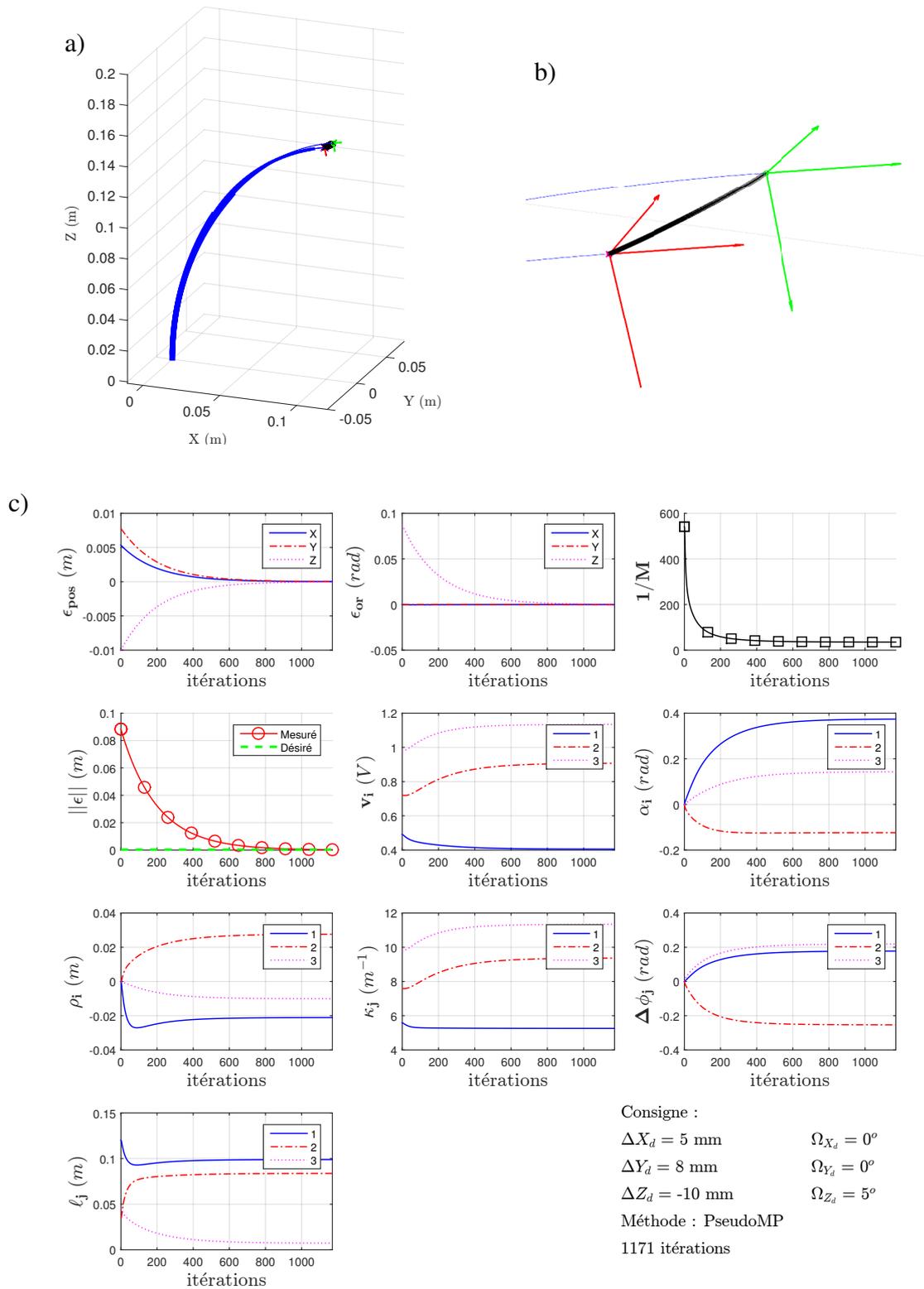


Figure 3.24: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

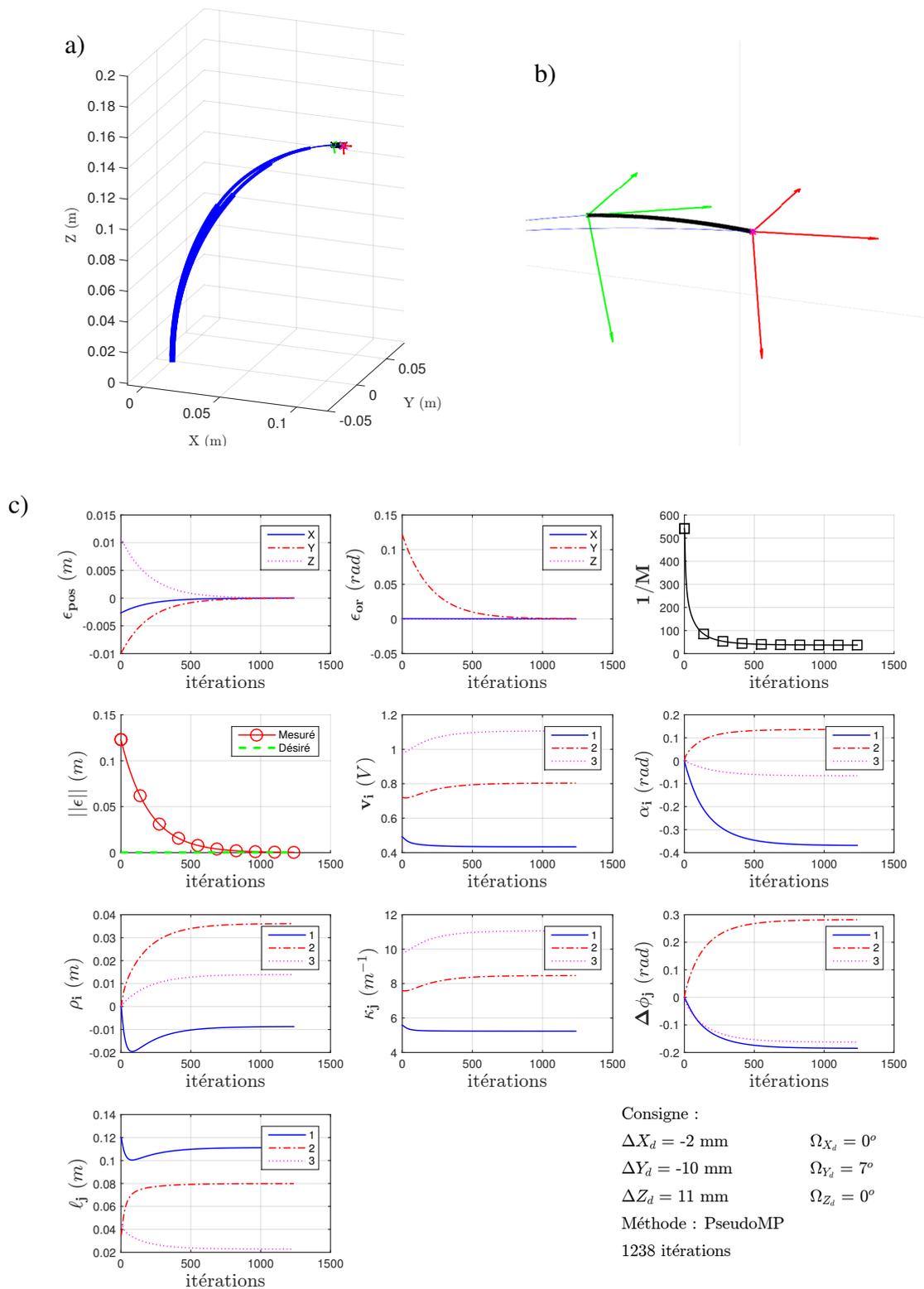


Figure 3.25: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -2 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 11 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 7^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

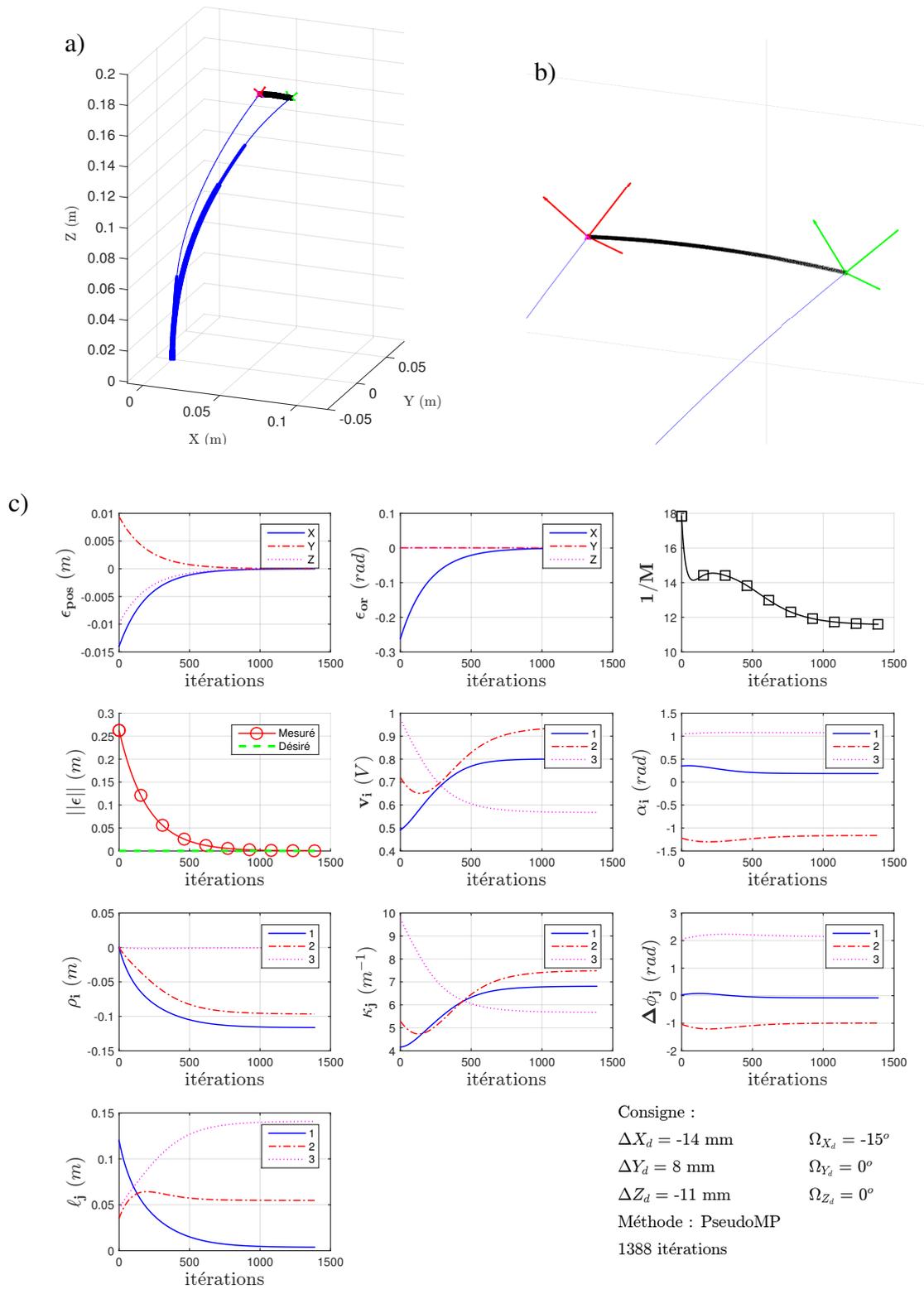


Figure 3.26: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -14 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -11 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -15^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

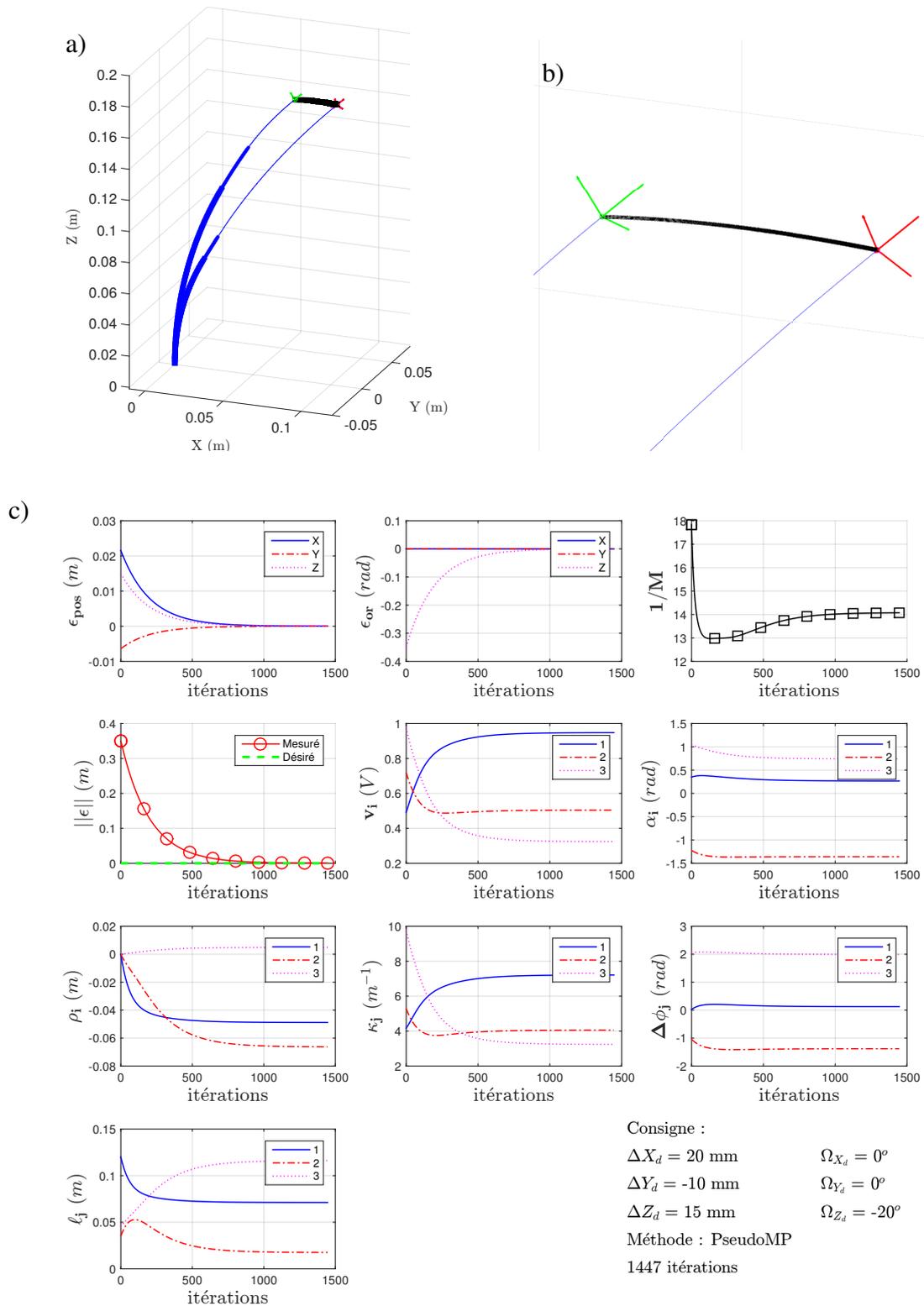


Figure 3.27: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 20 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 15 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = -20^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

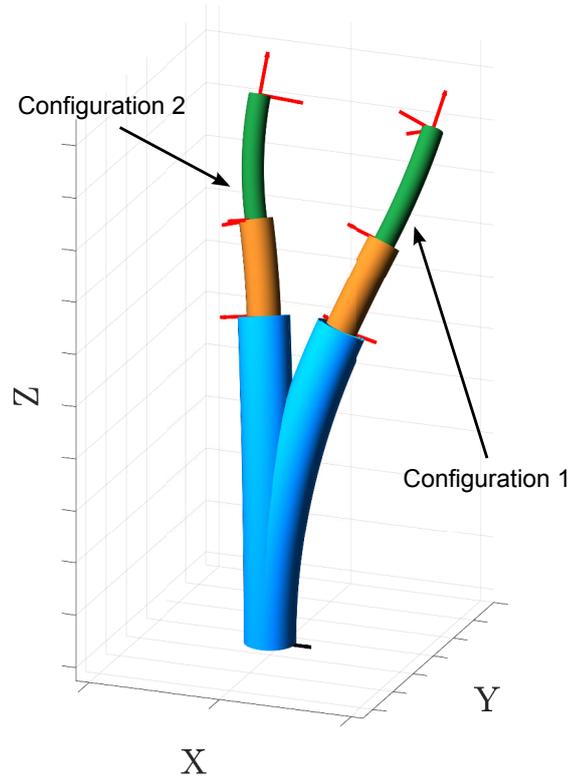


Figure 3.28: Vue 3D des deux configurations initiales depuis lesquelles sont effectuées les simulations de commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel.

Configuration	Selon l'axe X_e	Selon l'axe Y_e	Selon l'axe Z_e
1	$] - 30; 7]$	$[- 13; 13]$	$[- 13; 12]$
2	$] - 30; 30[$	$] - 30; 7]$	$] - 30; 30[$

Table 3.12: Amplitude maximale de consigne en position (en *mm*) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel.

asservies au cours du mouvement, respectivement.

3.4.3.1 Consignes en position

Les amplitudes maximales des échelons de consignes en position, appliqués depuis les deux configurations initiales de la figure 3.28, sont résumées par la table 3.12.

À l'instar des amplitudes admissibles pour le RTC à changement de courbure unidirectionnel (*cf.* table 3.10), les résultats de la table 3.12 démontrent que celles du RTC à changement de courbure bidirectionnel sont plus importantes que celles du RTC standard (*cf.* table 3.1).

3.4.3.2 Consignes en orientation

Nous effectuons dans ce paragraphe les simulations de la commande cartésienne du RTC à changement de courbure bidirectionnel selon des consignes en orientation. Les amplitudes maximales des

Configuration	Autour de l'axe X_e	Autour de l'axe Y_e	Autour de l'axe Z_e
1	$[-6; 6]$	$[-3; 30[$	$] - 30; 30[$
2	$] - 30; 3]$	$[-20; 14]$	$] - 30; 14]$

Table 3.13: Amplitude maximale de consigne en orientation (en $^\circ$) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel.

échelons appliqués depuis les deux configurations initiales sont résumées par la table 3.13.

De manière similaire aux RTC à changement de courbure unidirectionnel, l'espace de convergence des RTC à changement de courbure bidirectionnel est élargi par rapport à celui des RTC standards. Ce résultat est en cohérence avec l'analyse théorique des modèles, développée dans le chapitre 2. En particulier, la manipulabilité globale supérieure dans le cas des RTC à changement de courbure bidirectionnel est validée par leur capacité à mieux engendrer des vitesses selon les différentes directions de l'espace, en contraste avec les RTC standards.

3.4.3.3 Consignes en pose 3D

Nous présentons dans ce paragraphe les simulations de la commande cartésienne du RTC à changement de courbure bidirectionnel selon des consignes en pose 3D complètes. Pour chaque configuration initiale, nous proposons deux consignes différentes. Dans les figures des simulations de la commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel, l'évolution des variables est présentée où l'erreur en position ε_{pos} , les actionneurs de translation ρ_i et les longueurs de segments ℓ_j sont en mètres, l'erreur en orientation ε_{or} et les angles des plans d'équilibre relatifs des segments $\Delta\phi_j$ sont en radians, les tensions d'actionnement des électrodes de PEA $v_{x,i}$ et $v_{y,i}$ sont en volts, les courbures des segments κ_j sont en m^{-1} et la manipulabilité est sans dimension. Les traits continus bleus désignent l'axe X ou l'indice 1, les traits mixtes rouges l'axe Y ou l'indice 2 et les traits interrompus magenta l'axe Z ou l'indice 3.

Dans les figures 3.29 à 3.32, nous pouvons distinguer une convergence exponentielle selon les différentes directions de mouvement (translation et rotation). Nous remarquons également les variations continues des actionneurs qui peuvent être appliquées sur un système réel dès lors que l'interprétation adéquate du temps d'échantillonnage est fournie. En effet, les variables articulaires restent dans des limites tolérées par la plupart des actionneurs disponibles, telles que $|v_{x,i}| < 1 V$, $|v_{y,i}| < 1 V$ et $|\rho_i| < 50 mm$. La résolution de ces différentes commandes du RTC à changement de courbure bidirectionnel n'a pas dépassé les 1500 itérations, équivalentes à 4 secondes environ. Ainsi, les modèles géométrique et cinématique associés et la loi de commande cartésienne de l'équation (3.31) sont validés pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel.

Ces premiers résultats de commande cartésienne ne prennent pas en considération l'effet des bruits, qui seraient présents lors d'une future validation expérimentale. Par ailleurs, ces simulations n'utilisent pas la redondance des RTC à changement de courbure bidirectionnel et laissent la gestion des actionneurs utilisés au calcul numérique de la pseudo-inverse de Moore-Penrose. Ainsi, le paragraphe suivant traite ces deux problématiques.

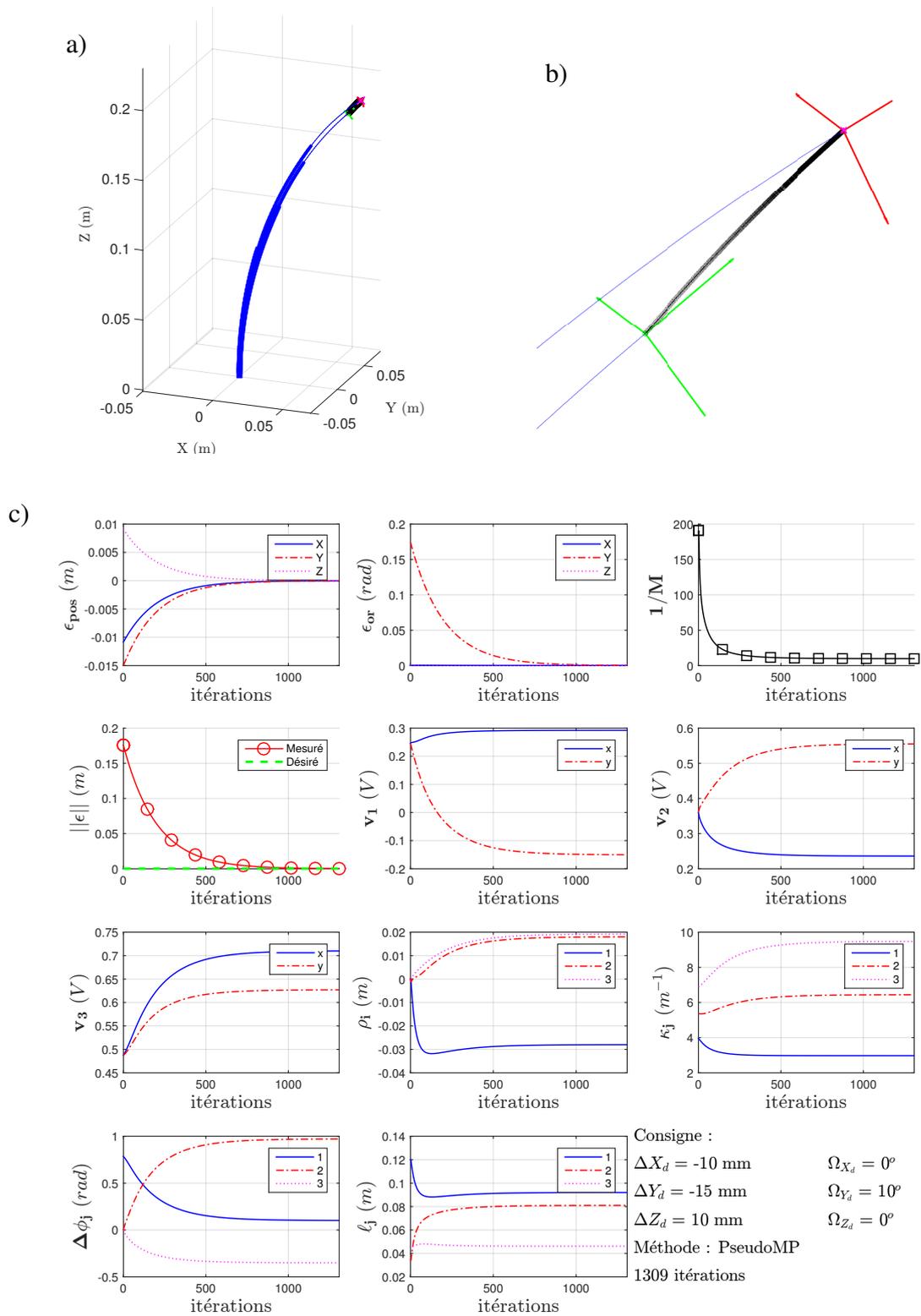


Figure 3.29: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -10 \text{ mm}$, $\Delta Y = -15 \text{ mm}$, $\Delta Z = 10 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 10^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

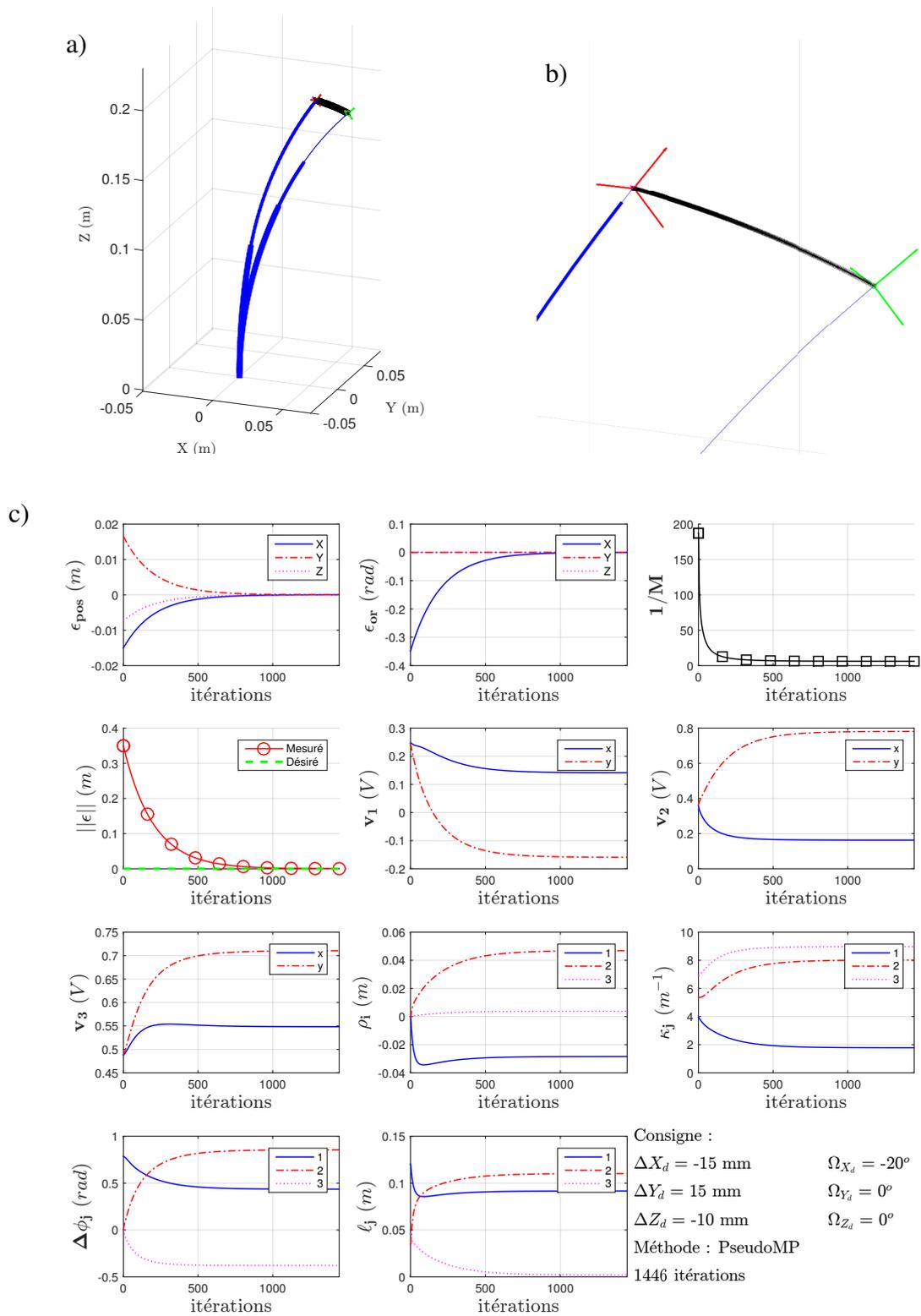


Figure 3.30: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -15 \text{ mm}$, $\Delta Y = 15 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -20^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

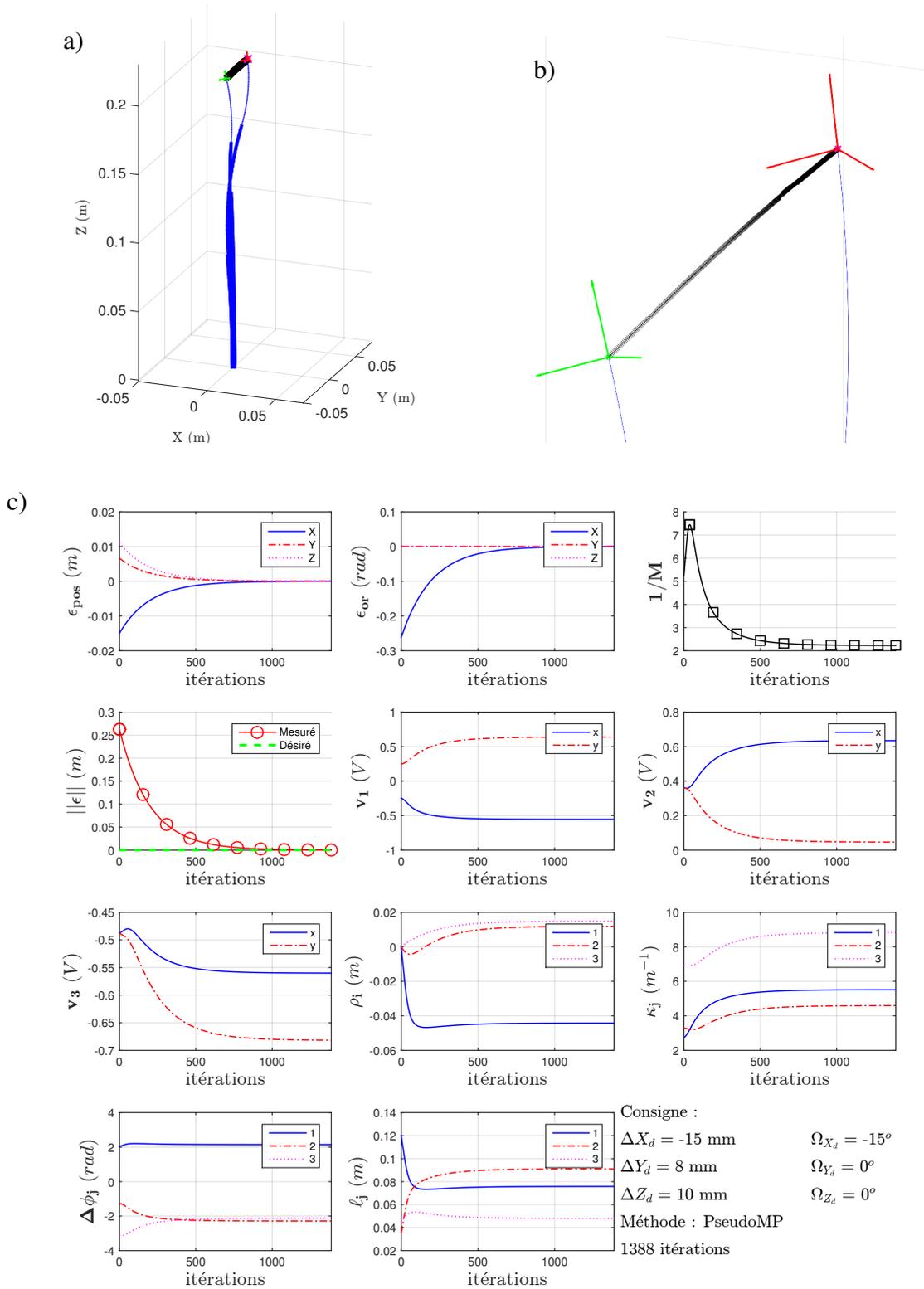


Figure 3.31: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -15 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = 10 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -15^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

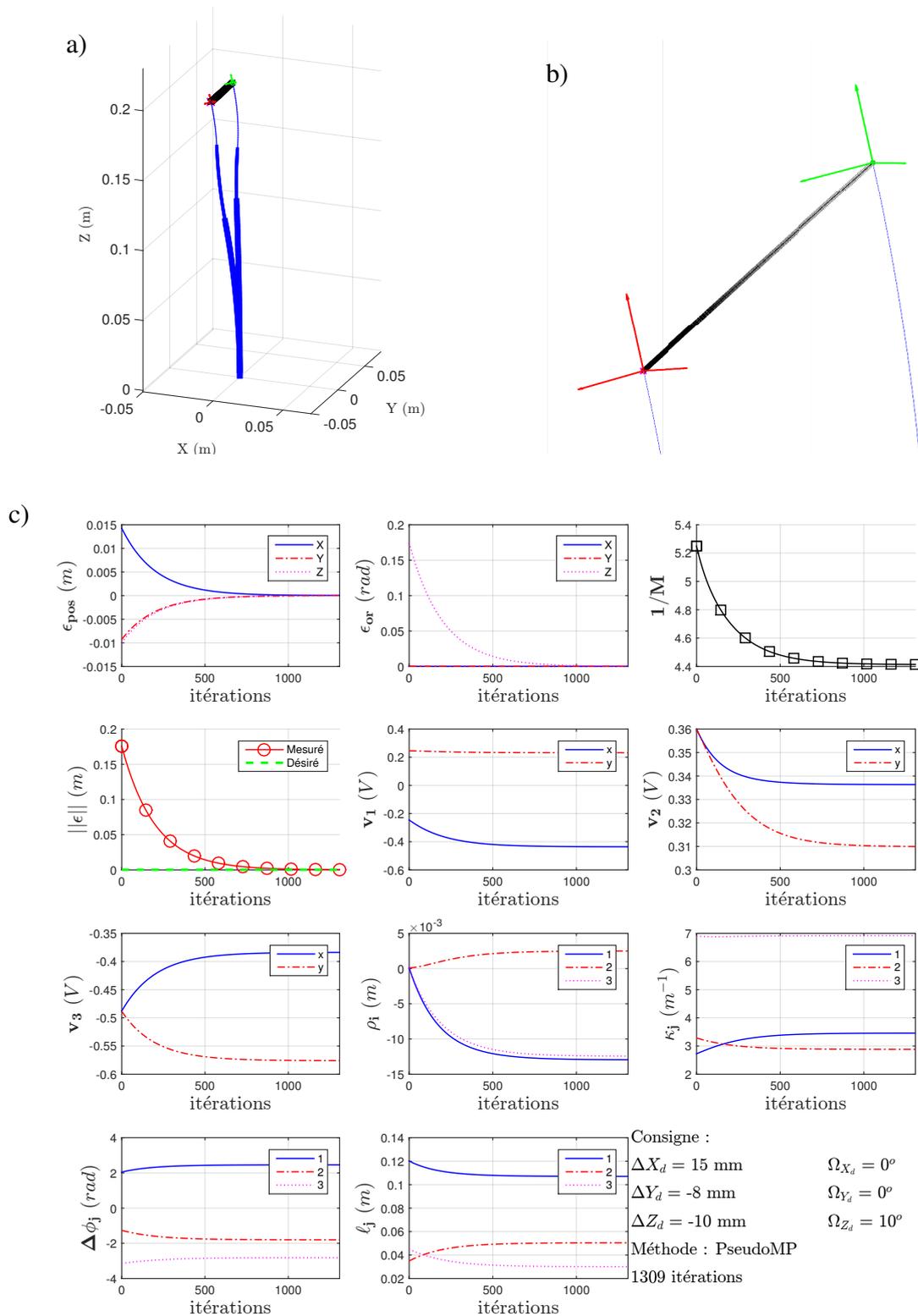


Figure 3.32: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

3.4.4 Évaluation de la commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure sous l'effet des bruits de mesure

À l'instar de l'analyse de l'effet des bruits de mesure effectuée pour les RTC standards, nous présentons dans ce paragraphe leur effet sur les RTC à changement de courbure. Bien que leur développement technologique ne soit pas complet, cette étude nous permet de valider leur loi de commande dans des conditions plus réalistes. Par conséquent, nous reprenons les caractéristiques du capteur utilisé dans la validation expérimentale des RTC standards.

3.4.4.1 Effet des bruits de mesure sur la commande des RTC à changement de courbure unidirectionnel

Nous appliquons les mêmes bruits de mesure de pose $\delta\mathbf{X}$ que ceux utilisés pour les simulations de la commande des RTC standards, soit un bruit de mesure de position $\delta\mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$ et celui de la mesure d'orientation $\delta\mathbf{X}_{or} = \pm 0.3^\circ$. Nous reprenons donc, deux exemples de commande, effectués sans introduction de bruits dans les figures 3.25 et 3.27, respectivement, afin de pouvoir établir une comparaison cohérente tout en respectant la brièveté du document. Les résultats de la commande effectuée sous l'effet des bruits sont illustrés sur les figures 3.33 et 3.34.

Les deux cas traités dans les figures 3.33 et 3.34 témoignent de la robustesse de la commande développée. L'ordre de grandeur du nombre d'itérations nécessaires à la résolution (et donc du temps d'exécution de la commande) reste inchangé. À l'instar de la démarche effectuée pour les RTC standards, l'évaluation de l'effet des bruits de mesure sur la commande cartésienne des RTC à changement de courbure unidirectionnel est réalisée sur les 100 dernières itérations. Nous calculons alors les EQM de position, qui sont de $0.04 \pm 0.006 \text{ mm}$ et $0.025 \pm 0.004 \text{ mm}$ pour les figures 3.25 et 3.27, respectivement, lorsque $\delta\mathbf{X}_{pos} = 0$. En activant les bruits de mesure ($\delta\mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$), ces EQM deviennent $0.491 \pm 0.139 \text{ mm}$ et $0.461 \pm 0.127 \text{ mm}$ pour les figures 3.33 et 3.34, respectivement. Ainsi, la précision de la commande des RTC à changement de courbure unidirectionnel est validée car les EQM ne dépassent pas environ 98 % des bruits introduits.

3.4.4.2 Effet des bruits de mesure sur la commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel

Les mêmes bruits de mesure sont repris pour la commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel ($\delta\mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$ en position et $\delta\mathbf{X}_{or} = \pm 0.3^\circ$ en orientation). Nous appliquons ainsi ces bruits sur deux exemples de commande, effectués sans introduction de bruits dans les figures 3.30 et 3.32, respectivement, afin de pouvoir établir une comparaison cohérente tout en respectant la brièveté du document. Les résultats de la commande effectuée sous l'effet des bruits sont illustrés sur les figures 3.35 et 3.36.

Nous remarquons d'après les figures 3.33 et 3.34 que la convergence est établie malgré l'application des bruits de mesure. Cette convergence témoigne de la robustesse de la commande qui est résolue en moins de 3 secondes dans ces deux cas. Par ailleurs, et de la même manière que pour les RTC standards et ceux à changement de courbure unidirectionnel, nous évaluons quantitativement l'effet des bruits de mesure sur la commande cartésienne des RTC à changement de courbure bidirectionnel. Les EQM de position sont $0.022 \pm 0.003 \text{ mm}$ et $0.037 \pm 0.053 \text{ mm}$ dans le cas où $\delta\mathbf{X}_{pos} = 0$, traité dans les figures 3.30 et 3.32, respectivement. Lorsque les bruits de mesure sont activés ($\delta\mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$), les

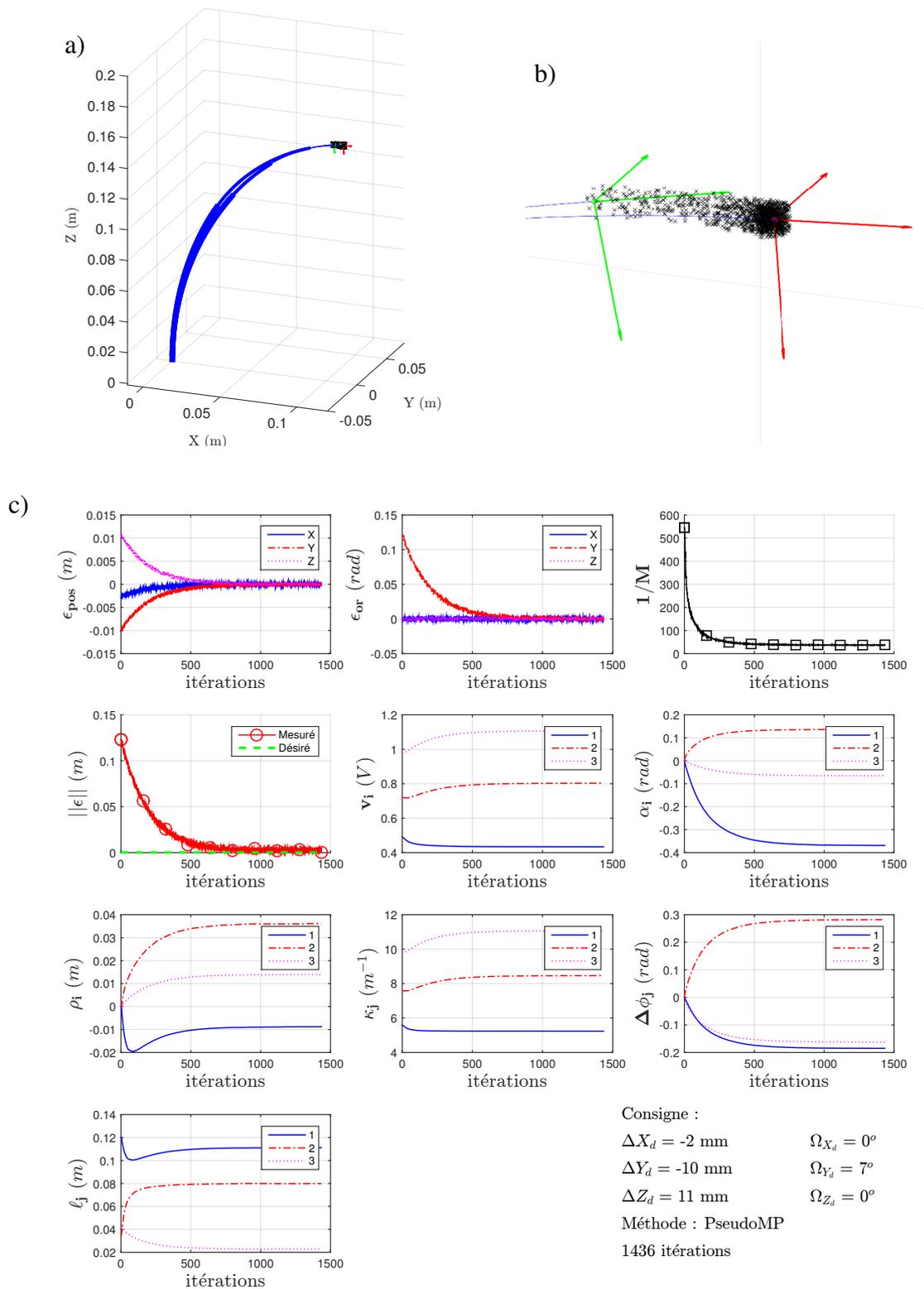


Figure 3.33: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -2 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 11 \text{ mm}$ et $\Omega_Y = 7^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

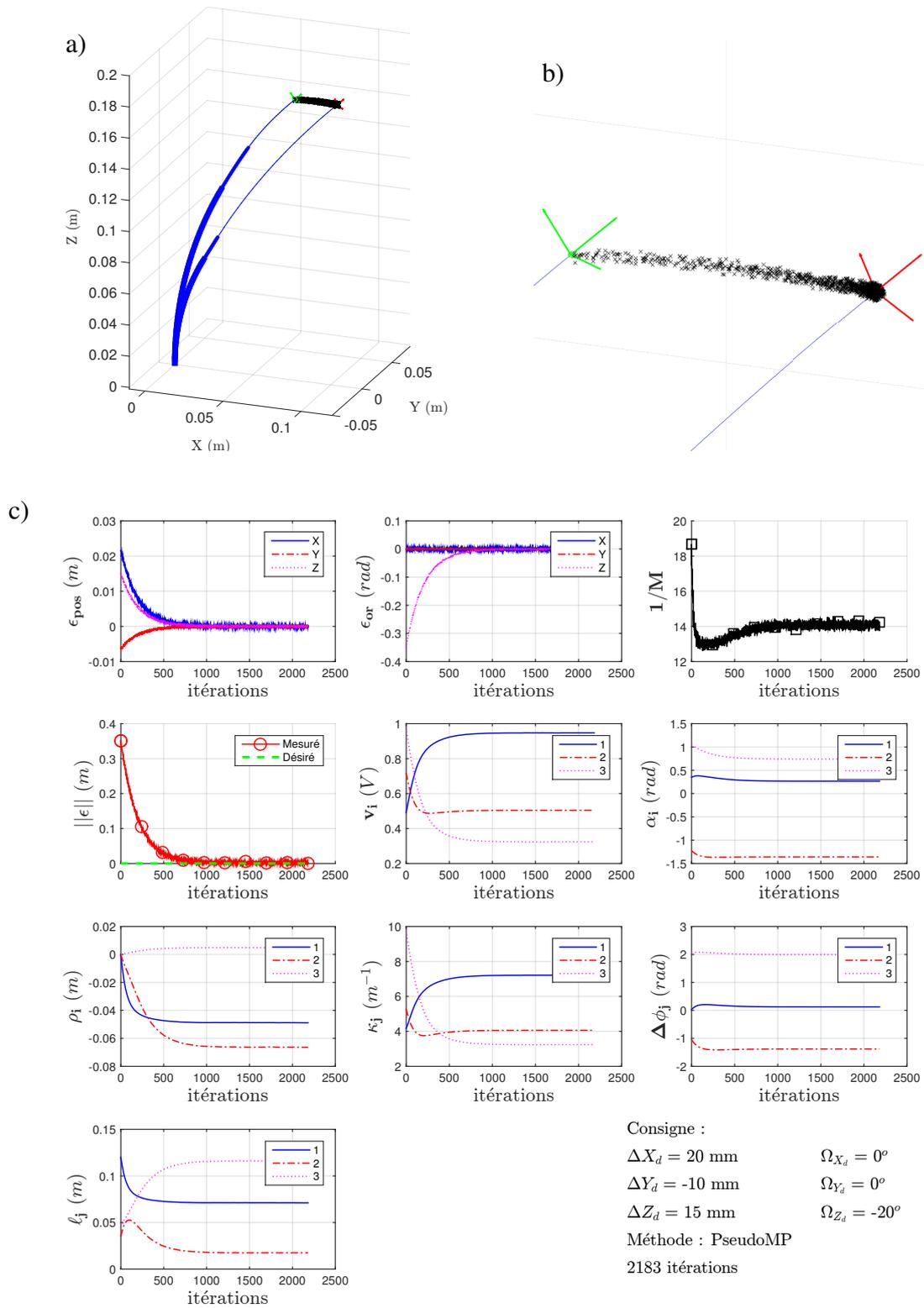


Figure 3.34: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 20 \text{ mm}$, $\Delta Y = -10 \text{ mm}$, $\Delta Z = 15 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = -20^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

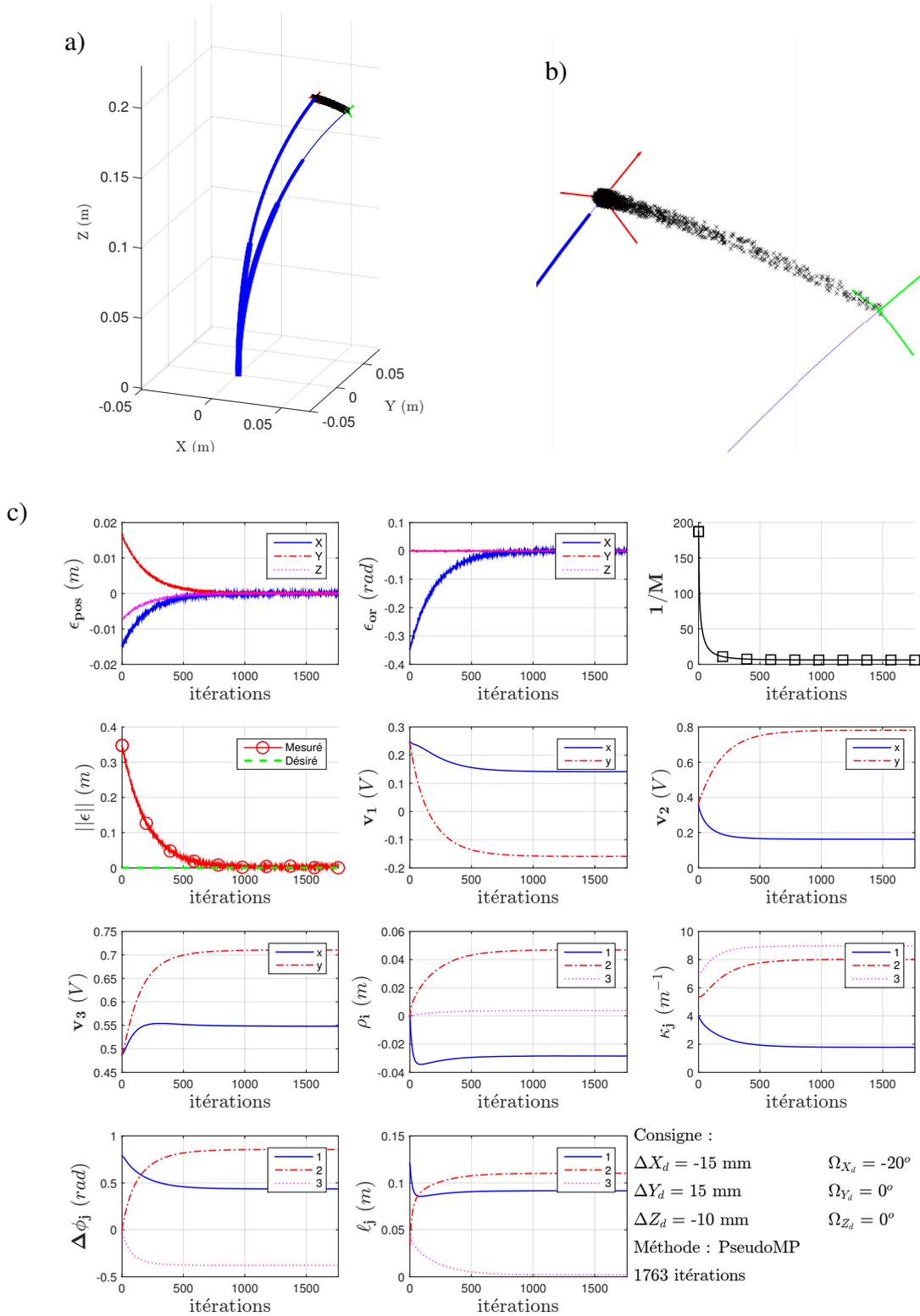


Figure 3.35: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = -15 \text{ mm}$, $\Delta Y = 15 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_X = -20^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

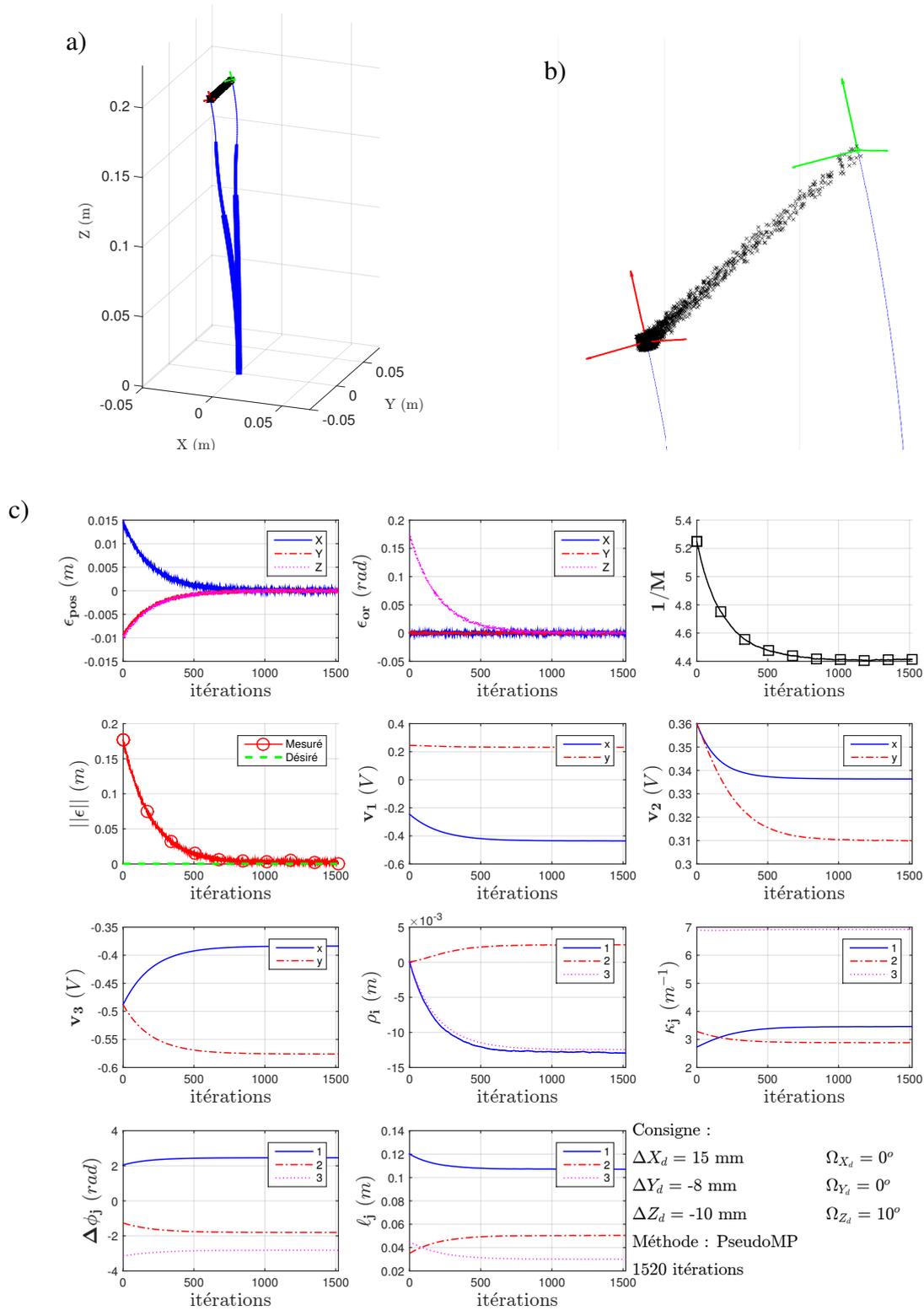


Figure 3.36: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

EQM augmentent à $0.486 \pm 0.149 \text{ mm}$ et $0.478 \pm 0.123 \text{ mm}$ selon les figures 3.35 et 3.36. Nous en concluons que la commande des RTC à changement de courbure bidirectionnel est également robuste aux bruits de mesure et précise, car les EQM évalués correspondent, au plus, à environ 97 % de la valeur des bruits.

3.4.5 Gestion de la redondance des robots à tubes concentriques à changement de courbure

Comme nous l'avons démontré à travers la modélisation dans la partie 2.3 du chapitre 2, les structures étudiées dans ce paragraphe sont redondantes. Ainsi, nous introduisons la loi de commande qui permet de gérer la redondance, introduite dans les équations (3.34) et (3.35). Nous montrons une comparaison de la commande en position du RTC à changement de courbure sans gestion de redondance et avec la tâche secondaire de variation homogène des translations ρ_i (pour $i \in \{1..3\}$). Les actionneurs de translation sont choisis en particulier car ils constituent les actionneurs communs à toutes les structures étudiées dans nos travaux. Ils permettent ainsi une homogénéité dans l'implémentation des lois de commande et une cohérence dans l'analyse des résultats. Ainsi, nous définissons la tâche secondaire en adaptant l'équation(3.36), utilisée notamment par Wu *et al.* [297], telle que :

$$h_1(\mathbf{q}) = \frac{1}{2} (\rho_1 - 2\rho_2 + \rho_3)^2 \quad (3.39)$$

L'application de l'opérateur gradient à l'équation (3.39) permet d'écrire :

$$\nabla h_1(\mathbf{q}) = (\rho_1 - 2\rho_2 + \rho_3) \begin{bmatrix} 0_{6 \times 1} \\ 1 \\ -2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.40)$$

Nous appliquons cette loi successivement aux structures de RTC à changements de courbure unidirectionnel et bidirectionnel, à travers les simulateurs susmentionnés. Les effets de la gestion de redondance sont classés selon deux catégories : effet direct et effet indirect.

3.4.5.1 Effet direct de la gestion de redondance

Nous évaluons l'effet direct de la gestion de redondance par le taux de variation des actionneurs de translation. En effet, nous présentons la courbe de l'évolution des variations de chaque actionneur ρ_i pour une consigne donnée. De plus, afin de quantifier cet effet, nous introduisons une table récapitulative. Elle est constituée de la variation totale $\Delta\rho_i = \rho_{i_{initial}} - \rho_{i_{final}}$ et du coefficient de variation (sans dimension), qui est le rapport entre l'écart-type et la moyenne de toutes les variations d'actionneurs $\Delta\rho_i$.

Pour le cas des RTC à changement de courbure unidirectionnel, nous reprenons un exemple de commande présenté dans la figure 3.24, où la consigne en pose est : $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$. La figure 3.37 décrit cet asservissement. Les variations des actionneurs de translation $\dot{\rho}_i$ sont présentées dans la figure 3.38 et résumées par la table 3.14.

Concernant les RTC à changement de courbure bidirectionnel, nous reprenons un exemple de commande présenté dans la figure 3.32, où la consigne en pose est : $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$. La figure 3.39 décrit cet asservissement. Les variations des actionneurs de trans-

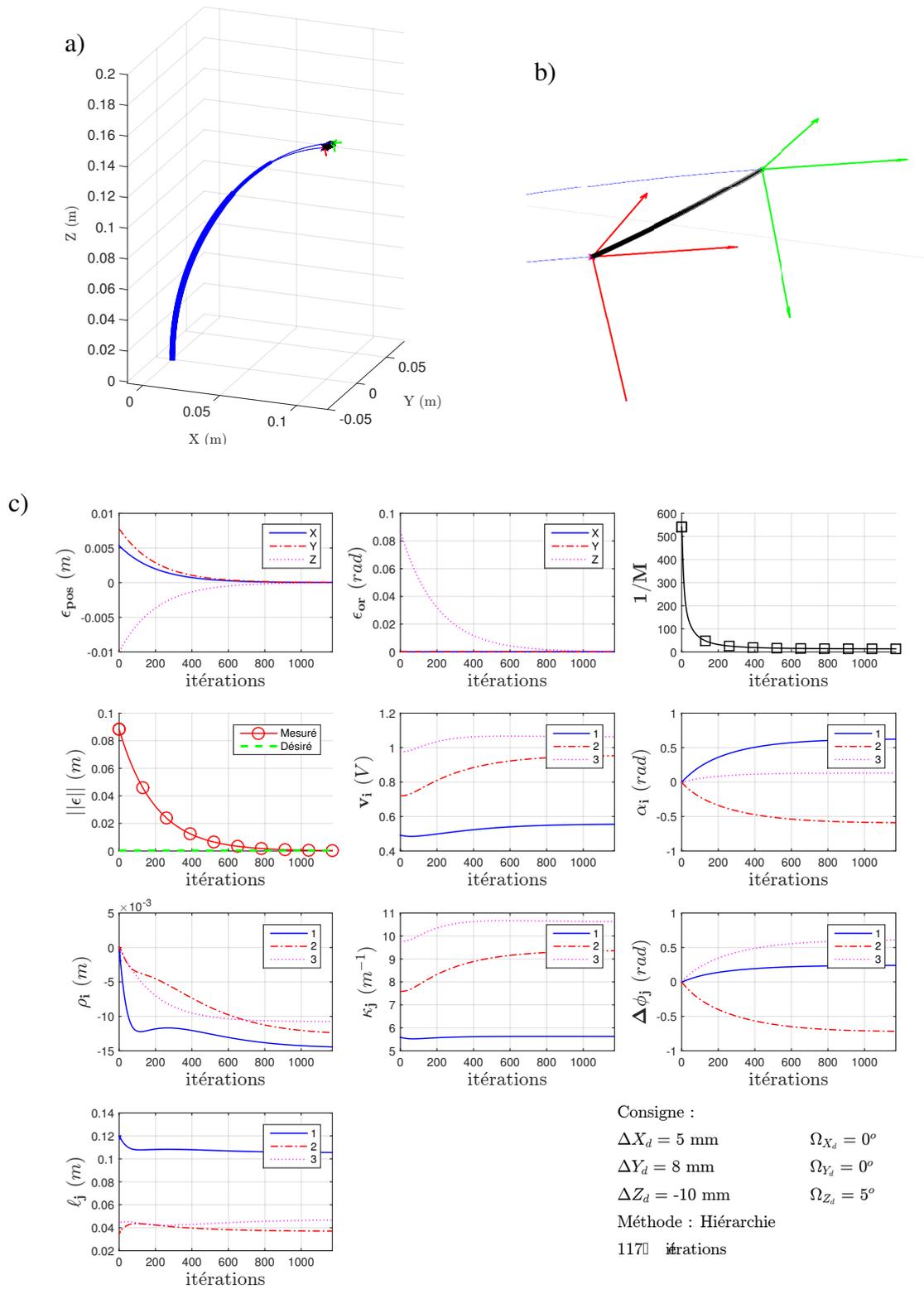


Figure 3.37: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$ selon la commande ATS avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

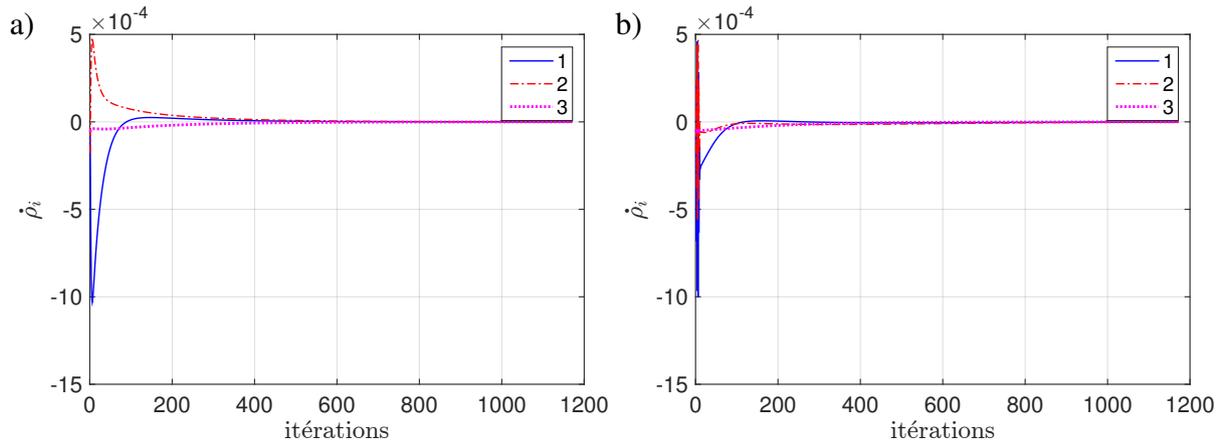


Figure 3.38: Variation des actionneurs de translation $\dot{\rho}_i$ lors de la commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure unidirectionnel depuis la configuration 1 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 5 \text{ mm}$, $\Delta Y = 8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 5^\circ$ avec les commandes : a) sans gestion de la redondance et b) avec une tâche secondaire h_1 .

Variation des actionneurs	$\Delta\rho_1 \text{ (mm)}$	$\Delta\rho_2 \text{ (mm)}$	$\Delta\rho_3 \text{ (mm)}$	Coefficient de variation
SGR	21.1	27.6	10.1	45.14 %
ATS (éq. (3.39))	14.4	12.4	10.7	10.75 %

Table 3.14: Variation des actionneurs de translation du RTC à changement de courbure unidirectionnel (en mm) selon la loi de commande utilisée : sans gestion de redondance (SGR) et avec une tâche secondaire h_1 (ATS).

lition $\dot{\rho}_i$ sont présentées dans la figure 3.40 et résumées par la table 3.15.

Nous remarquons d'après les deux figures 3.37 et 3.39 que l'intégration de la tâche secondaire n'a pas perturbé la tâche principale selon des consignes en pose complète, par rapport à la commande sans gestion de redondance dans les figures 3.24 et 3.32. En effet, ni les trajectoires effectuées, ni les convergences exponentielles et ni les temps d'exécution n'ont été affectés. Par ailleurs, à travers les résultats issus des figures 3.38 et 3.40, ainsi que des tables 3.14 et 3.15 récapitulatives, nous pouvons distinguer l'effet direct de la tâche secondaire sur l'homogénéisation des variations des actionneurs de translations. Les allures de l'évolution des dérivées temporelles $\dot{\rho}_i$ se rejoignent plus rapidement quand la tâche secondaire est activée. En analysant la figure 3.38, nous remarquons que les vitesses $\dot{\rho}_1$ et $\dot{\rho}_2$ ont augmenté (en norme) lors de l'activation de la tâche secondaire, pour être conformes à $\dot{\rho}_3$ plus rapidement (environ à la 100^{ème} itération) que pour la commande sans gestion de redondance (environ à la 250^{ème} itération). Concernant le RTC à changement de courbure bidirectionnel, nous remarquons, d'après la figure 3.40,

Variation des actionneurs	$\Delta\rho_1 \text{ (mm)}$	$\Delta\rho_2 \text{ (mm)}$	$\Delta\rho_3 \text{ (mm)}$	Coefficient de variation
SGR	13	2.4	12.5	64.43 %
ATS (éq. (3.39))	7.9	10.2	12.5	22.72 %

Table 3.15: Variation des actionneurs de translation du RTC à changement de courbure bidirectionnel (en mm) selon la loi de commande utilisée : sans gestion de redondance (SGR) et avec une tâche secondaire h_1 (ATS)

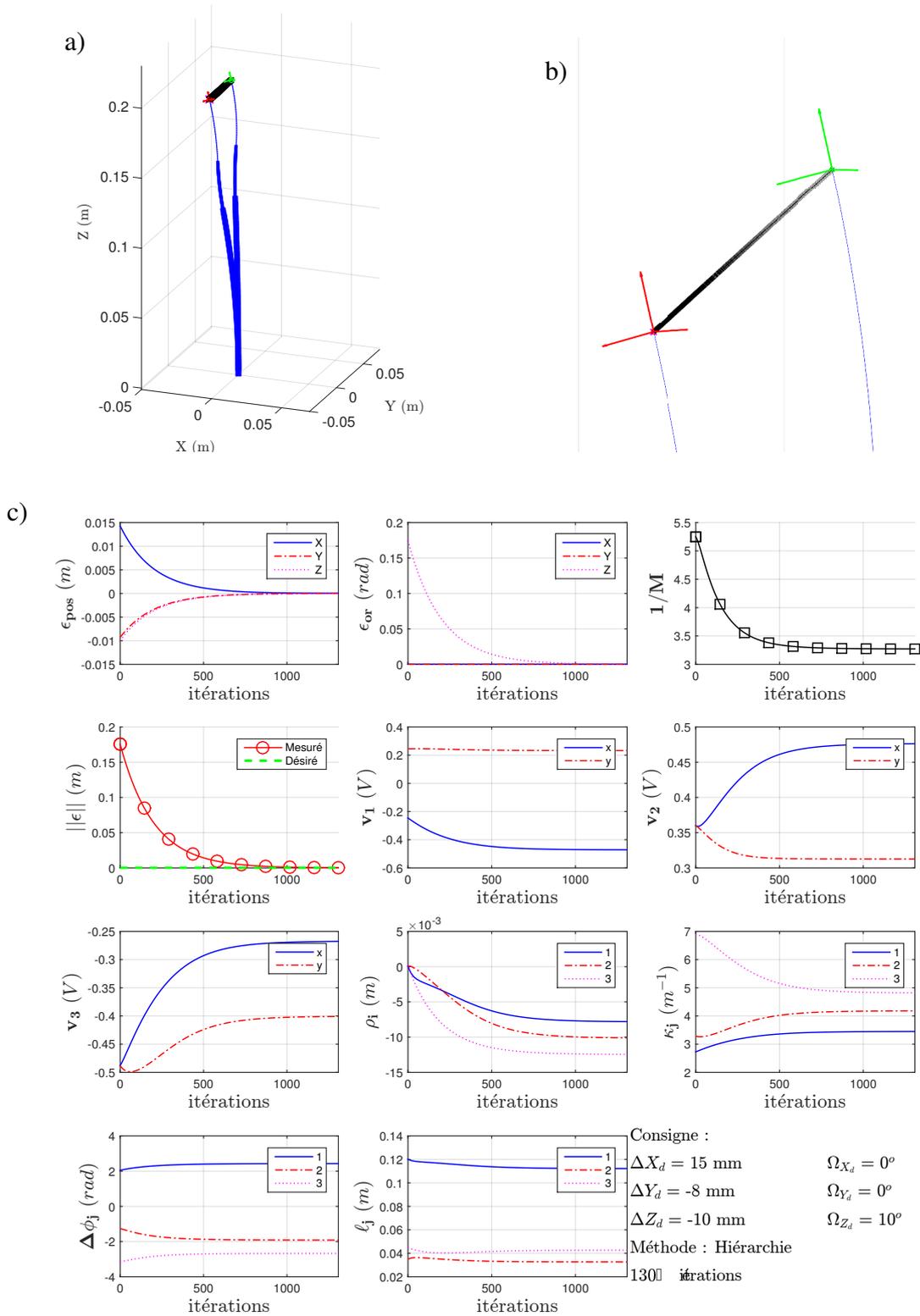


Figure 3.39: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ selon la commande ATS avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

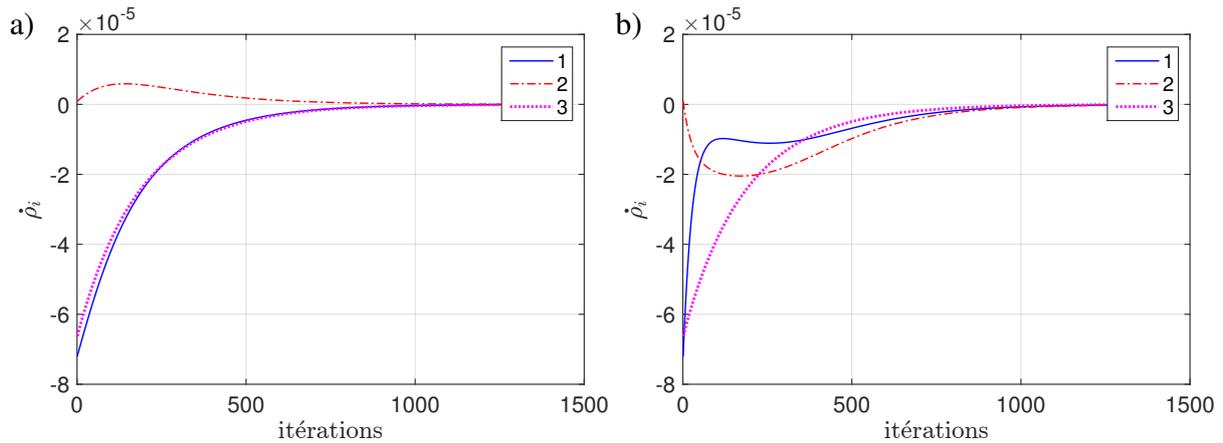


Figure 3.40: Variation des actionneurs de translation $\dot{\rho}_i$ lors de la commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une réponse à un échelon $\Delta X = 15 \text{ mm}$, $\Delta Y = -8 \text{ mm}$, $\Delta Z = -10 \text{ mm}$ et $\Omega_Z = 10^\circ$ avec les commandes : a) sans gestion de la redondance et b) avec une tâche secondaire h_1 .

que la tâche secondaire a permis d'inverser le sens de la vitesse $\dot{\rho}_2$ et d'augmenter $\dot{\rho}_1$ afin de les homogénéiser plus rapidement avec $\dot{\rho}_3$ (environ à la 700^{ème} itération) que pour la commande sans gestion de redondance (environ à la 1000^{ème} itération).

Quantitativement, le coefficient de variation des vitesses diminue de plus de 4 fois pour le RTC à changement de courbure unidirectionnel et de plus de 3 fois dans le cas du RTC à changement de courbure bidirectionnel. Nous pouvons ainsi distinguer l'apport de la tâche secondaire h_1 sur la gestion des actionneurs libres pendant l'asservissement de la pose des RTC à changement de courbure. La loi de commande de l'équation (3.34) est alors validée, et peut être appliquée selon d'autres besoins avec, par exemple, la tâches secondaires h_2 et/ou h_3 .

3.4.5.2 Effet indirect de la gestion de redondance

L'espace de convergence de la commande a été identifié pour deux configurations initiales pour chacune des structures de RTC à changement de courbure et résumé par les tables 3.10 à 3.13. Ces dernières constituent une référence pour la comparaison proposée. En effet, pour le cas des RTC à changement de courbure unidirectionnel, les amplitudes maximales des échelons de consigne de convergence sont résumées par les tables 3.16 et 3.17 pour des consignes en position et en orientation, respectivement. Les valeurs en gras signifient l'augmentation du domaine de convergence par l'apport de la tâche secondaire. Toutes les autres valeurs sont identiques à celles obtenues avec la loi de commande cartésienne classique, sans gestion de redondance.

De manière similaire aux RTC à changement de courbure unidirectionnel, l'analyse de l'effet de la tâche secondaire sur l'espace de convergence est effectuée pour les RTC à changement de courbure bidirectionnel. Nous résumons les nouveaux domaines de convergence dans les tables 3.18 et 3.19 pour des consignes en position et en orientation, respectivement.

À travers les résultats issus des tables 3.16 à 3.19, nous pouvons distinguer clairement l'effet indirect de la tâche secondaire sur l'élargissement de l'espace de convergence pour les deux structures de RTC à changement de courbure. Ces effets sont perceptibles à différentes échelles selon les structures (à changement de courbure unidirectionnel ou bidirectionnel) et selon les consignes (en position ou en

Configuration	Selon l'axe X_e	Selon l'axe Y_e	Selon l'axe Z_e
1	$[-25; 12]$	$] - 30; 30[$	$[-11; 11]$
Augmentation	0	± 17	0
2	$] - 30; 30[$	$] - 30; 30[$	$] - 30; 30[$
Augmentation	0^a	0^a	0^a

Table 3.16: Amplitude maximale de consigne en position (en mm) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1 .

a. Les valeurs initiales sont maximales.

Configuration	Autour de l'axe X_e	Autour de l'axe Y_e	Autour de l'axe Z_e
1	$] - 30; 30[$	$[-5; 6]$	$] - 30; 30[$
Augmentation	± 25	0	0^a
2	$[-20; 25]$	$[-27; 30[$	$[-29; 26]$
Augmentation	-9	0	+21

Table 3.17: Amplitude maximale de consigne en orientation (en $^\circ$) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure unidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1 .

a. Les valeurs initiales sont maximales.

Configuration	Selon l'axe X_e	Selon l'axe Y_e	Selon l'axe Z_e
1	$] - 30; 7]$	$] - 30; 30[$	$[-13; 12]$
Augmentation	0	± 17	0
2	$] - 30; 30[$	$] - 30; 11]$	$] - 30; 30[$
Augmentation	0^a	+4	0^a

Table 3.18: Amplitude maximale de consigne en position (en mm) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1 .

a. Les valeurs initiales sont maximales.

Configuration	Autour de l'axe X_e	Autour de l'axe Y_e	Autour de l'axe Z_e
1	$] - 30; 30[$	$[-3; 30[$	$] - 30; 30[$
Augmentation	± 24	0	0^a
2	$] - 30; 3]$	$[-20; 30[$	$] - 30; 21]$
Augmentation	0	+16	+7

Table 3.19: Amplitude maximale de consigne en orientation (en $^\circ$) en fonction de la configuration initiale du RTC à changement de courbure bidirectionnel en utilisant la commande avec une tâche secondaire h_1 .

a. Les valeurs initiales sont maximales.

orientation). Ainsi, la loi de commande avec une tâche secondaire h_1 a été validée pour ces structures redondantes. Elle permet de résoudre, dans la plupart des cas, la problématique des longueurs de segments négatives ($\ell_i < 0$, qui apparaît lorsque la variation des translations n'est pas contrôlée), et assure donc les hypothèses de modélisation.

3.4.5.3 Bilan des effets de la gestion de redondance

La gestion de la redondance appliquée aux RTC à changement de courbure (dans ses deux variantes) a permis d'assurer la commande selon des consignes en pose complète sans perturber la tâche principale. Par ailleurs, la tâche secondaire a eu deux effets sur la commande cartésienne. L'effet direct est la réduction des variations des actionneurs de translation ρ_i (pour tout $i \in \{1..3\}$), comme le stipule la fonction secondaire h_1 formalisée dans l'équation (3.39). Le deuxième effet est l'élargissement de l'espace de convergence de la commande lorsqu'un échelon de consigne (en position ou en orientation) est appliqué.

3.4.6 Synthèse de la commande des robots à tubes concentriques à changement de courbure

Nous concluons la commande des RTC à changement de courbure par des tests de synthèse. Ainsi, nous compilons la commande cartésienne avec une tâche secondaire h_1 sur des trajectoires discrétisées en 3D sous l'effet des bruits de mesure ($\delta \mathbf{X}_{pos} = \pm 0.5 \text{ mm}$ et $\delta \mathbf{X}_{or} = \pm 0.3^\circ$), pour le RTC à changement de courbure bidirectionnel. Cette commande est appliquée sur un cercle en 3D de diamètre 30 mm , discrétisé en 30 points intermédiaires dont l'axe central est $\mathbf{u}_{cercle} = [0.7 \ -0.14 \ 0.7]^T$, illustrée sur la figure 3.41. Nous appliquons également la commande cartésienne avec une tâche secondaire h_1 sur une trajectoire spirale en 3D de diamètre 24 mm et de longueur 16 mm selon l'axe central $\mathbf{u}_{spirale} = [0 \ 1 \ 0]^T$, discrétisée en 80 points intermédiaires, illustrée sur la figure 3.42. Pour ces deux trajectoires, la pose initiale est située au centre de la forme. Le mouvement s'effectue dans le sens anti-horaire pour la trajectoire circulaire et dans le sens horaire pour la trajectoire spirale.

Les figures 3.41 et 3.42 illustrent la commande cartésienne complète (position et orientation) du RTC à changement de courbure bidirectionnel selon des trajectoires 3D discrétisées. En effet, en plus de la position, l'orientation est régulée à 0 par rapport à l'orientation initiale de l'effecteur. Ainsi, nous résumons par la table 3.20 l'évolution des erreurs en position et en orientation relatives aux deux trajectoires réalisées.

La table 3.20 permet de quantifier la précision de la commande en présence de bruits de mesure, avec des erreurs quadratiques moyennes de position $1.77 \pm 0.76 \text{ mm}$ pour le cercle 3D et $1.36 \pm 0.48 \text{ mm}$ pour la spirale 3D (soit 3.5 fois et 2.7 fois environ l'amplitude du bruit de mesure de la position, respectivement). Bien que les structures soient différentes, les précisions, en suivi de trajectoire discrétisées (notamment pour le cercle 3D), obtenues en simulation avec le RTC à changement de courbure bidirectionnel sont cohérentes avec celles obtenues expérimentalement sur un prototype de RTC standard de même longueur (cf. table 3.7). De plus, les erreurs en orientation sont maintenues inférieures à une limite tolérable de 0.52° (soit 1.7 fois environ l'amplitude de bruit de mesure de l'orientation).

Cette synthèse permet de valider plusieurs volets traités dans cette partie : la loi de commande des RTC à changement de courbure, l'apport de la tâche secondaire pour la gestion de la redondance, le suivi de trajectoires 3D discrétisées, ainsi que la robustesse de la commande aux bruits de mesure.

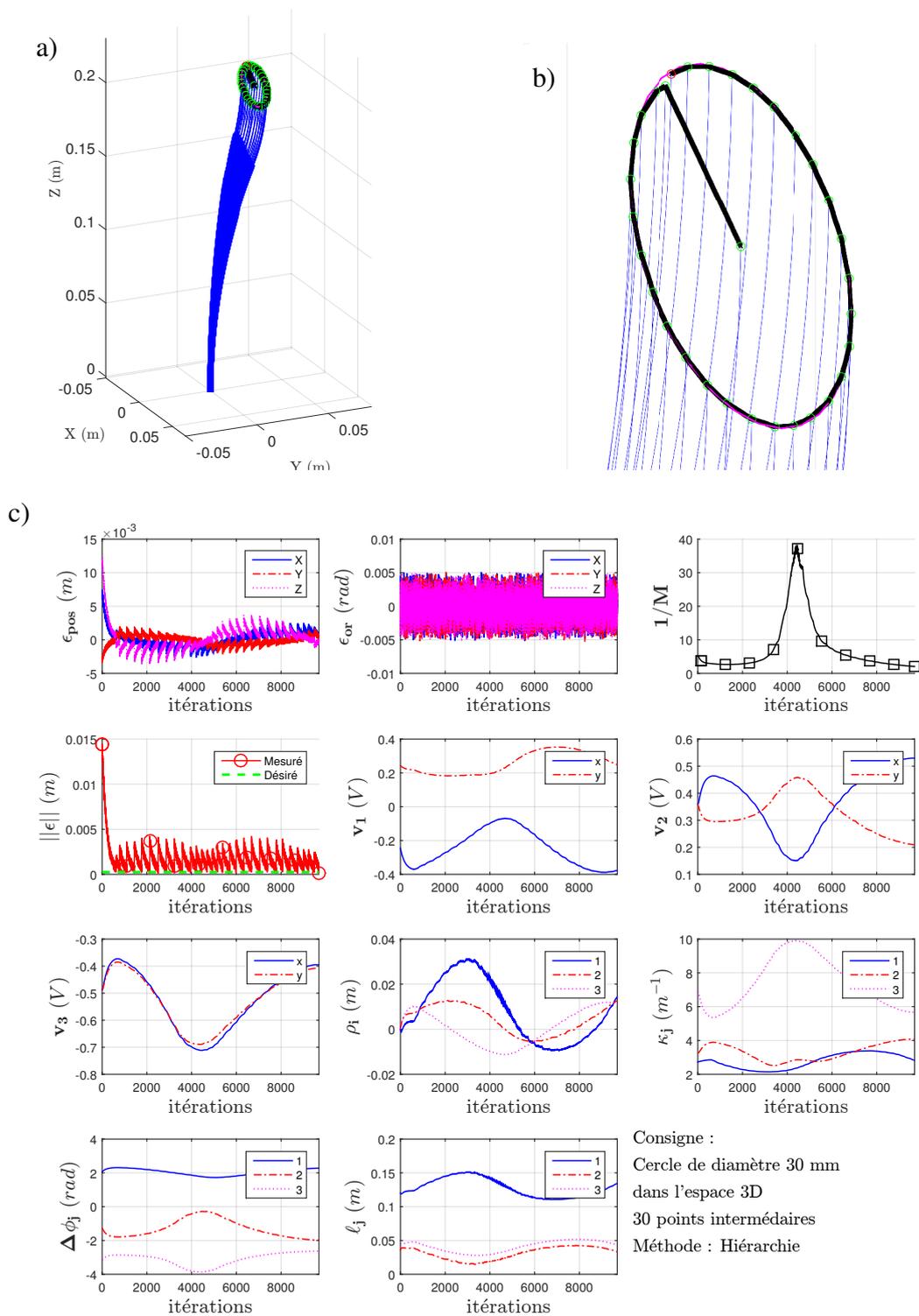


Figure 3.41: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une trajectoire circulaire 3D de diamètre 30 mm et d'axe central $\mathbf{u}_{\text{cercle}}$, discrétisée en 30 points intermédiaires et avec une tâche secondaire h_1 et sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

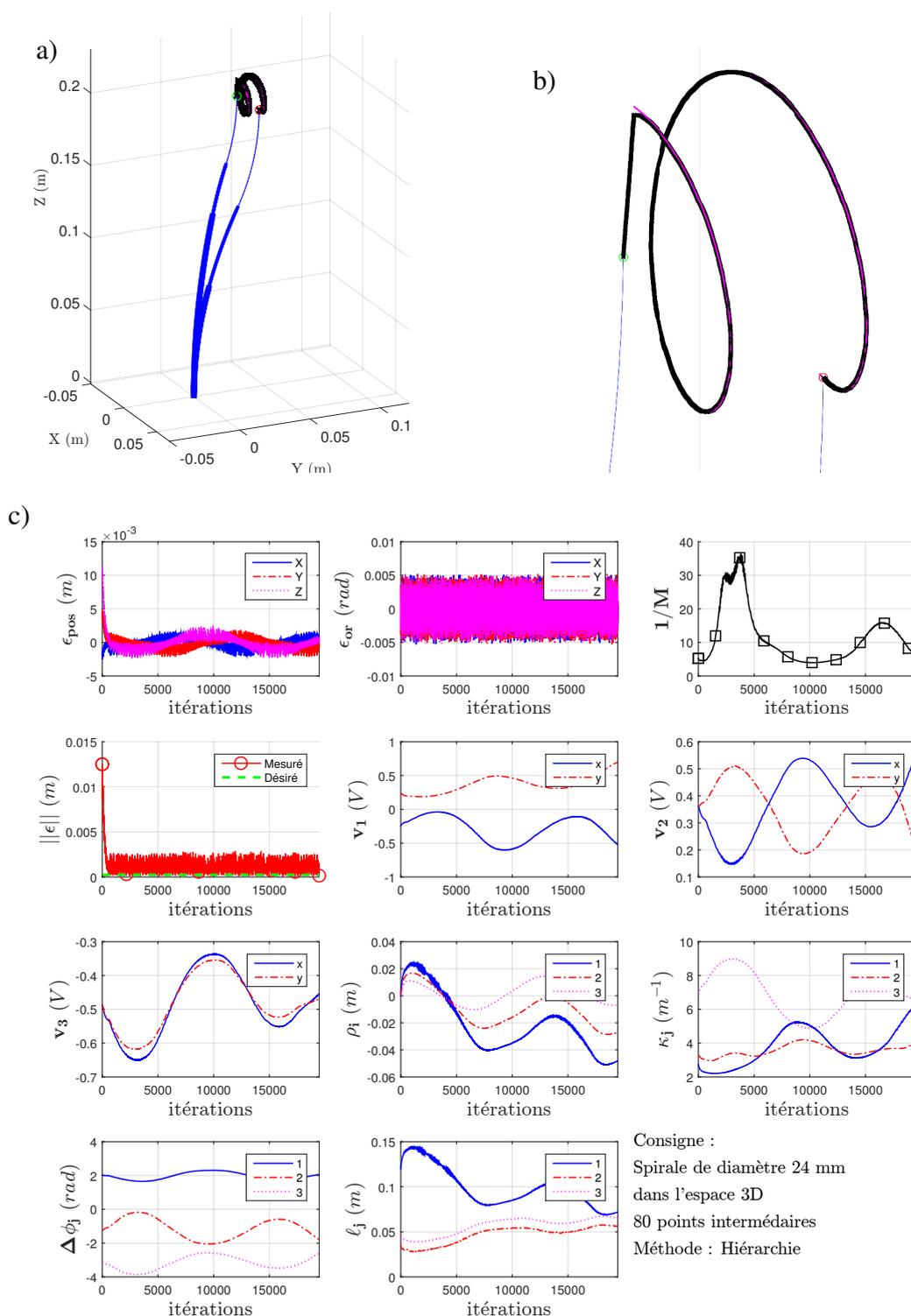


Figure 3.42: Commande cartésienne (simulée) du RTC à changement de courbure bidirectionnel depuis la configuration 2 pour une trajectoire spirale 3D de diamètre 24 mm et de longueur 16 mm selon l'axe central $\mathbf{u}_{spirale}$, discrétisée en 80 points intermédiaires avec une tâche secondaire h_1 et sous l'effet des bruits de mesure avec : a) vue 3D du RTC en configurations initiale et désirée, b) zoom sur l'organe terminal. c) Évolution des différentes variables.

Trajectoire		Cercle 3D	Spirale 3D
Points intermédiaires		30	80
Gain de commande λ_i		0.005	
Bruits de mesure $\delta\mathbf{X}$	Position (<i>mm</i>)	0.5	
	Orientation ($^\circ$)	0.3	
Erreur en position ε_{pos} (<i>mm</i>)	Amplitude	[0.08; 4.11]	[0.03; 2.94]
	EQM	1.77	1.36
	Écart-type	0.76	0.48
Erreur en orientation ε_{or} ($^\circ$)	Amplitude	[0; 0.47]	[0; 0.52]
	EQM	0.17	0.17
	Écart-type	0.09	0.09
Itérations		9352	19099

Table 3.20: Résultats de commande cartésienne (simulée) RTC à changement de courbure bidirectionnel selon des trajectoires 3D sous l'effet des bruits de mesure et avec la tâche secondaire.

3.5 Conclusion

Ce chapitre s'est articulé autour de deux thématiques essentielles : la résolution partielle du MGI des RTC à changement de courbure et la commande cartésienne des RTC standards, ainsi que ceux à changement de courbure.

Nous avons entamé ce chapitre par l'introduction d'une structure de RTC à changement de courbure bidirectionnel constituée de deux tubes, possédant le même nombre de DDL qu'un RTC standard à trois tubes, avec 6 DDL pour l'organe terminal. Cette structure, dont l'architecture cinématique est P2CuP2Cu, a été le point de départ d'une résolution partielle du MGI. En effet, nous avons proposé un algorithme essentiellement basé sur la géométrie permettant la planification de trajectoire pour des tâches nécessitant 4 DDL (trois translations et une rotation). Il a été validé en simulation en proposant deux schémas d'applications médicales : (i) le balayage de la surface d'un tissu, utile pour des modalités d'imagerie telles que l'OCT et (ii) l'observation d'un organe sphérique, potentiellement effectuée par une caméra intégrée à l'organe terminal du robot.

Concernant la commande cartésienne des RTC, cette dernière est basée sur le MCI et a été validée à plusieurs niveaux : une validation expérimentale sur un prototype développé de RTC standard à trois tubes, et des simulations numériques pour les deux structures de RTC à changement de courbure proposés, en tenant en compte de leur redondance. En effet, concernant les RTC standards, la loi de commande a été validée sur le simulateur sous l'effet des bruits de mesure, avant d'être validée expérimentalement. Nous revendiquons, dans les résultats obtenus, les premiers travaux d'analyse de performances de la commande des RTC standards, ainsi que les meilleures précisions en suivi de trajectoire discrétisée pour un robot continu, à notre connaissance. Le suivi de trajectoires circulaires en 2D a permis d'obtenir une erreur quadratique moyenne de 0.86 ± 0.82 *mm* (en gardant une erreur inférieure à 1.21 *mm*) et de celle en 3D une erreur de 1.01 ± 0.99 *mm*. Bien qu'elles aient été limitées par la précision du système de mesure (environ 0.48 *mm*), les erreurs obtenues sont inférieures à celles retrouvées dans l'état de l'art, en se référant à la table 1.4 dans le paragraphe 1.3.4.

D'autre part, nous avons validé en simulation la loi de commande des structures de RTC à changement de courbure (unidirectionnel et bidirectionnel). Du point de vue commande, la particularité de ces

structures est la redondance telle que définie dans le chapitre 2. En effet, nous avons proposé une loi de commande dont la robustesse a été validée à travers l'introduction de bruits de mesure. Par ailleurs, cette loi a permis d'introduire une hiérarchie de tâches, que nous avons validée avec une tâche secondaire permettant une variation homogène de certains actionneurs. Comme exemple, les actionneurs choisis sont les translations appliquées à la base des tubes, communs aux trois structures étudiées. Ainsi, cette stratégie de commande a permis, d'une part, de réduire la différence de variation des actionneurs de translation; et, d'autre part, d'effectuer des tâches irréalisables avec une loi de commande sans gestion de redondance à cause des problématiques liées aux longueurs des segments du RTC (hypothèse de déploiement télescopique $\ell_3 > \ell_2 > \ell_1$) et qui peuvent survenir lorsque la variation des translations n'est pas contrôlée (apparition de longueur d'arc négative).

Les travaux futurs liés à la solution du MGI par l'approche géométrique proposée et effectuée pour des tâches nécessitant 4 DDL, concernent son extension à des tâches à 5, voire 6 DDL. Cette extension permettrait des schémas de planification de trajectoire plus réalistes comme le balayage de la surface d'un tissu en 3D, l'observation d'un organe humain de plusieurs perspectives, ou encore la navigation selon des trajectoires complexes en 3D, représentatives de l'anatomie humaine.

En ce qui concerne la commande cartésienne des RTC standards, nous envisageons de valider expérimentalement des lois de commande prenant en compte l'évitement de singularité (équations (5.15) et (5.17)) en utilisant le prototype développé. Néanmoins, cette validation requiert la détection expérimentale préalable des configurations singulières afin de valider la loi au voisinage de ces points. De plus, la prise en compte de l'orientation dans les consignes sera également développée expérimentalement. Par ailleurs, il serait judicieux d'intégrer un modèle physique plus sophistiqué afin d'évaluer son influence sur les performances de commande. Particulièrement, le modèle à flexion et à torsion devrait apporter plus de précision au système.

Dans cette même optique de précision, et bien que nous ayons amélioré les précisions en suivi de trajectoire des RTC standards, nous estimons pouvoir réduire ces erreurs en deçà de $0.86 \pm 0.82 \text{ mm}$ en utilisant d'autres capteurs extéroceptifs plus performants. Ainsi, nous développons actuellement un schéma de commande *eye-in-hand*, plus réaliste dans une application endoscopique, en intégrant une caméra miniaturisée à l'organe terminal du prototype de RTC. De plus, nous pouvons également l'améliorer du point de vue théorique, car nous avons remarqué des erreurs résiduelles dans les simulations de la commande cartésienne. Bien qu'elles demeurent dans des plages admissibles (environ 10^{-5} m et 10^{-2} °) et qu'elles n'aient pas eu d'impact tangible sur le mouvement effectué ni sur la convergence exponentielle, une compréhension approfondie de ce phénomène devra être apportée. Elles peuvent être due, entre autres raisons, aux bruits numériques ou à une subtilité dans la modélisation et/ou son implémentation qui n'est pas totalement saisie à ce jour. Ces erreurs pourront être détectées plus facilement en appliquant d'autres bruits. Par conséquent, nous envisageons d'évaluer les performances de la commande sous les effets des perturbations sur l'entrée du système (actionneurs imparfaits) et/ou sur la mesure des codeurs (bruit proprioceptif) ou encore les erreurs d'étalonnage du modèle.

Finalement, la validation expérimentale de la commande cartésienne des RTC à changement de courbure devra être effectuée, sous réserve d'un développement technologique adéquat.

Chapitre 4

Développements expérimentaux

Sommaire

4.1	Introduction	165
4.2	Synthèse	166
4.2.1	Polymérisation chimique	167
4.2.2	Polymérisation électrochimique	168
4.2.3	Effets des paramètres et conditions de dépôt	169
4.2.3.1	Épaisseur de la couche métallique	169
4.2.3.2	Potentiel d'oxydation	170
4.2.3.3	Solvant	170
4.2.3.4	Température	173
4.2.3.5	Durée de polymérisation	173
4.2.4	Conclusion intermédiaire	175
4.3	Caractérisation	176
4.3.1	Dispositif expérimental	176
4.3.1.1	Matériel utilisé	176
4.3.1.2	Suivi de position	176
4.3.1.3	Précision de la mesure	178
4.3.2	Caractérisation statique	178
4.3.2.1	Mesure des courbures	178
4.3.2.2	Comparaison à un modèle de la littérature	180
4.3.2.3	Durée de vie et encapsulation	182
4.3.2.4	Mesures de forces	183
4.3.3	Identification de la dynamique des micro-actionneurs	186
4.3.4	Bilan	189
4.4	Commande par retour visuel	189
4.4.1	Commande pour un DDL	189
4.4.1.1	Schéma de commande	189
4.4.1.2	Résultats expérimentaux	190
4.4.2	Commande d'un robot télescopique à deux DDL	190
4.4.2.1	Dispositif expérimental	192

4.4.2.2	Modélisation	192
4.4.2.3	Schéma de commande	195
4.4.2.4	Résultats expérimentaux	197
4.5	Conclusion	201

وَلَمْ أَتَجَنَّبِ وُغُورَ الشَّعَابِ وَلَا كُبَّةَ اللَّهَبِ الْمُشْتَعِرِ
وَمَنْ لَا يَحِبُّ صُغُودَ الْجِبَالِ يَعِشُ أَبَدَ الدَّهْرِ بَيْنَ الحُفَرِ

Je n'évite pas les chemins escarpés Ni la boule de feu brûlante
Qui n'aime pas gravir les montagnes Vivra éternellement au fond des gouffres

Abou El Kacem Chebbi, poète tunisien (1909–1934), du poème "Volonté de vie".

Contributions

Nous introduisons, dans ce chapitre, le développement technologique des micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs en présentant les protocoles de synthèse, ainsi que l'étude de l'influence des paramètres de fabrication. Ensuite, nous détaillons la caractérisation des micro-actionneurs plans développés, en proposant une comparaison avec un modèle de flexion issu de la littérature. Par la suite, une fois le procédé de fabrication fiabilisé, nous introduisons la commande par retour visuel du micro-actionneur libre, dans un premier temps, et nous présentons la première intégration d'une telle technologie sur un prototype de robot télescopique. Finalement, nous validons expérimentalement le schéma de commande par cinématique inverse développé dans le chapitre 3, en proposant, notamment, l'adaptation de la modélisation détaillée dans le chapitre 2 pour effectuer un suivi de trajectoire.

4.1 Introduction

L'apport de l'actionnement des courbures des tubes des RTC en général, et celui fourni par les micro-actionneurs embarqués en particulier, ont été validés théoriquement dans le chapitre 2 et appuyés par les résultats des simulations de la commande dans le chapitre 3. En effet, nous avons démontré que les performances cinématiques sont supérieures pour les RTC à changements de courbure unidirectionnel et bidirectionnel que pour les RTC standards. De plus, les commandes spécifiques à chaque structure étudiée ont validé ce choix, à travers les simulateurs développés. Cet apport, bien qu'il soit évident suite aux développements théoriques détaillés dans les chapitres précédents, nécessite une validation expérimentale. Afin de répondre à cette exigence, nous avons opté de développer par nos propres moyens, au sein du département AS2M de l'institut FEMTO-ST, les micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs (PEA). Plus particulièrement, les travaux de synthèse et une partie des travaux de caractérisation ont été menés conjointement avec Dr. Amélie Cot, post-doctorante dans l'équipe MiNaRoB et M. Patrick Rougeot, ingénieur de recherche au département AS2M de l'institut FEMTO-ST.

Le développement des micro-actionneurs à base de PEA a nécessité plusieurs cycles de synthèse et de caractérisation, dans le but d'optimiser les paramètres de fabrication pour obtenir les meilleures performances possibles des actionneurs en vue d'une intégration dans un robot. De plus, nous avons partiellement validé une modélisation effectuée par [3] en utilisant un micro-actionneur développé au cours de nos travaux. Par ailleurs, nous nous sommes concentrés sur le développement d'une commande par retour visuel, plus appropriée aux micro-actionneurs, pour des raisons évidentes d'intégration de capteurs dues aux contraintes dimensionnelles. La commande concerne un degré de liberté (DDL) par

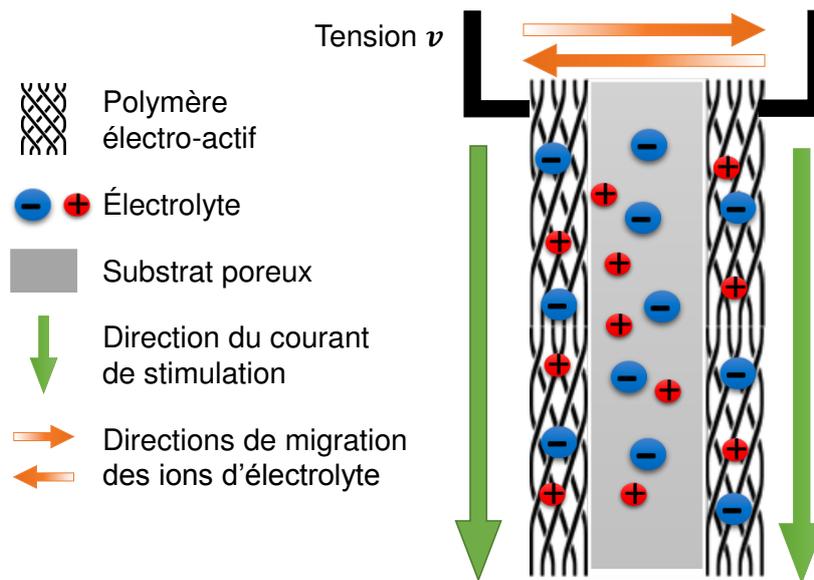


Figure 4.1: Principe de transport de la stimulation électrique du micro-actionneur et de la migration des ions de l'électrolyte à l'origine du changement de volume des électrodes du PEA.

le biais de la position angulaire d'un seul micro-actionneur dans le plan, dans un premiers temps. Dans un second temps, et à travers la première étape de validation, nous avons intégré le micro-actionneur dans un système robotique miniaturisé, télescopique et à deux DDL. La commande en position de ce système a été validée expérimentalement et publiée dans [47], en adaptant, notamment (i) les modélisations géométrique et cinématique développées dans le chapitre 2, (ii) le modèle géométrique inverse introduit dans le chapitre 3 et (iii) la loi de commande par cinématique inverse utilisée dans le chapitre 3 également.

Nous commençons par détailler, dans ce chapitre, le principe de synthèse des micro-actionneurs à base de PEA et nous analysons par la suite l'effet des conditions et paramètres de synthèse sur la qualité et les performances du système. Ensuite, nous proposons la caractérisation des micro-actionneurs en effectuant des mesures statiques et dynamiques, afin de pouvoir valider le modèle décrivant les micro-actionneurs à base de PEA. De plus, nous introduisons la commande par retour visuel de la position angulaire d'un actionneur. Finalement, nous détaillons l'intégration du micro-actionneur dans un prototype de robot télescopique à deux DDL et validons différents schémas de commande.

4.2 Synthèse

Nous entamons ce chapitre en détaillant les premières tentatives de polymérisation chimique de Polypyrrole (PPy) sur plusieurs substrats. Ensuite, nous argumentons le choix d'une autre technique de dépôt : la polymérisation électrochimique. Toutes ces phases sont alors exposées et une étude des effets des différents paramètres et conditions de dépôt est proposée. Nous rappelons ici que le but est d'obtenir un micro-actionneur constitué d'une couche "neutre" et passive (pouvant contenir la solution d'électrolyte) sur laquelle sont greffées deux couches électroactives permettant un moment fléchissant du système, comme détaillé dans les figures 1.19 et 4.1.

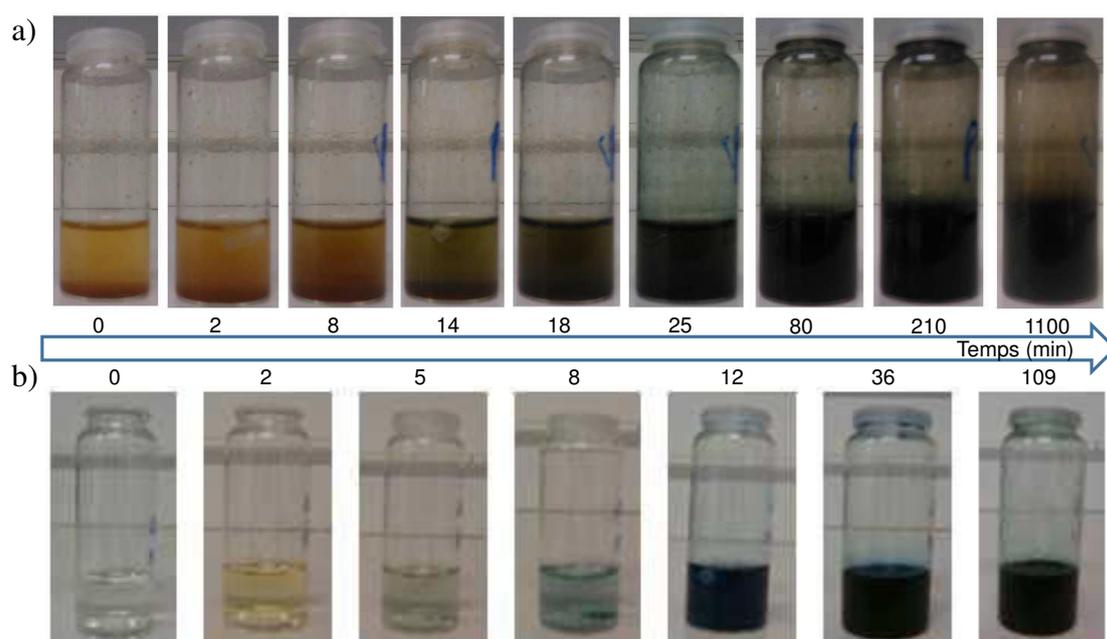


Figure 4.2: Évolution de l'aspect de la solution de dépôt chimique pour le cas a) du PPy et b) de la PANi.

4.2.1 Polymérisation chimique

Ces travaux ont été réalisés conjointement avec Pr. Boris Lakard, à l'institut UTINAM¹ à Besançon.

La polymérisation chimique sur un substrat quelconque commence par la préparation de la solution de monomère. Par la suite, le substrat est immergé dans cette solution et son changement de couleur est suivi au cours du temps. La réaction peut durer jusqu'à deux heures, selon le niveau d'adhérence du polymère sur le substrat choisi.

La procédure de polymérisation chimique a été réalisée en utilisant deux monomères différents. D'une part, le Pyrrole (Py), auquel est ajouté du chlorure de fer (III) (FeCl_3) permet d'obtenir le polymère Ppy. D'autre part, l'Aniline (Ani), à laquelle est ajouté du persulfate d'ammonium (APS) permet d'obtenir le polymère Polyaniline (PANi). Dans le cas du Py, le (FeCl_3) permet d'initier la réaction de polymérisation. Ainsi, la composition totale de la solution est la suivante : 5 mL d'HCl à 0.1 M + 33 mg de monomère (soit 0.1 M de monomère) + 120 mg de FeCl_3 . La couleur noire indique que la polymérisation du Py a eu lieu, sachant que la couleur initiale de la solution est jaunâtre, comme illustrée sur la figure 4.2a.

Concernant la PANi, l'ajout de l'APS résulte en la composition totale suivante : 5 mL d'HCl à 0.1 M + 80 mg d'Ani (soit 0.17 M d'Ani) + 120 mg d'APS. La couleur verte indique que la polymérisation du Py a eu lieu, sachant que la solution initiale est transparente, comme illustrée sur la figure 4.2b.

Bien qu'il soit effectif, le dépôt chimique n'a pas été retenu pour la suite des développements pour différentes raisons. En premier lieu, l'épaisseur du polymère déposé est difficilement contrôlable. En effet, malgré les estimations que nous pouvons émettre, l'épaisseur finale reste aléatoire. De plus, la structuration des électrodes ne peut pas être effectuée en amont de dépôt chimique car, dans ce cas, le polymère croît sur toute la surface du substrat immergée dans la solution, contrairement au dépôt électrochimique, qui se produit sur les surfaces conductrices uniquement. Une mise en forme ultérieure

1. <https://www.utinam.cnrs.fr/>

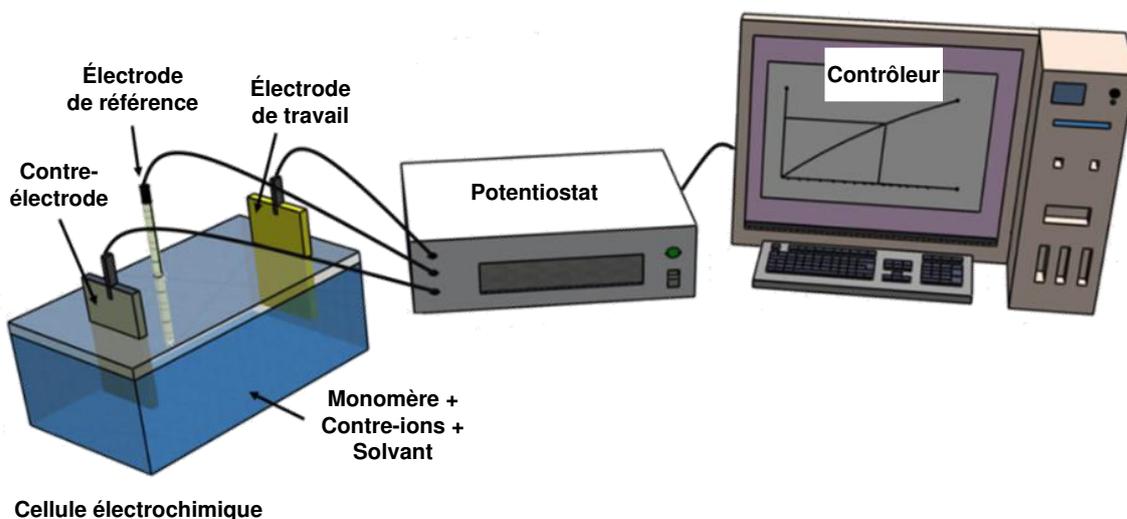


Figure 4.3: Principe du dépôt électrochimique avec le potentiostat et le système à trois électrodes.

au dépôt chimique serait donc nécessaire, mais requiert souvent un investissement conséquent de gravure laser [162, 161], par exemple.

Par conséquent, nous avons choisi la polymérisation électrochimique, qui sera détaillée dans ce qui suit.

4.2.2 Polymérisation électrochimique

La synthèse du PPy est souvent réalisée selon le protocole de Yamaura *et al.* [306, 117, 118]. Tous les échantillons ont été préparés selon un procédé électrochimique utilisant un potentiostat Voltastat PGP 201 (de Tacussel-Radiometer Analytical SA², Villeurbanne, France) contrôlé par le logiciel Voltmaster 4. Un système de dépôt standard a été relié au potentiostat. Il est composé d'une électrode de référence en Ag/AgCl, une grille en Platine comme contre-électrode et d'une électrode de travail qui consiste en l'échantillon en question. Ce dernier est constitué d'une membrane en PVdF Immobilon P provenant de Merck Millipore Corporation³ (Darmstadt, Allemagne) de type hydrophobe, d'épaisseur 110 μm , de diamètre de pore 0.45 μm et de 70 % de porosité. Un schéma simplifié de ce dispositif est illustré sur la figure 4.3.

Afin de conférer la conductivité nécessaire au procédé de dépôt électrochimique, la membrane est recouverte d'une couche de chrome (20 nm) suivi d'une couche d'or (40 nm). Ce procédé de dépôt de couche mince est effectué en salle blanche MIMENTO⁴ (réseau Renatech) par le biais d'un système de pulvérisation cathodique sous vide : le PLASSYS MP 500⁵. Les étapes de fabrication sont résumées dans la figure 4.4. Ainsi, plusieurs épaisseurs de couches métalliques ont été testées afin de trouver un compromis satisfaisant entre la conductivité électrique et la pré-contrainte mécanique induite par le dépôt métallique [20].

2. <http://www.hach.com/ra>

3. <http://www.merckmillipore.com/FR/fr>

4. <http://www.femto-st.fr/fr/Centrale-de-technologie-MIMENTO/>

5. <http://www.femto-st.fr/fr/Centrale-de-technologie-MIMENTO/Centrale-de-technologie-MIMENTO/Ressources-disponibles/Depots-et-Traitements-thermiques/Pulverisation-DC-PLASSYS>

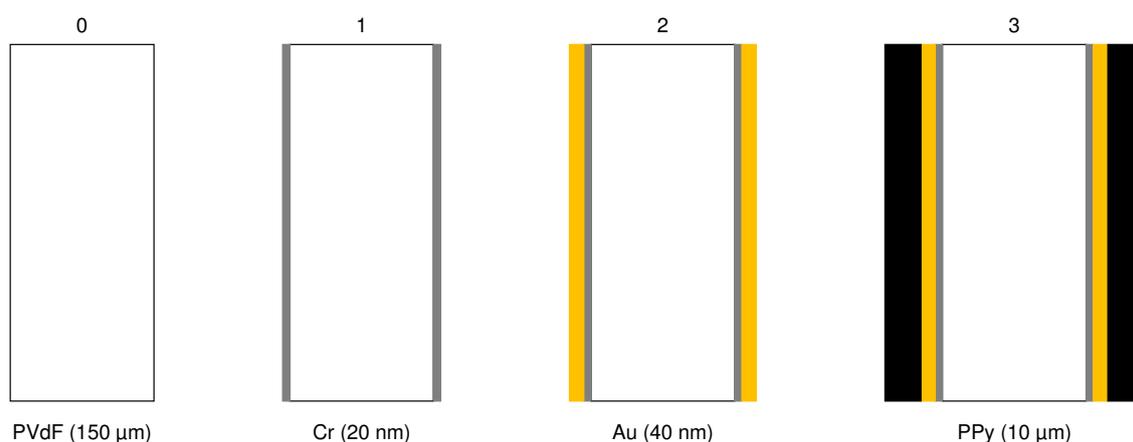


Figure 4.4: Étapes de fabrication d'un micro-actionneur en PEA en utilisant (0) un substrat plan en PVdF. La métallisation est effectuée par pulvérisation cathodique (1) d'une couche mince de chrome et (2) d'or. Finalement, (3) la polymérisation électro-chimique du Py est effectuée.

Le Py, à 99 % pur, de Sigma Aldrich⁶ (Saint-Louis, USA), a été distillé à basse pression avant utilisation à 0.1 M. Le sel électrolytique utilisé est le bis(trifluoromethanesulfonyl)imide de lithium (LiTFSI) à 0.06 M. Nous avons initié un procédé de voltammétrie cyclique sur un substrat en or afin de nous assurer du bon fonctionnement du système et la fiabilité de la solution électrolytique.

Tous les procédés de dépôts électrochimiques ont été effectués dans un environnement réfrigéré à $-20 \pm 2^\circ\text{C}$, avec un dépôt galvanostatique pendant 10 heures avec une densité de courant fixée à $0.2 \text{ mA}/\text{cm}^2$. Ces faibles valeurs de température et de densité de courant ont été choisies afin d'obtenir de meilleures propriétés mécaniques [208] et des propriétés d'actionnement améliorées [181].

Notons ici que la notion de porosité est importante pour un fonctionnement à l'air libre du micro-actionneur. En effet, le substrat est à la fois (i) le support passif sur lequel sont déposées les électrodes conductrices et (ii) le contenant de la solution d'électrolyte, nécessaire à l'actionnement, à travers des pores qui peuvent la stocker et qui permettent le transport des ions lors des réactions d'oxydo-réduction.

4.2.3 Effets des paramètres et conditions de dépôt

Nous étudions dans cette partie l'effet des paramètres et des conditions du dépôt électrochimique dont le protocole a été détaillé dans la partie 4.2.2. Ainsi, nous analysons et argumentons (i) l'effet de l'épaisseur de la couche conductrice qui permet d'initier la croissance du PPy sur le substrat, (ii) le choix du potentiel d'oxydation appliqué, (iii) le choix du solvant adéquat et (iv) la régulation de la température sous laquelle sont opérés les procédés de dépôt.

4.2.3.1 Épaisseur de la couche métallique

L'effet de l'épaisseur de la couche métallique a été étudié afin d'identifier la quantité minimale de métal à déposer tout en gardant des caractéristiques satisfaisantes en terme de conductivité, notamment. La couche de chrome est généralement fixe et sert essentiellement d'accroche pour un matériau plus

6. <https://www.sigmaaldrich.com/france.html>

Épaisseur d'or (nm)	250	400	500
Épaisseur estimée de PPy (μm)	3.45	3.49	3.28

Table 4.1: Variation de l'épaisseur estimée de PPy en fonction de la couche conductrice d'or préalablement déposée.

conducteur, comme l'or utilisé dans notre cas. Ainsi, l'effet de l'épaisseur de la couche d'or a été étudié sur un tube en polytétrafluoroéthylène (PTFE) de 2 mm de diamètre. Trois niveaux de dépôt d'or ont été réalisés et suivis par une polymérisation électrochimique par chrono-ampérométrie qui a été effectuée sous un potentiel d'oxydation faible de 1.3 V pendant 90 s à température ambiante en utilisant le perchlorate de lithium ($LiClO_4$) comme électrolyte. Par la suite, l'épaisseur de la couche de PPy déposée a été estimée en utilisant la loi de Faraday et les résultats sont résumés dans la table 4.1.

Les épaisseurs de la couche d'or déposée ont eu une faible influence sur l'épaisseur de la couche de PPy. Ainsi, la couche conductrice la plus fine permet une conductivité efficace et suffit pour initier le processus de polymérisation électrochimique. Par ailleurs, dans le cas du substrat plan utilisé dans ces travaux, la couche métallique, en plus d'augmenter la rigidité du micro-actionneur, induit de très importantes précontraintes qui déforment fortement la surface.

4.2.3.2 Potentiel d'oxydation

Afin d'identifier le potentiel d'oxydation adéquat à utiliser pendant le processus de polymérisation électrochimique, trois tensions ont été testées dans les mêmes conditions précédentes et avec le même type de substrat. La morphologie des échantillons a été étudiée par la suite et les images obtenues par microscope électronique à balayage (MEB) sont illustrées sur la figure 4.5.

Les images MEB montrent un aspect nodulaire et rugueux de la surface, notamment à cause de la présence de nodules pour tous les potentiels d'oxydation testés. Cependant, pour le plus faible potentiel (0.6 V), nous remarquons que les nodules sont de plus faibles dimensions et plus dispersés, ce qui réduit fortement la rugosité de la surface. Ainsi, un faible potentiel d'oxydation est préféré afin de conférer à la couche de PPy une compacité nécessaire pour garder un certain niveau de conductivité, de stabilité mécanique (éviter le pelage) et par conséquent, d'actionnement.

4.2.3.3 Solvant

Le choix du solvant est également un facteur important à prendre en considération lors de la polymérisation électrochimique afin d'obtenir des dépôts de qualité satisfaisante en vue de l'actionnement. Son rôle est de dissoudre les sels utilisés (*cf.* paragraphe 4.2.2) et il doit être miscible avec le monomère utilisé. Ainsi, des solvants aqueux – l'eau – et non aqueux – acétonitrile ou cyanure de méthyle (CH_3CN) – ont été comparés et les images MEB sont présentées sur la figure 4.6.

Les images MEB montrent que la morphologie de l'échantillon déposé avec l'acétonitrile est moins rugueuse que celle de l'échantillon déposé avec le solvant aqueux. En effet, une porosité importante pourrait affecter la conductivité de l'actionneur. Par conséquent, le solvant organique est préféré pour obtenir de meilleurs actionneurs.

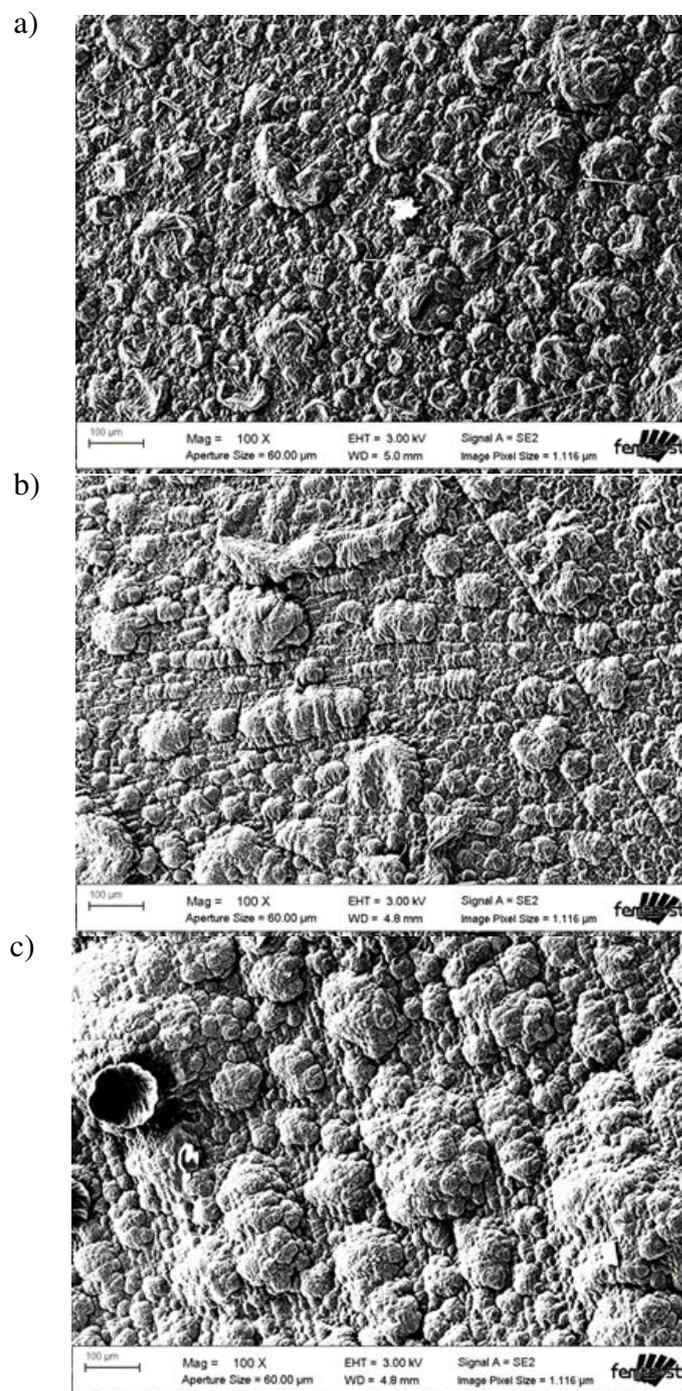


Figure 4.5: Images MEB de la morphologie des couches de PPy déposées en fonction du potentiel d'oxydation utilisé : a) 0.6 V, b) 0.8 V et c) 1 V.

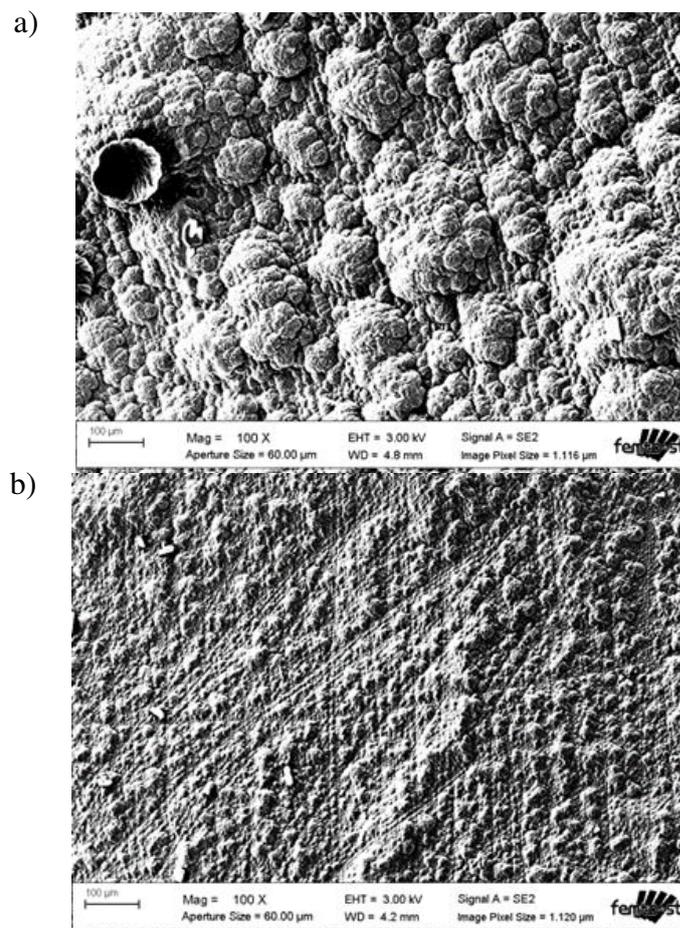


Figure 4.6: Images MEB de la morphologie des couches de PPy déposées en fonction du solvant utilisé : a) eau et b) acétonitrile.

Durée de polymérisation (<i>h</i>)	2	6	10	14
Déplacement maximal (<i>mm</i>)	18.41	41.82	39.52	27.82

Table 4.2: Effet de la durée de polymérisation sur la capacité de déformation du micro-actionneur.

4.2.3.4 Température

La température de déroulement du processus de polymérisation a un impact considérable sur la qualité du dépôt. Dans ce sens, trois températures différentes (23, 13 et -3°C) ont été testées, en utilisant un bain de glace et de sel (à 23 %). Les résultats des images MEB sont présentés sur la figure 4.7.

Ces résultats montrent qu'à température ambiante (24°C), les films de polymère déposés sont assez rugueux, contre une rugosité nettement moins prononcée à basse température (-3°C). En effet, la température est un facteur cinétique pour la polymérisation et permet de ralentir le processus tout en assurant une meilleure uniformité de la surface obtenue. Ainsi, les températures négatives sont préférées pour tous les processus de dépôt électrochimique. Comme la baisse de température affecte l'épaisseur de polymère déposé, il est important d'augmenter, en contre-partie, le temps de dépôt pour assurer l'épaisseur et la compacité.

4.2.3.5 Durée de polymérisation

L'étude de l'effet de la température de polymérisation a démontré que la cinétique de la réaction est un facteur important en vue d'obtenir la structure et les performances souhaitées du micro-actionneur. Ainsi, nous avons également étudié l'effet de la durée de polymérisation pour une température choisie de -25°C . Les durées testées sont respectivement de 2, 6, 10 et 14 heures. Un intervalle important de 4 heures a été préféré afin de pouvoir distinguer clairement une différence. Une fois l'échantillon préparé, nous mesurons le déplacement maximal de son extrémité à l'aide d'une caméra. Nous rappelons que les dimensions du micro-actionneur sont $30 \times 2 \times 0.13 \text{ mm}^3$. Pour chaque échantillon, nous appliquons plusieurs échelons de tension entre $\pm 1.1 \text{ V}$ avec un incrément de 0.1 V et nous enregistrons une vidéo. La durée de chaque échelon est 55 s afin de permettre la stabilisation complète du micro-actionneur. Un délai d'attente supplémentaire est respecté à la suite de l'échelon, afin de permettre le retour à l'état initial (tension appliquée nulle). Enfin, nous traitons les images obtenues par des outils de calculs morphologiques conventionnels de Matlab : (i) en les transformant d'abord en noir et blanc moyennant un seuillage adéquat (fonction *imextendedmin* avec le niveau de seuillage comme paramètre), (ii) en exportant, ensuite, la squelette de la tâche qui représente le micro-actionneur (fonction *bwmorph* avec 'skel' comme option), (iii) puis en retrouvant ses extrémités (fonction *bwmorph* avec 'endpoints' comme option). Les courbes de mesures sont illustrées sur la figure 4.8 et résumées dans la table 4.2.

D'après les résultats précédents, nous pouvons remarquer que le comportement des échantillons de durée 2 *h* et 14 *h* présente des déplacements, inférieurs à 10 *mm* pour des tensions d'actionnement inférieures à 0.9 *V*. Ceci est illustré par "le plateau" sur les courbes de la figure 4.8. En effet, pour l'échantillon préparé en 2 *h*, nous estimons qu'une couche très fine de PPy a été déposée, dégradant ainsi la conductivité des électrodes et les déformations possibles. En revanche, l'échantillon de 14 *h* possède une épaisseur de couche de PPy très importante qui requiert un temps plus conséquent (en comparaison aux autres échantillons 6 *h* et 10 *h*) pour être totalement actionnée par la stimulation électrique. De plus, le transport d'ions et leur migration de part et d'autre du micro-actionneur sont plus lents dans le cas d'une épaisseur de couche de PPy plus importante (à épaisseur de substrat constante), comme schématisé

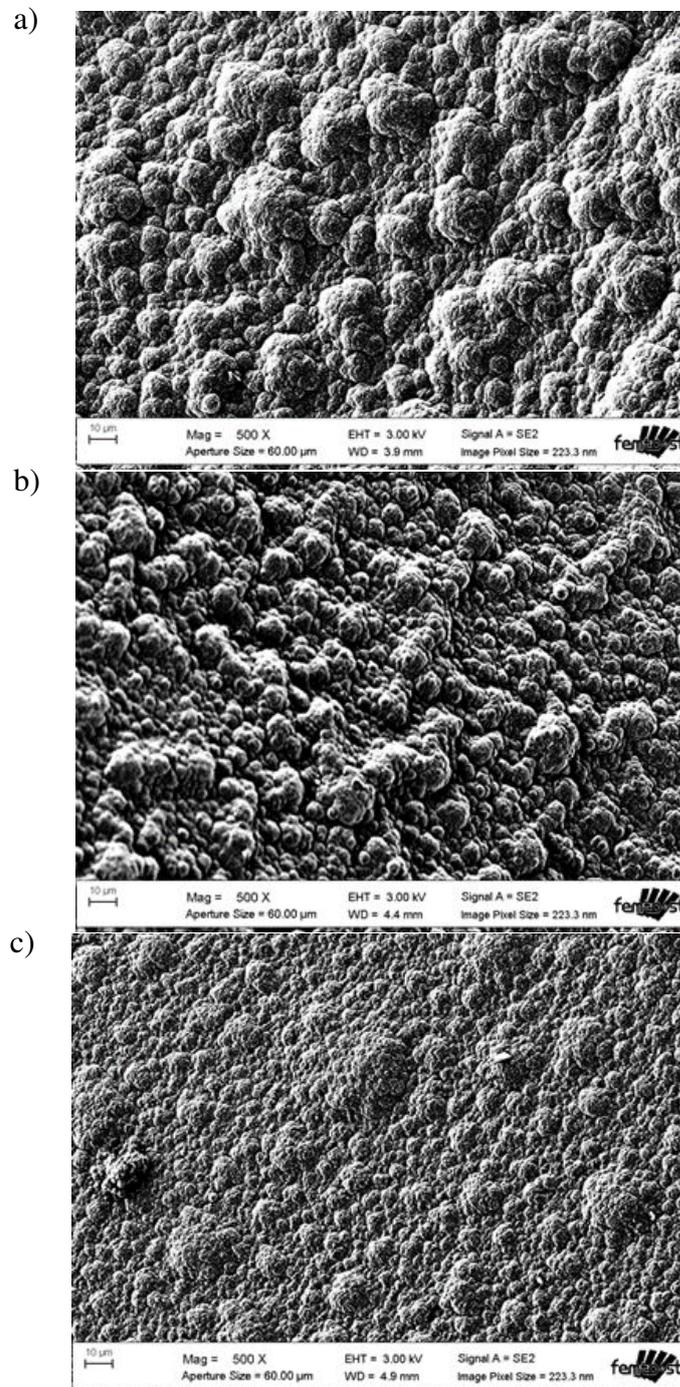


Figure 4.7: Images MEB de la morphologie des couches de PPy déposées en fonction de la température de polymérisation à : a) 24°C, b) 13°C et c) -3°C.

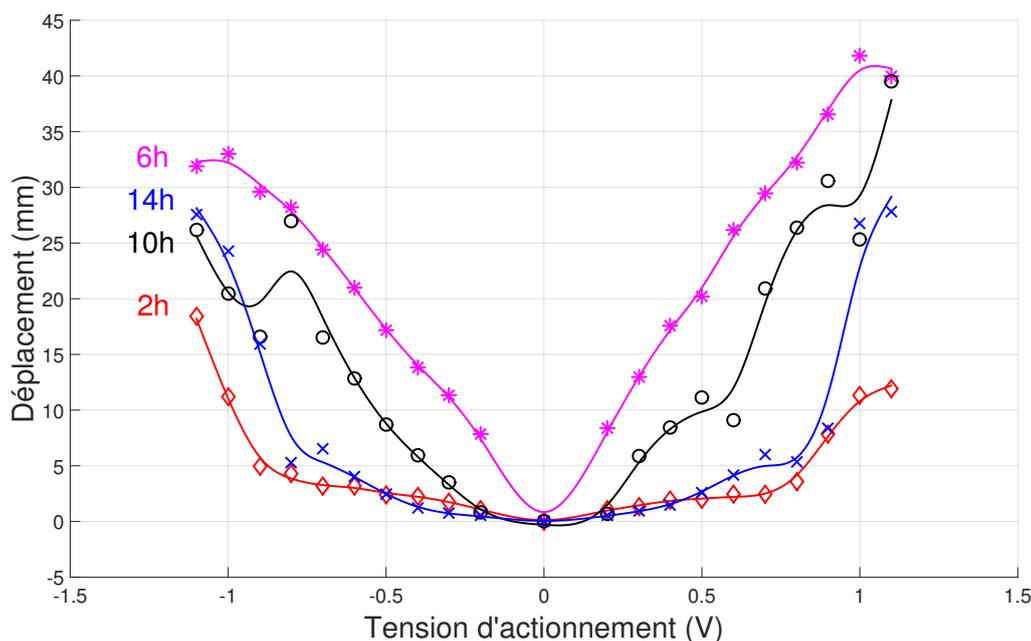


Figure 4.8: Mesure de l'influence de la durée de polymérisation sur le déplacement maximal généré par le micro-actionneur (dimensions $30 \times 2 \times 0.13 \text{ mm}^3$) pour différentes tensions d'actionnement.

sur la figure 4.1.

De plus, nous remarquons que les échantillons de 6 h et 10 h présentent un compromis satisfaisant entre l'épaisseur des électrodes de PPy et l'amplitude de déplacement. En effet, pour ces deux derniers échantillons, les 10 mm de déplacement sont dépassés dès 0.5 V de tension d'actionnement environ. Ainsi, ils requièrent moins d'amplitude de tension pour produire des déplacements plus importants. Par ailleurs, il est à noter que le comportement de l'échantillon de 6 h est plus linéaire, ce qui permet d'envisager une loi de transduction plus simple en vue de la commande en position du micro-actionneur.

Néanmoins, nous pouvons déduire d'après la figure 4.8 que le comportement de tous les échantillons n'est pas symétrique. Ceci peut être expliqué par les différentes contraintes mécaniques induites lors du processus de métallisation du substrat et/ou suite à l'immersion du micro-actionneur dans la solution d'électrolyte nécessaire à l'actionnement.

4.2.4 Conclusion intermédiaire

L'étude des paramètres et conditions de dépôt nous a mené à choisir le procédé de polymérisation électro-chimique précédé de l'étape de métallisation du substrat poreux, tel que décrit dans la figure 4.4. En effet, la synthèse des micro-actionneurs se fait après un dépôt de couche mince de chrome/or ($< 70 \text{ nm}$), à basse température (environ -20° C), par le biais d'une solution de LiTFSI et avec une basse tension de dépôt (0.7 V) pendant 10 h. Ces paramètres ont été choisis comme référence pour la synthèse des échantillons et seront étudiés plus en détail avec la caractérisation des micro-actionneurs présentée dans la partie suivante.

4.3 Caractérisation

La caractérisation des micro-actionneurs à base de PEA est réalisée à partir de l'identification de leurs comportements statique et dynamique. En effet, la caractérisation statique comporte les mesures (i) de déplacement angulaire des micro-actionneurs, (ii) de leurs courbures, (iii) des forces de blocage de l'organe terminal, ainsi que (iv) de l'effet de l'encapsulation sur la durée de vie en fonction du signal de commande appliqué et de la durée de polymérisation électrochimique. Elle comporte également la comparaison avec un modèle de la littérature qui permet d'identifier le déplacement du micro-actionneur en fonction de la tension appliquée. Par ailleurs, la caractérisation dynamique inclut l'analyse de la réponse temporelle en matière de déplacement angulaire. Il est à noter que les micro-actionneurs utilisés dans la suite des développements ont des dimensions de $32 \times 2 \times 0.13 \text{ mm}^3$ où une longueur de 2 mm environ sert à leur fixation par la pince. Afin de pouvoir effectuer cette caractérisation, nous présentons dans la suite le dispositif expérimental utilisé.

4.3.1 Dispositif expérimental

4.3.1.1 Matériel utilisé

Le contrôleur de la tension appliquée et la caméra sont régis par le biais d'un programme Matlab/Simulink utilisant la plateforme d'asservissement visuel Visual Servoing Platform (ViSP)⁷ à travers les blocs open-source dédiés CVLink⁸. Le logiciel de calcul numérique Matlab 2011b est utilisé sur un ordinateur de processeur Intel Xeon CPU 2.33 GHz.

Le suivi de la position de l'actionneur est effectué en utilisant une caméra IEEE 1394 Guppy Fire-Wire⁹ placée en face de la plus petite dimension de l'actionneur (son épaisseur) comme illustré sur la figure 4.9. L'actionneur est fixé par une pince conductrice miniaturisée connectée aux fils d'alimentation. Ceux-ci sont connectés à un module d'acquisition de données multi-fonctions de type USB-6211 de National Instruments¹⁰. Deux sorties analogiques, pouvant opérer entre $\pm 10 \text{ V}$ avec une résolution de 3.512 mV , sont utilisées pour envoyer la tension et une entrée analogique est utilisée pour mesurer le courant avec un quantum de 0.088 mV via une résistance de 10Ω .

4.3.1.2 Suivi de position

En utilisant le retour visuel, la position de l'actionneur est détectée dans l'image à travers un traitement de cette dernière suite à un seuillage. Cette détection est effectuée par le biais d'un marqueur physique de forme circulaire, sur lequel un point de 1 mm de diamètre est dessiné (3.5 % de la plus grande dimension de l'actionneur), placé sur l'extrémité de l'actionneur. Afin d'assurer une détection fiable du marqueur, et en plus du seuillage, des tests sur la surface, ainsi que sur la circularité du motif détecté (à travers le quotient isopérimétrique) sont effectués. Cette opération permet une détection robuste tout au long des expériences, ce qui permet de s'affranchir des éventuels problèmes de variations de luminosité. De plus, et afin de limiter ce dernier effet, une source de lumière froide est placée derrière la scène, évitant ainsi de perturber la température de l'environnement de l'actionneur.

7. <https://visp.inria.fr/>

8. <https://sourcesup.renater.fr/cvlink/>

9. <https://www.alliedvision.com/en/digital-industrial-camera-solutions.html>

10. www.ni.com/

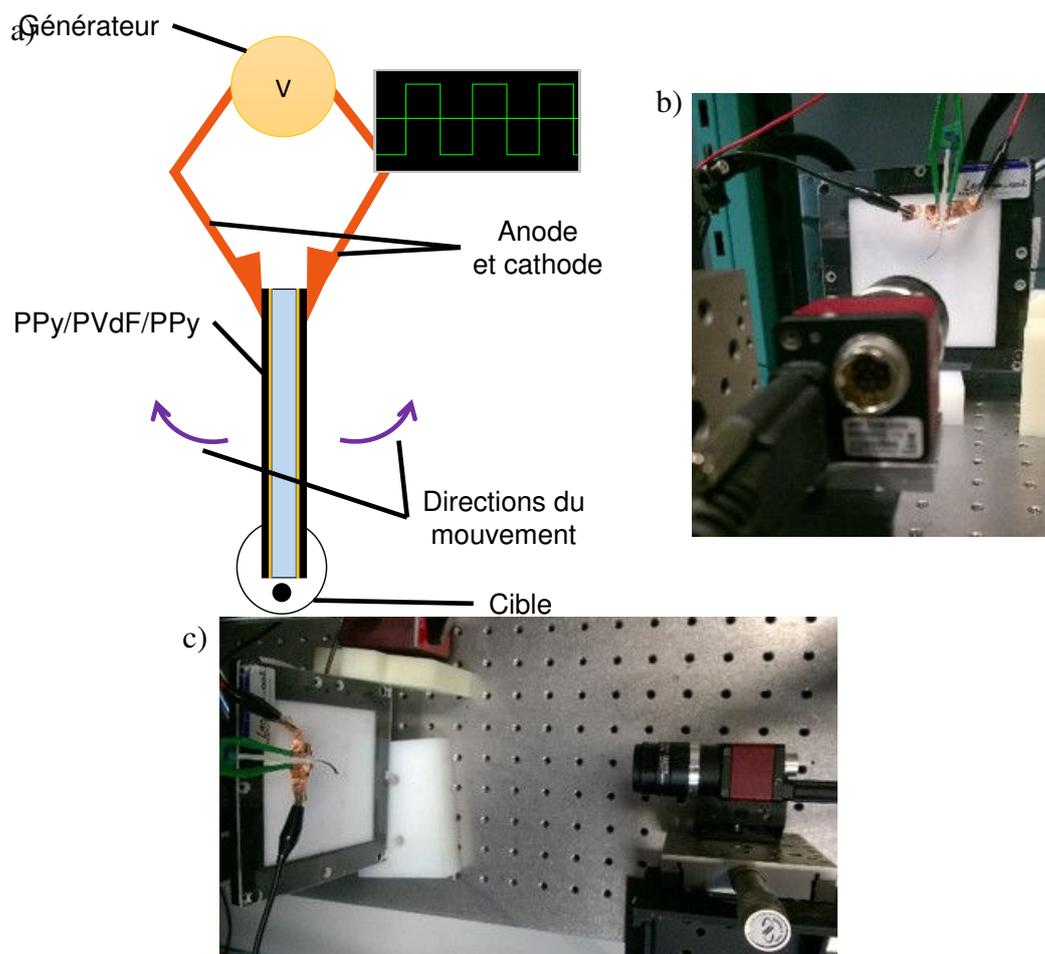


Figure 4.9: Description du dispositif d'actionnement avec a) une représentation schématique, b) la vue de face et c) la vue de dessus.

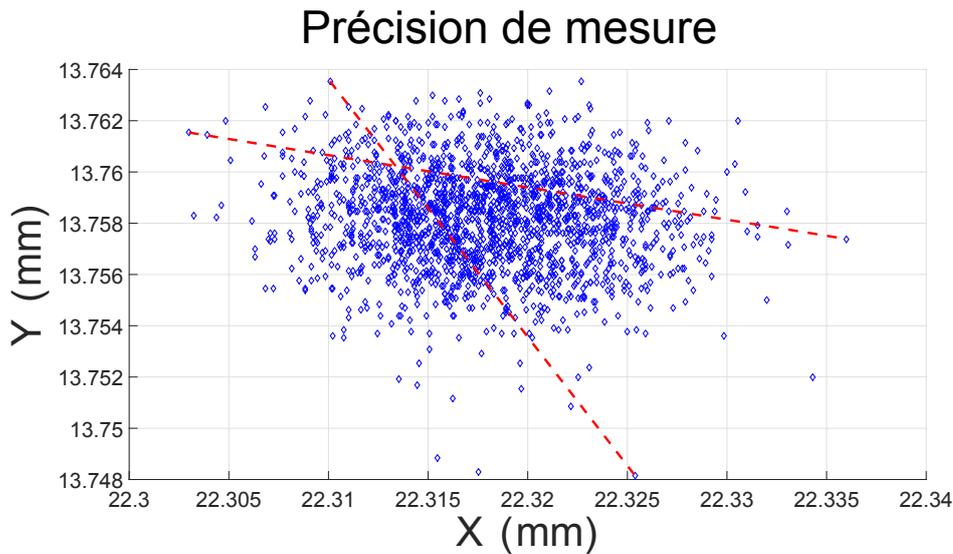


Figure 4.10: Variation de la position du barycentre du marqueur dans une position statique de l'actionneur. Les lignes rouges discontinues représentent les déviations maximales horizontale et verticale de la mesure.

4.3.1.3 Précision de la mesure

La précision de la mesure (détection et suivi du marqueur) dépend essentiellement de la taille du marqueur. Un marqueur circulaire de faible dimension risque de ne pas être détecté à cause des motifs naturellement présents dans la scène, tandis qu'un marqueur de dimension importante risque d'altérer le mouvement mécanique de l'actionneur. Afin de détecter la précision de mesure, l'actionneur est placé dans une position statique et le barycentre du marqueur est détecté pendant un certain temps par la caméra. Selon l'étalonnage de la caméra, la variation de la position de la cible est illustrée sur la figure 4.10 et convertie par la suite en millimètres. Selon cette figure, l'erreur horizontale de détection est d'environ $33 \mu\text{m}$ tandis que l'erreur verticale est de $22 \mu\text{m}$.

4.3.2 Caractérisation statique

4.3.2.1 Mesure des courbures

Afin de pouvoir exploiter le modèle géométrique inverse (MGI) précédemment établi dans le chapitre 3, l'identification de la courbure résultante de l'actionnement est réalisée. Des tensions d'actionnement variant entre $\pm 0.7 \text{ V}$ sont appliquées aux bornes du micro-actionneur et sa forme finale est observée sur la figure 4.11. Ces tensions sont appliquées lorsque le micro-actionneur est en position initiale. Ainsi, une phase de neutralisation est effectuée avant le début de chaque nouvelle mesure pour éviter les perturbations de mesure et les effets du phénomène d'hystérésis. Par la suite, nous traitons les images des observations afin de mesurer les courbures résultantes par le biais des fonctions de morphologie mathématique de Matlab, notamment. En effet, les images obtenues en niveaux de gris, sont transformées en images en noir et blanc par un seuillage adéquat. Ainsi, le micro-actionneur est assimilé à une tache blanche sur un fond blanc uniforme. Ensuite, le squelette de la tache est calculée et ses coordonnées dans l'image sont extraites. À partir de ces points, nous appliquons une fonction d'approximation circulaire des courbes, qui permet de retrouver le centre et le rayon r de l'arc de cercle décrit par le micro-actionneur. Sachant que la longueur ℓ de ce dernier est connue, la mesure de l'angle

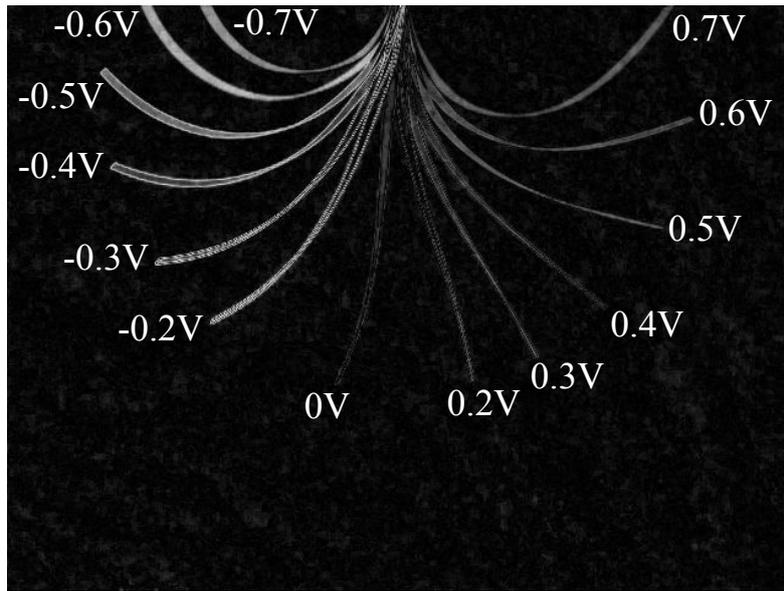


Figure 4.11: Superposition des images des positions finales de l'actionneur suite à l'application de tensions d'amplitudes comprises entre ± 0.7 V.

Tension appliquée (V)	Courbure maximale (m^{-1})	Rayon de courbure (m)
-0.2 0.2	24 12	4×10^{-2} 8×10^{-2}
-0.3 0.3	34 20	3×10^{-2} 5×10^{-2}
-0.4 0.4	48 30	2×10^{-2} 3.3×10^{-2}
-0.5 0.5	61 42	1.6×10^{-2} 2.3×10^{-2}
-0.6 0.6	78 60	1.3×10^{-2} 1.6×10^{-2}
-0.7 0.7	100 78	1×10^{-2} 1.3×10^{-2}

Table 4.3: Courbures maximales et rayons de courbure en fonction de la tension d'actionnement.

de courbure θ est effectuée trivialement entre le centre du cercle approximé et les deux extrémités du micro-actionneur. Nous pouvons alors retrouver la courbure κ via la relation : $\theta = \kappa \ell$, telle que $\kappa = 1/r$. Les résultats de ces mesures sont rassemblés dans la table 4.3.

D'après la figure 4.11, une pré-contrainte mécanique est observée sur le micro-actionneur lorsqu'aucune tension ne lui est appliquée, ce qui explique la disparité des résultats entre les deux côtés du déplacement, remarquée dans la table 4.3. Bien que le procédé de synthèse soit maîtrisé, un actionneur parfaitement plan est difficile à obtenir. En effet, une première pré-contrainte est induite lors du procédé de pulvérisation cathodique des couches minces de chrome et d'or. De plus, des pré-contraintes supplémentaires sont potentiellement provoquées par l'immersion (i) du substrat conducteur dans la solution de dépôt électrochimique et (ii) du micro-actionneur dans la solution d'actionnement nécessaire à son fonctionnement.

Ces résultats montrent que pour l'actionneur utilisé, de très faibles tensions ($||v|| < 0.7$ V) sont requises pour obtenir des angles de courbure pouvant atteindre jusqu'à 180° pour les tests illustrés sur la

figure 4.11. Au delà de cette amplitude, nous avons observé que l'actionneur est capable de s'enrouler autour de lui-même et la mesure de la courbure devient impossible.

4.3.2.2 Comparaison à un modèle de la littérature

Nous avons validé expérimentalement la synthèse et procédé à la caractérisation des micro-actionneurs à base de PPy afin d'en déduire les performances. Par conséquent, nous proposons de comparer nos résultats à l'état de l'art, à travers notamment un modèle détaillé dans ce qui suit.

Présentation du modèle de référence

De nombreux modèles ont été développés pour des micro-actionneurs en PEA plan. Ainsi, des modèles linéaires [175, 196, 75] et non linéaires [90, 3, 89] ont été proposés. Le modèle développé par Alici *et al.* a été d'un intérêt particulier car les expériences ont été menées dans des conditions comparables à nos travaux, à savoir le même polymère conducteur (PPy), le même substrat (membrane en PVdF), des solutions d'électrolytes composés d'ions de mêmes dimensions (TFSI⁻), des micro-actionneurs de dimensions comparables, etc. Par ailleurs, ce modèle prend en considération la plupart des propriétés de l'actionneur, ainsi que les propriétés électriques comme la relation entre la tension appliquée et l'état oxydé résultant. De plus, des paramètres chimiques sont pris en compte comme la diffusion ionique et les poids moléculaires. Finalement, ce modèle introduit les propriétés mécaniques et géométriques telles que le module d'élasticité et les dimensions de chaque composant du micro-actionneur. En tenant compte de ce modèle, les courbures résultant de la flexion de l'actionneur peuvent être modélisées en fonction des tensions appliquées. Ces calculs résultent de la force générée à l'extrémité de l'actionneur et du moment fléchissant obtenus par le biais de la loi de Hooke :

$$d'' - (1 + (d')^2) \frac{[\gamma v C_e / b L (h_2 - h_1)] b (h_2^2 - h_1^2)}{E_{PPy} (2 b (h_2^3 - h_1^3) / 3) + E_{PVdF} (2 b h_1^3 / 3)} = 0 \quad (4.1)$$

qui peut être simplifiée par l'équation :

$$d'' - (1 + (d')^2) \frac{3 \gamma v C_e (h_2 + h_1)}{2 b L [E_{PPy} (h_2^3 - h_1^3) + E_{PVdF} h_1^3]} = 0 \quad (4.2)$$

Les paramètres et variables utilisés dans cette modélisation sont résumés dans la table 4.4. Afin de comparer ce modèle aux résultats expérimentaux, il est nécessaire de résoudre cette équation différentielle non-linéaire du second ordre. L'équation (4.2) est résolue numériquement en intégrant les paramètres expérimentaux réels.

Afin de compléter ces paramètres, il est nécessaire de caractériser expérimentalement la capacité électrique C_e du micro-actionneur. En effet, la relation entre la tension d'actionnement et l'échange des charges est déterminante pour décrire la proportionnalité entre le moment fléchissant et la tension d'actionnement. Ainsi, une chronoampérométrie est effectuée en utilisant un potentiostat et un système conventionnel à trois électrodes (*cf.* figure 4.3) dans la solution d'actionnement. L'échange de charges entre l'électrolyte et le PPy, traduit en courant, est alors obtenu, comme illustré dans la figure 4.12 et exprimé dans l'équation (4.3).

$$\Delta Q = \Delta v C_e \quad (4.3)$$

Variable	Nom	Valeur
d	déplacement vertical	/
γ	facteur de correction	à déterminer
v	tension	de 0.2 à 0.7 V
C_e	capacité électrique	à déterminer
h_1	demi-épaisseur du PVdF	55 μm
h_2	demi-épaisseur du PVdF + épaisseur du PPy	55 μm + 10 μm = 65 μm
b	largeur de l'actionneur	3 mm
L	longueur de l'actionneur	20 mm
E_{PPy}	module d'Young du PPy	80 MPa [254]
E_{PVdF}	module d'Young du PVdF	440 MPa [254]

Table 4.4: Paramètres et variables du modèle développé par Alici *et al.* [3].

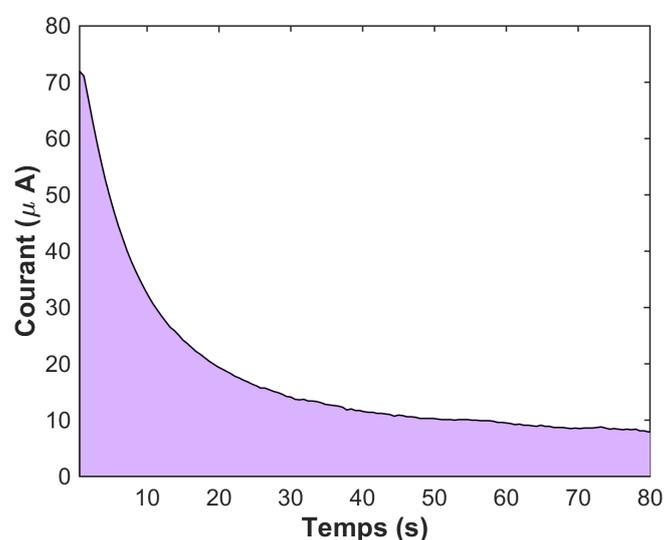


Figure 4.12: Courant mesuré dans la solution du système à 3 électrodes lors de l'application d'un échelon de tension.

avec ΔQ l'échange de charges, Δv la différence de potentiels appliquée et C_e la capacité électrique. L'intégration du courant est réalisée afin de déterminer la capacité, qui est $C_e = 0.9 \cdot 10^3 F$ pour le micro-actionneur considéré lors de ces travaux.

Le dernier paramètre à retrouver est le facteur correctif γ , qui permet de déterminer le rapport entre l'échange des ions et le volume induit du polymère conducteur. Il s'agit d'un paramètre empirique déterminé pour une meilleure conformité des données expérimentales par rapport au modèle déterminé. D'après les expériences, γ est identifié dans la plage entre 0.94×10^{-1} et $1.125 \times 10^{-1} (F/m^2)/(C/m^3)$.

Validation expérimentale du modèle de micro-actionneur

La comparaison entre les données expérimentales et les valeurs du modèle est illustrée dans la figure 4.13 où la forme de l'actionneur est représentée. Les lignes en bleu représentent le modèle et celles en autres couleurs symbolisent les données expérimentales pour différentes tensions d'alimentation

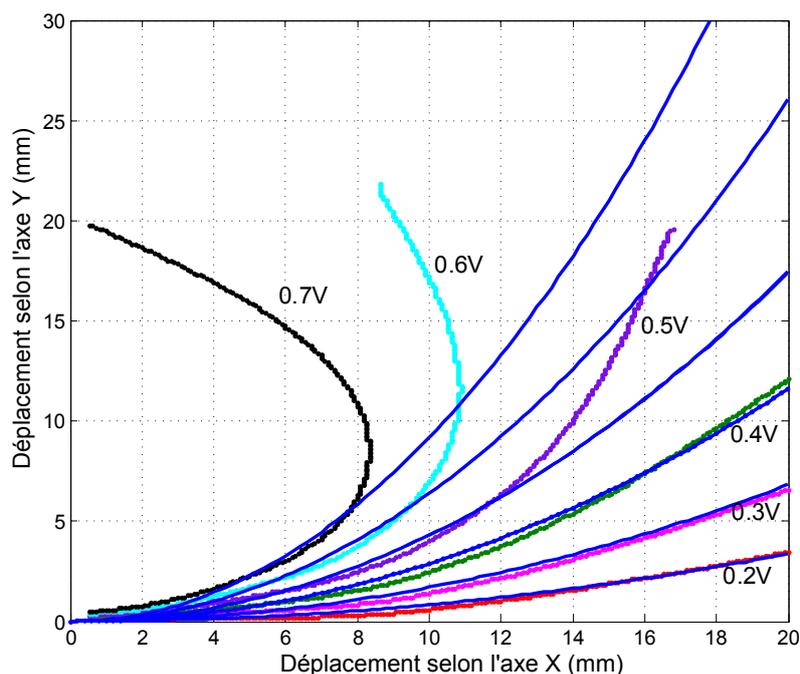


Figure 4.13: Comparaison des données expérimentales (couleurs) et des prédictions du modèle (lignes en bleu).

entre 0.2 et 0.7 V.

La forme de l'actionneur est quasiment similaire au modèle pour des tensions entre 0.2 et 0.4 V. Au-delà de ces valeurs, le modèle reste valide pour une partie limitée de l'actionneur, à savoir une longueur proximale de 6 à 10 mm, sachant que la longueur totale du micro-actionneur est de 30 mm. Dès lors, le modèle n'est valide que pour des actionneurs de longueurs limitées. De plus, ce modèle ne prend en considération que les angles aigus, tandis que les angles de courbures, obtenus pour des tensions d'activation supérieures à 0.6 V, dépassent les 90°.

Ainsi, nous avons validé le processus de synthèse des micro-actionneurs plans. Ces derniers sont fonctionnels et ont pu être caractérisés. Leur fonctionnement a été validé comme similaire à un modèle de la littérature, moyennant les conditions de validité de ce dernier.

4.3.2.3 Durée de vie et encapsulation

L'étude de la durée de vie du micro-actionneur et de son utilisation, dans un contexte biomédical, pose deux problématiques importantes : l'utilisation d'une solution d'actionnement adéquate et l'encapsulation du micro-actionneur dans tous les cas.

En effet, les performances du micro-actionneur se dégradent au cours du temps et en fonction du nombre de cycles effectués. Ceci est dû à l'évaporation de la solution électrolytique d'actionnement dans laquelle est immergé le micro-actionneur avant utilisation [79]. Ainsi, nous avons proposé l'utilisation d'une solution ionique d'actionnement (noté échantillon B), qui, contrairement à la solution de LiTFSI (noté échantillon A), n'est pas aqueuse et ne subit pas d'évaporation dans les conditions des expériences, c'est-à-dire à température ambiante. La solution testée est le $C_8H_{11}F_6N_3O_4S_2$: Lithium bis(trifluoromethanesulfonyl)imide composée du cation 1-Ethyl-3-methylimidazolium et de l'anion bis-

(trifluoromethanesulfonyl)imide (1 : 9 *M* de ratio) à 99 % pur, provenant de Solvionic¹¹ (Toulouse, France). Cette solution est hydrophobe et présente une conductivité de 9 *mS/cm* à 25°C. Néanmoins, l'inconvénient du prix de ce type de solution (5.34 *euro/gramme*) limiterait leur utilisation à une plus grande proportion que le test ponctuel que nous effectuons. L'actionnement choisi est un cycle carré d'amplitude 0.7 *V* et de période 20 *s* afin de permettre la stabilisation complète dans chaque direction de mouvement. Notons ici qu'avec la solution A, le micro-actionneur fonctionne pendant 4 heures environ. Néanmoins, avec la solution B, nous avons noté un fonctionnement supérieur à 100 heures (plus de 4 jours) en gardant une amplitude de déplacement comparable.

Par ailleurs, dans le contexte applicatif des micro-actionneurs à base de PEA, nous avons procédé à leur encapsulation par le biais d'une solution de PolyDiMéthylSiloxane (PDMS) : un polymère organominéral de la famille des siloxanes, non-toxique et inerte (utilisé dans les lentilles de contact et les shampoings ou comme additif alimentaire, notamment). Un système à deux compartiments MED2-4220 Silicone de NuSil Technology LLC¹² (Carpinteria, Californie, USA) a été utilisé pour fixer le PDMS sur le micro-actionneur suite à son immersion dans la solution d'actionnement afin de garder une quantité suffisante d'électrolyte. Dans un premier compartiment, nous plaçons le monomère (DMS) et dans le second, le réticulaire. Après le mélange des deux composants, une pompe à vide est utilisée afin d'extraire les bulles d'air piégées dans le mélange. Par la suite, une couche fine du PDMS obtenu est étalée sur le micro-actionneur en utilisant une spatule. L'ensemble est aussitôt introduit dans un four de recuit à 70°C pendant une heure. Le résultat est vérifié par imagerie MEB, dont un exemple est illustré sur la figure 4.14.

Ensuite, le micro-actionneur encapsulé avec le PDMS, que nous notons "échantillon C", est testé en actionnement cyclique dans l'air (signal carré d'amplitude 0.7 *V* et de période 20 *s*). Sa dégradation est comparée à celle du micro-actionneur non-encapsulé dans la figure 4.15.

Nous remarquons, d'après la figure 4.15, que la dégradation relative de l'échantillon C, après environ 4 heures de fonctionnement, est nettement moins prononcée que celle de l'échantillon A. De plus, la dégradation de l'échantillon C est plus linéaire que celle de l'échantillon A, ce qui permettrait de prédire l'évolution de son comportement plus facilement. Néanmoins, l'amplitude de déplacement est environ 3 fois plus faible pour l'échantillon C. Ainsi, bien que l'encapsulation diminue fortement l'évaporation de la solution d'actionnement, elle engendre une rigidité supplémentaire au micro-actionneur et en diminue la déformation résultante. Dans l'avenir, un contrôle précis des dépôts de PDMS sera envisagé par des techniques d'enduction centrifuge (plus connue sous son nom anglais *spin coating*).

En outre, nous avons comparé l'évolution des échantillons A et C dans un milieu liquide (eau), avec le même signal d'actionnement. Les enregistrements vidéos de ces tests ont montré que l'échantillon C est resté en fonctionnement pendant 24 minutes, contre 10 minutes environ pour l'échantillon A. Ainsi, la diffusion ionique (et donc sa dégradation) est plus rapide dans un milieu liquide pour un micro-actionneur non-encapsulé par rapport à la solution d'encapsulation par PDMS. Néanmoins, l'encapsulation doit être encore améliorée pour augmenter la durée de fonctionnement en milieu liquide afin d'envisager une application réelle.

4.3.2.4 Mesures de forces

Dispositif expérimental

11. <http://fr.solvionic.com/>

12. <https://nusil.com/fr>

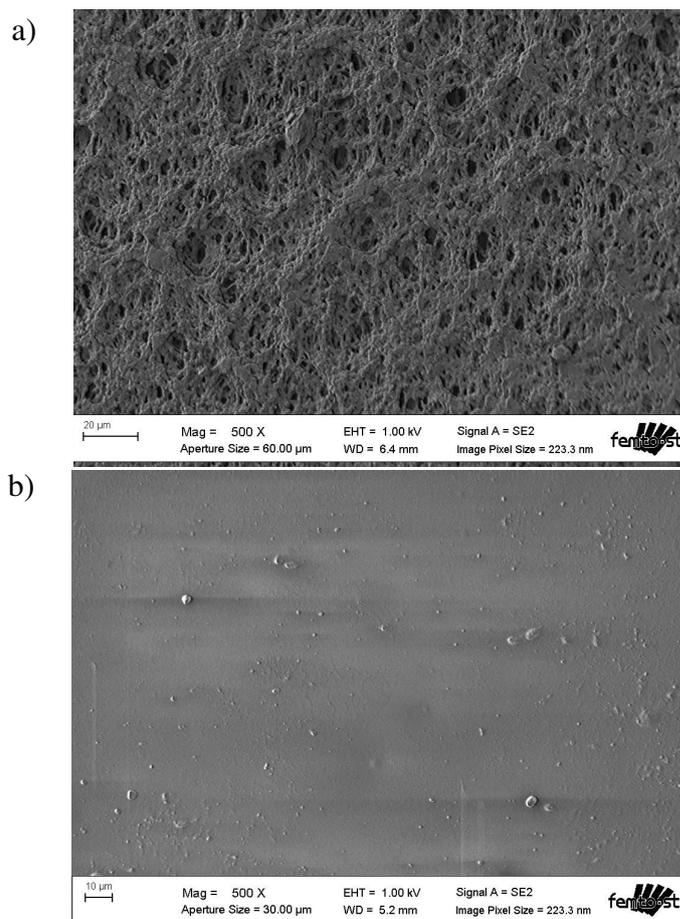


Figure 4.14: Images MEB de la morphologie du micro-actionneur a) avec la couche de PPy nue et b) encapsulée avec le PDMS.

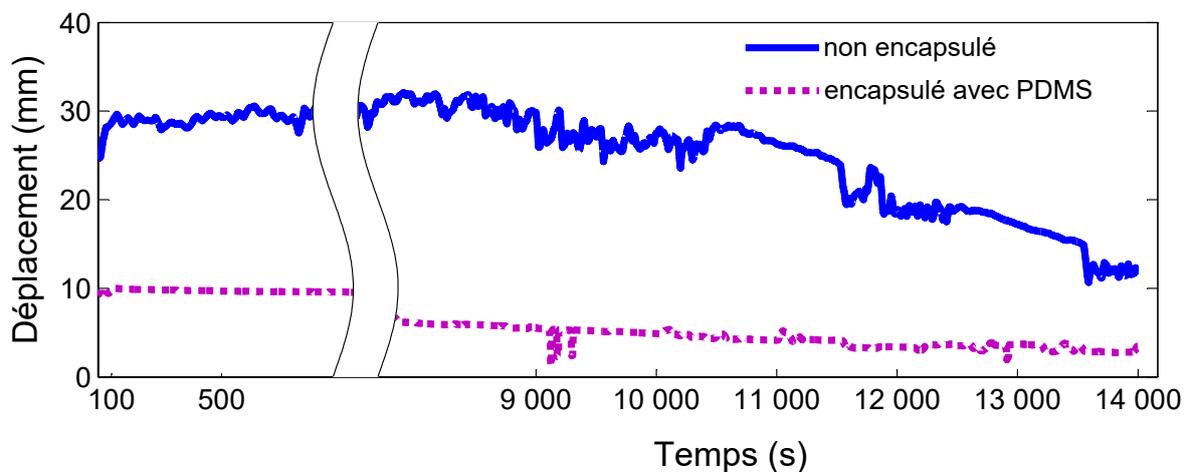


Figure 4.15: Comparaison des durées de vie de deux micro-actionneurs non-encapsulé et encapsulé avec du PDMS.

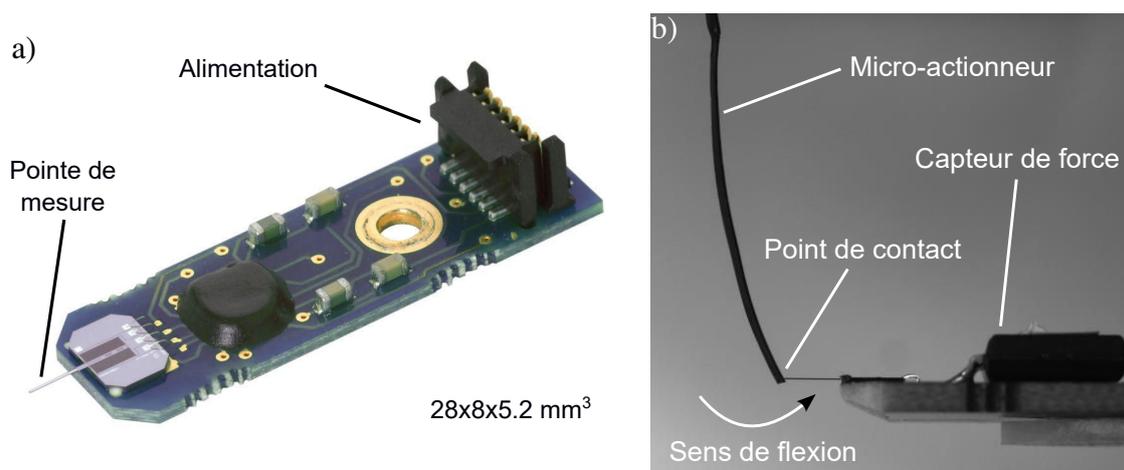


Figure 4.16: Dispositif expérimental de mesures de la force générée par le micro-actionneur avec a) le capteur de force et b) une image de la caméra en position de mesure.

Tension d'actionnement max. (V)	0.22	0.44	1.1	2.2
Force maximale générée (μN)	41.25	81.4	262.11	302.62

Table 4.5: Valeurs moyennes de trois séries de mesure des variations de la force maximale générée en fonction de la tension maximale appliquée à l'échantillon synthétisé durant 10 h.

Les mesures de la force générée par le micro-actionneur à base de PEA ont été effectuées selon le même principe du dispositif de mesure de position : le micro-actionneur est fixé et alimenté par le biais d'une pince conductrice, la caméra est placée en face de son épaisseur pour s'assurer visuellement du bon déroulement des tests, et la commande du micro-actionneur et l'acquisition des données se font par le biais du logiciel Matlab/Simulink. Le capteur utilisé est le FT-S-1000, qui provient de la société FemtoTools AG¹³ (Buchs, Suisse), illustré sur la figure 4.16a. Il permet de mesurer jusqu'à 1000 μN avec une résolution de 0.05 μN à 10 Hz. La pointe de mesure du capteur (3 mm de longueur et 50 μm de largeur au point de contact) fonctionne en compression. Ainsi, elle est placée dans le sens du mouvement de flexion du micro-actionneur, en la rapprochant le plus possible de celui-ci avant son actionnement, pour éviter l'effet de sa dynamique, comme le montre la figure 4.16b.

Résultats de mesures

Afin de valider l'effet de la durée de polymérisation électrochimique sur les performances du micro-actionneur, nous comparons la force générée par différents échantillons synthétisés durant 2, 6, 10 et 14 heures. Les autres paramètres et conditions de dépôt sont les mêmes que pour les échantillons testés dans les parties précédentes. Pour chaque échantillon, une rampe de tension avec un palier est appliquée, afin de stabiliser l'effet de l'actionnement et éviter l'effet de la dynamique du micro-actionneur. Ainsi, nous procédons à 3 séries de mesures pour chaque échantillon pour évaluer la répétabilité et la fiabilité des mesures. Un exemple de ces résultats de mesures est illustré sur la figure 4.17 et les valeurs maximales des forces pour chaque tension maximale appliquée sont rassemblés dans la table 4.5.

Selon la procédure expliquée précédemment, les mesures sont effectuées pour tous les échantillons, dont nous présentons uniquement les valeurs maximales des forces générées pour la tension maximale

13. <http://www.femtotools.com/>

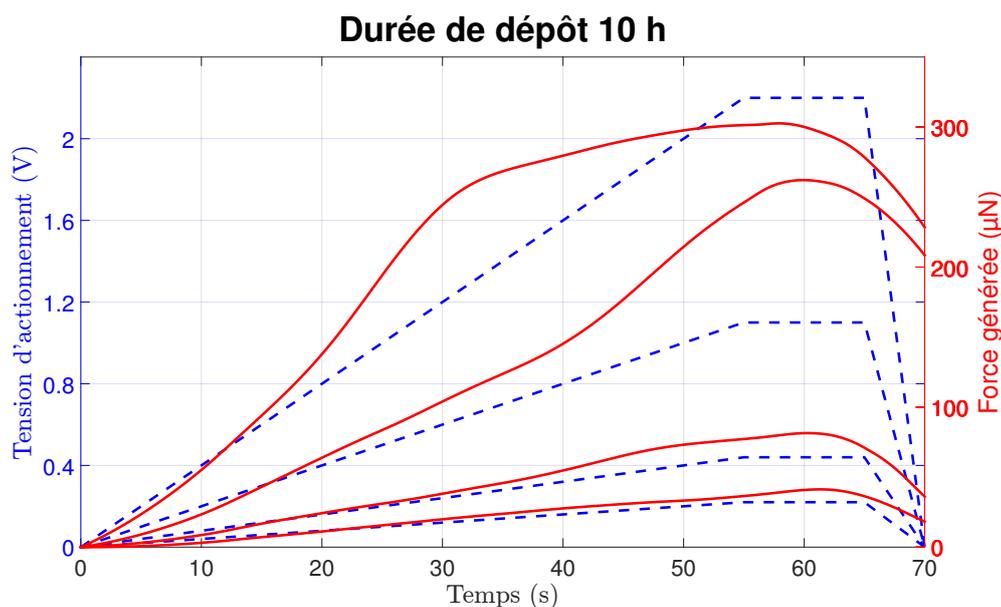


Figure 4.17: Exemples des moyennes de mesures sur 3 séries pour un échantillon synthétisé durant 10 h en fonction des rampes de tensions appliquées.

Durée de polymérisation (h)	2	6	10	14
Force maximale générée (μN)	173.99	308.59	302.62	505.73

Table 4.6: Effet de la durée de polymérisation sur la force maximale générée par le micro-actionneur.

appliquée dans la table 4.6, pour la brièveté du document.

Nous remarquons, d'après la table 4.6, que la force maximale générée par le micro-actionneur est proportionnelle au temps de polymérisation. Ce rapport est strictement croissant, sauf pour l'échantillon de 6 h. Les mesures de ce dernier ont révélé une forte disparité des forces maximales générées, variant entre 82.75 μN pour une série de mesures et 308.59 μN pour une autre. Ainsi, en excluant l'échantillon de 6 h des résultats, nous déduisons la linéarité de la relation *Force maximale – Durée de dépôts*, d'après la figure 4.18.

Les résultats des figures 4.17 et 4.18 démontrent que la réponse en force du micro-actionneur est saturée et de premier ordre et qu'une linéarité peut être retrouvée selon la durée de polymérisation de l'échantillon en ce qui concerne les forces maximales.

4.3.3 Identification de la dynamique des micro-actionneurs

L'identification de la dynamique des micro-actionneurs est effectuée à partir de sa réponse indicielle à un échelon de tension, appliqué à ses deux électrodes. Le dispositif expérimental décrit précédemment (*cf.* figure 4.9), est utilisé pour détecter la position angulaire de l'actionneur. Plusieurs échelons de tensions sont appliqués et les réponses angulaires sont illustrées sur la figure 4.19a.

À partir de ces courbes, il est observé que le déplacement angulaire est proportionnel à la tension appliquée. Néanmoins, le temps de réponse présente des difficultés de mesure à cause de la dérive assez conséquente du déplacement de l'actionneur. Par ailleurs, ces mesures sont limitées à 1 V afin d'éviter la

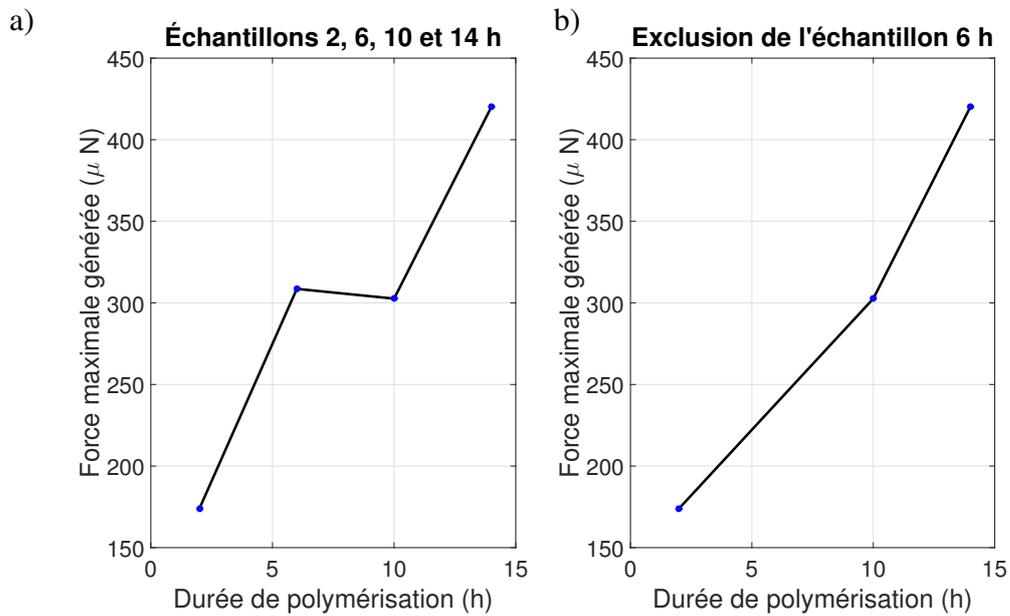


Figure 4.18: Variation de la force maximale générée par le micro-actionneur en fonction de la tension d'actionnement a) pour tous les échantillons et b) en excluant l'échantillon de 6 h.

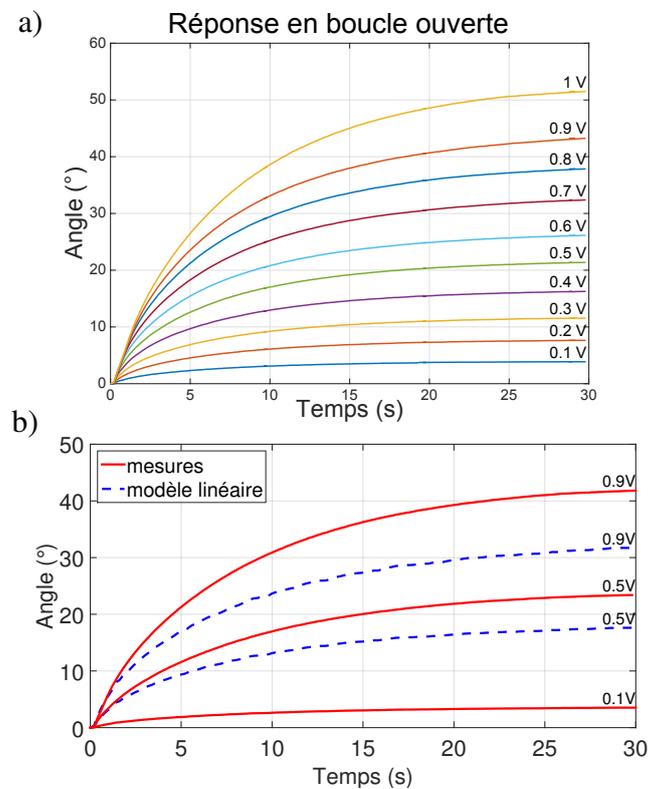


Figure 4.19: a) Réponse angulaire du micro-actionneur en fonction de la tension d'actionnement v , telle que $v \in [0.1; 1] \text{ V}$. b) Comparaison à un modèle linéaire.

Amplitude de l'échelon (V)	Fonction de transfert $G(p)$
0.1	$\frac{38.1}{(1+1.10^{-6}p)(1+5.5p)}$
0.2	$\frac{38.6}{(1+0.9p)(1+7.5p)}$
0.3	$\frac{39.1}{(1+0.91p)(1+7.6p)}$
0.4	$\frac{4.3}{(1+1.3p)(1+7.9p)}$
0.5	$\frac{41.9}{(1+1.10^{-6}p)(1+5.6p)}$
0.6	$\frac{44.2}{(1+1.2p)(1+7.7p)}$
0.7	non identifiée
0.8	non identifiée
0.9	non identifiée
1	non identifiée

Table 4.7: Résultat d'identification de la fonction de transfert de la réponse indicielle de l'actionneur.

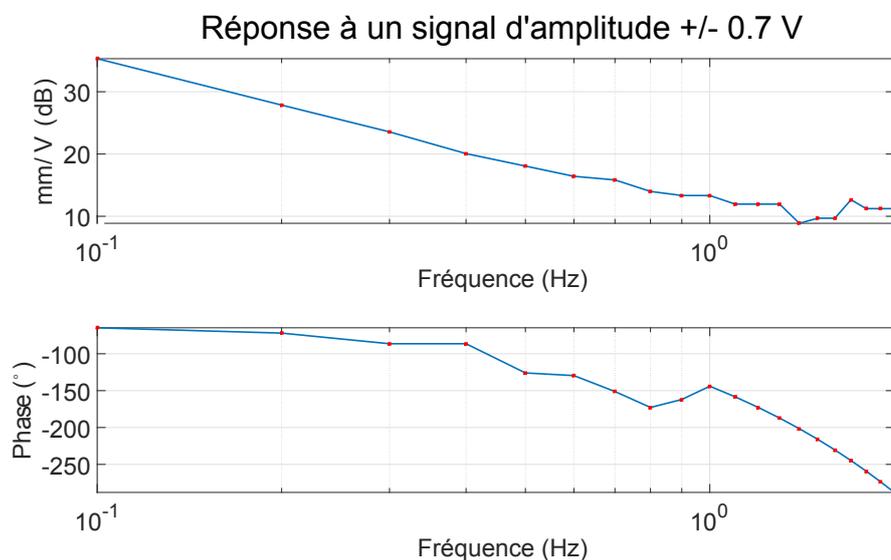


Figure 4.20: Diagramme de Bode pour la réponse fréquentielle du micro-actionneur.

dégradation de l'actionneur au-delà de cette plage de tensions. Enfin, la comparaison de la figure 4.19b illustre la non-linéarité de la réponse du micro-actionneur.

Ces réponses indicielles sont analysées afin d'identifier la fonction de transfert relative à la réponse de l'actionneur et sont relevées dans la table 4.7. À partir de 0.7 V, l'identification n'est plus possible à cause de la forte dérive du système. Ainsi, la partie transitoire est considérée comme toujours établie et la fidélité de l'identification est inférieure à 90 %, d'après les analyses de Matlab.

Par la suite, l'identification dynamique est réalisée afin d'identifier la réponse fréquentielle de l'actionneur. Des tensions sinusoïdales d'amplitude ± 0.7 V sont appliquées avec une plage de fréquences entre 0.1 et 2 Hz. Ces fréquences sont limitées à cause du temps d'échantillonnage maximal obtenu avec le dispositif expérimental décrit dans la figure 4.9 avec Matlab/Simulink et la dynamique de l'actionneur. Ces résultats sont illustrés sur la figure 4.20 avec le diagramme de Bode.

Nous observons, à partir de ces résultats, que la phase est décalée de -64.8° dès le début des tests à

0.1 Hz et atteint jusqu'à -288° de décalage de phase pour 2 Hz de fréquence d'excitation. Cette faible dynamique peut limiter l'utilisation des micro-actionneurs de telles dimensions pour des schémas de commande dynamique.

4.3.4 Bilan

Les deux parties précédentes ont permis d'introduire la synthèse des micro-actionneurs plans à base de PPy. Ainsi, nous avons validé le procédé de fabrication tant au niveau (i) qualitatif des résultats en identifiant les différents paramètres et conditions de synthèse (en étudiant la surface du micro-actionneur, la compacité et l'épaisseur de la couche de polymère, etc.), qu'au niveau (ii) quantitatif à travers les différentes caractérisations statiques et dynamiques. Ces dernières ont permis de fiabiliser le procédé de synthèse (comparaison à un modèle de référence) et de valider le protocole expérimental, ainsi que le comportement des micro-actionneurs. Ainsi, nous pouvons procéder à leur intégration aux systèmes robotiques à travers la commande par vision qui sera détaillée dans la partie suivante.

4.4 Commande par retour visuel

Dans la partie précédente, nous avons établi un protocole expérimental fiable pour la synthèse des micro-actionneurs à base de PEA (en PPy en particulier) et avons comparé nos résultats avec une modélisation existante afin de pouvoir la valider expérimentalement. Une fois ces procédés maîtrisés, il est utile, dans le cadre applicatif et le contexte de cette thèse, d'introduire les micro-actionneurs dans un dispositif robotique afin de procéder à leur commande. Ainsi, nous proposons la commande en position angulaire d'un seul actionneur, comme première étape. Cette dernière nous permet de valider, une fois de plus, la fiabilité des développements technologiques effectués. Elle constitue, par ailleurs, une nécessité dans le but de l'intégration robotique souhaitée. Par conséquent, nous introduisons dans la seconde partie l'intégration d'un micro-actionneur à base de PEA dans un robot télescopique, pour la première fois à notre connaissance. Cette intégration est suivie par la commande en position du robot à deux DDL. Dans le but d'effectuer la commande souhaitée sans perturber le système, et pour les difficultés évidentes d'intégration de capteurs au robot miniaturisé proposé, nous proposons la commande par retour visuel.

4.4.1 Commande pour un DDL

Nous proposons, comme première étape, de valider une commande en position angulaire par retour visuel au micro-actionneur seul. Par conséquent, nous commençons par détailler le schéma de commande réalisé pour présenter, enfin, les résultats expérimentaux.

4.4.1.1 Schéma de commande

La commande de l'actionneur sur 1 DDL est effectuée à l'aide du retour visuel et d'un correcteur proportionnel-intégral (tel que le gain proportionnel est $P = 0.15$ et le gain intégral est $I = 0.01$), dont le schéma de commande est détaillé sur la figure 4.21. Une tension de commande v_{act} est générée suite à la correction d'une erreur angulaire ε_{ang} calculée entre l'angle désiré β_d et l'angle mesuré β . Cette mesure est effectuée à partir du traitement d'images et plus précisément du point détecté P_{im} sur l'extrémité de l'actionneur.

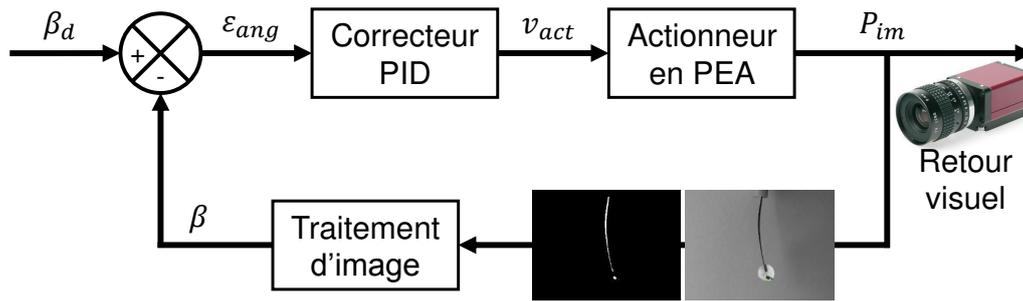


Figure 4.21: Schéma bloc du principe de commande de l'angle de l'actionneur basée sur le retour visuel.

Consigne	Erreur statique (%)		Erreur de traînage (%)	
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
$\pm 2^\circ$	4.8644	4.0923	8.6948	3.9030
$\pm 5^\circ$	3.7033	1.6378	9.3746	1.5389
$\pm 10^\circ$	2.7731	0.8556	11.9161	0.7146
$\pm 15^\circ$	1.4912	0.3639	9.5468	1.6349
$\pm 20^\circ$	0.2789	0.1275	9.8193	3.3591

Table 4.8: Évaluation quantitative de la réponse angulaire.

4.4.1.2 Résultats expérimentaux

La réponse de l'actionneur, en terme de déplacement angulaire, est illustrée sur la figure 4.22 dont la synthèse des résultats est présentée dans la table 4.8. Il est à noter qu'une limite de tension de 2.5 V a été fixée en sortie de commande telle que $|v_{act}| < 2.5 V$. En effet, il a été démontré qu'une tension trop élevée risque, à terme, d'endommager le micro-actionneur plus rapidement [173].

Ces résultats démontrent la précision de la commande en boucle fermée de la position angulaire de l'actionneur, avec des erreurs statiques inférieures à 5 %. Néanmoins, l'erreur de traînage n'est pas négligeable (environ 10 %). Cette erreur est due à la faible dynamique des micro-actionneurs en PEA mais peut être compensée en rajoutant un terme d'avance dans le correcteur. Par ailleurs, nous remarquons une différence entre les réponses à des consignes angulaires positives et négatives, notamment dans les réponses aux signaux triangulaires. En effet, et comme nous l'avons remarqué dans la partie 4.3, le comportement du micro-actionneur, et donc sa dynamique, ne sont pas parfaitement symétriques à cause des précontraintes induites lors des différentes étapes de sa synthèse.

4.4.2 Commande d'un robot télescopique à deux DDL

Nous avons démontré, dans le paragraphe précédent, la faisabilité de la commande en position angulaire du micro-actionneur à base de PEA, dont nous avons également mesuré les performances. Ainsi, nous introduisons dans ce paragraphe son intégration dans un prototype de robot télescopique, de structure cinématique **PCu** (cf. paragraphe 2.3.1). Cette intégration a pour but, entre autres, d'augmenter les DDL. Afin d'y parvenir, nous relevons le défi de la miniaturisation qui requiert un développement technologique supplémentaire, détaillé dans la première partie. Ensuite, nous introduisons un nouveau schéma de commande adéquat au robot proposé afin de commander ses deux DDL, en s'appuyant sur la modélisation introduite dans le chapitre 2 et en adaptant la commande cartésienne décrite dans le

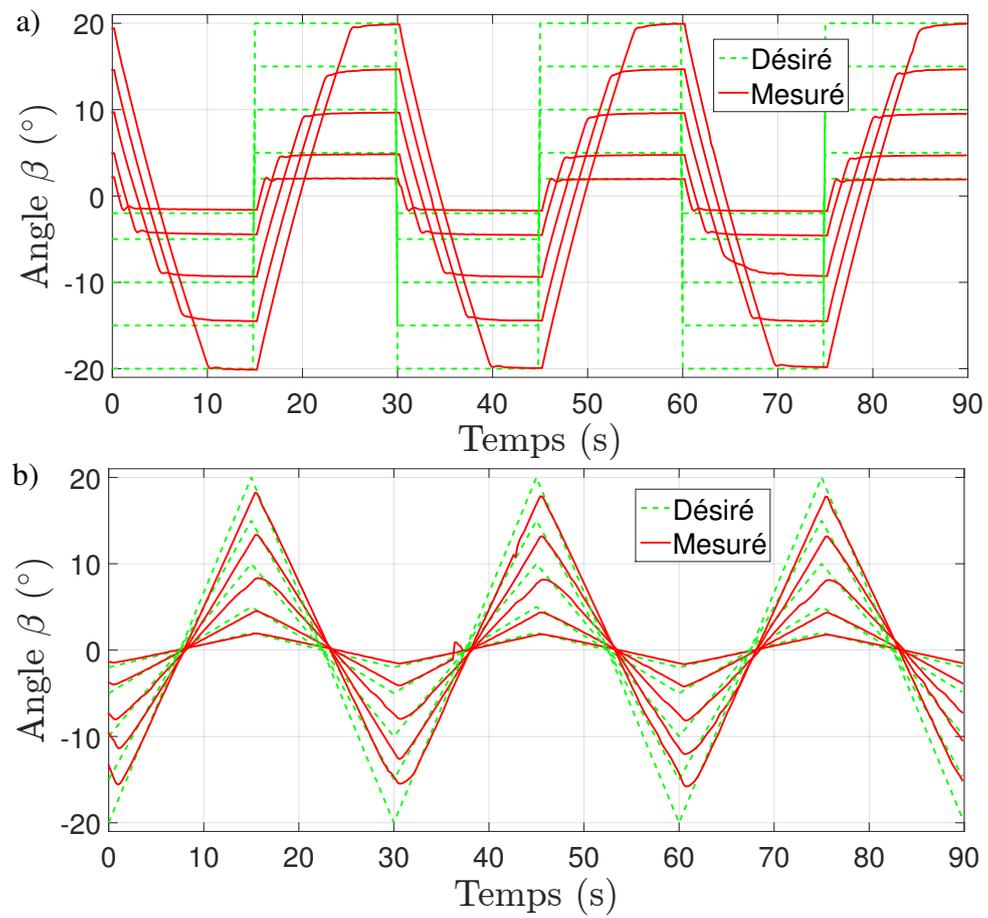


Figure 4.22: Réponse angulaire de l'actionneur à a) un signal carré et b) un signal triangulaire.

chapitre 3. Finalement, nous appliquons la commande à des schémas de planification de trajectoire, par le biais du MGI décrit dans le chapitre 3.

4.4.2.1 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental présenté dans le paragraphe 4.4.1, et notamment le retour visuel et la commande de la tension d'actionnement sont exploités dans cette partie. Néanmoins, l'ajout d'un deuxième DDL a nécessité des modifications expliquées dans ce qui suit. En effet, l'actionnement est miniaturisé afin de respecter les contraintes dimensionnelles dans le but de proposer **un robot télescopique à base de PEA**. Une pince miniaturisée a été fabriquée à partir d'un tube conducteur de 1.5 mm de diamètre et de 30 mm de longueur. Ce dernier est découpé longitudinalement par la technique d'électro-érosion à fil en utilisant une électrode fine de 100 μm . Par la suite, une gaine thermo-rétractable de 1 mm de longueur a été enroulée autour des deux bras à mi-longueur pour les solidariser. Ainsi, l'actionneur est pincé sur une extrémité. Afin d'isoler les bras de pince électriquement, une autre gaine thermo-rétractable de 1 mm de longueur a été insérée entre les bras sur l'extrémité opposée. Cette pince est alors fixée sur un moteur de translation de type M111.1-DG provenant de Physik Instrumente¹⁴ (Karlsruhe, Allemagne) possédant une course de 15 mm, une vitesse maximale de 1.5 mm/s et une résolution de 0.05 μm . Le moteur est commandé par une carte Mercury C-863 (du même fournisseur). Ainsi, la pince conductrice miniaturisée et l'actionneur peuvent translater à l'intérieur d'un tube guide (qui constitue la base du robot) de 5 mm de diamètre et de 20 mm de long.

Le dispositif expérimental décrit précédemment est illustré sur la figure 4.23 qui montre ainsi les deux repères liés à l'image et à la base du robot, respectivement.

4.4.2.2 Modélisation

Le robot télescopique considéré est constitué de deux segments : le premier équivaut au tube droit, fixé le long de l'axe \vec{Y}_r dans ce cas, et le deuxième est relatif au micro-actionneur à base de PEA. Un repère $\mathcal{R}_r = (O_r, \vec{X}_r, \vec{Y}_r, \vec{Z}_r)$ est lié au robot à l'extrémité du premier segment et un autre repère $\mathcal{R}_{im} = (O_{im}, \vec{X}_{im}, \vec{Y}_{im}, \vec{Z}_{im})$ est lié à l'image. Le micro-actionneur peut translater le long de l'axe \vec{Y}_r d'une valeur ρ_2 , quand le moteur est alimenté d'une tension v_{mot} (tel que $\rho_2 = v_{mot}$) et fléchir autour de l'axe \vec{Z}_r produisant ainsi un angle β et une courbure κ_2 , quand il est alimenté par la tension d'actionnement v_{act} . Ainsi, l'espace des actionneurs est constitué de $\mathbf{q} = [v_{mot} \ v_{act}]^T$ et l'espace des variables d'arc est $\chi = [\ell_2 \ \kappa_2]$. La courbure intrinsèque du premier tube est $\kappa_{1_{in}} = 0$ car de forme droite et celle du micro-actionneur est $\kappa_{2_{ins}} = C_{PPy_2} v_{act}$, où C_{PPy_2} est le ratio de conversion électro-chimique du PPy. Ainsi, la courbure du premier segment est $\kappa_1 = 0$ car la raideur du micro-actionneur est considérée négligeable par rapport à celle du tube et sa longueur $\ell_1 = L_1$ car le tube est fixe. Concernant le deuxième segment, sa courbure est $\kappa_2 = \kappa_{2_{ins}}$ car le micro-actionneur est libre à l'extérieur du tube-guide et sa longueur est $\ell_2 = \rho_2$.

Notons ici que le problème est plan, les angles des plans d'équilibre des deux segments $\phi_i = 0$ pour $i \in \{1; 2\}$. Ainsi, le système étudié est totalement contraint avec les actionneurs $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^2$, les variables d'arc $\chi \in \mathbb{R}^2$ et la position $\mathbf{X} \in \mathbb{R}^2$.

Pour des raisons de simplification, le premier segment fixe, est décrit uniquement par sa longueur L_1

14. <http://www.physikinstrumente.com/>

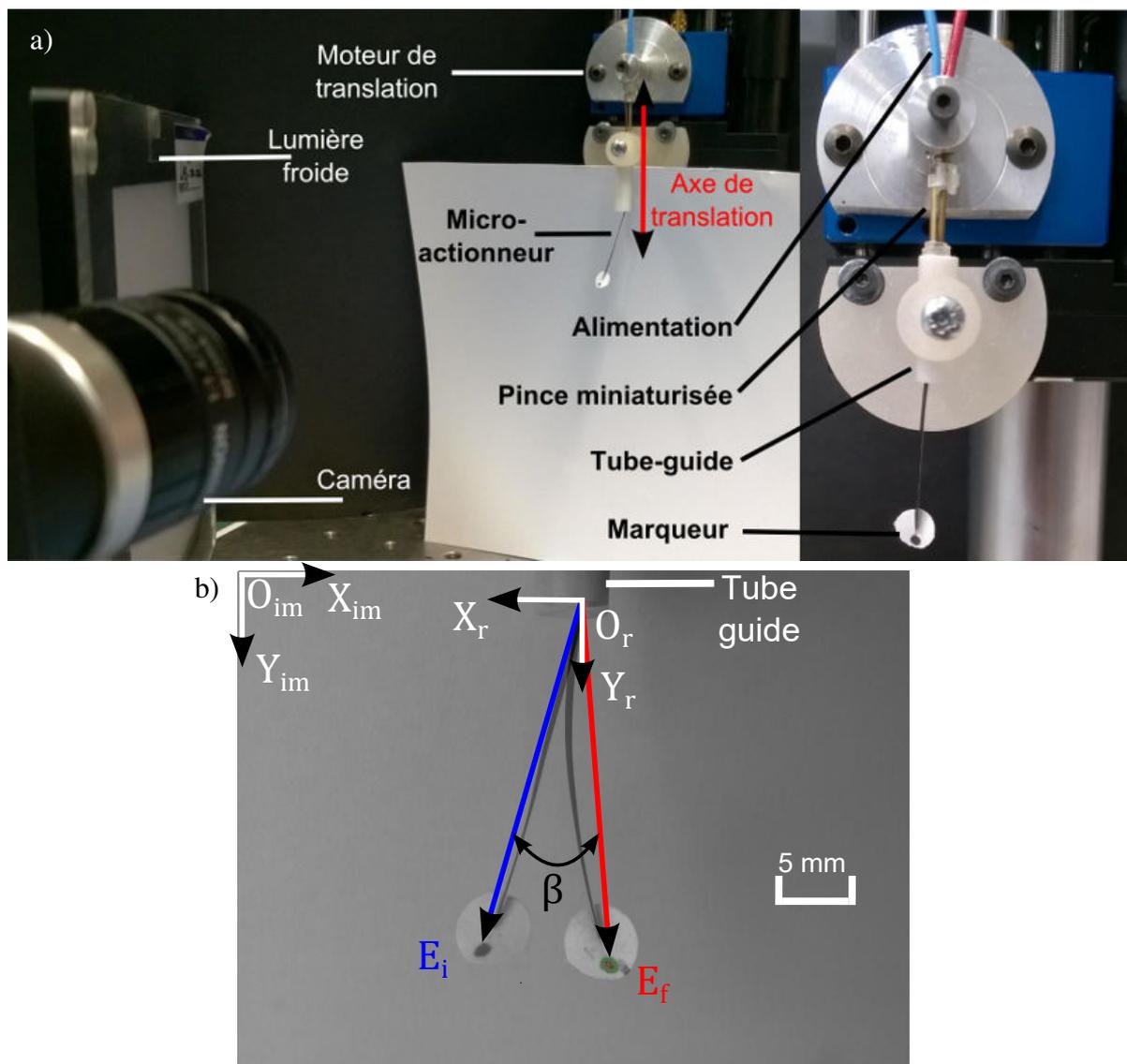


Figure 4.23: a) Vue globale du dispositif expérimental avec une vue agrandie de la partie mobile du robot PCu. b) Vue agrandie du micro-actionneur à deux positions angulaires différentes lorsqu'il est totalement déployé, avec les repères utiles à la modélisation.

(rappelons que $\kappa_1 = 0$). Ainsi, la matrice de transformation ${}^0\mathbf{T}_1$ liée au premier segment est :

$${}^0\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & L_1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

La matrice de transformation ${}^1\mathbf{T}_2$ liée au deuxième segment est la composition d'une rotation d'un angle $\theta_2 = \kappa_2 \ell_2$ autour de \vec{Z}_r et de la translation $\mathbf{p}_2 = [(1 - \cos \theta_2)/\kappa_2 \quad \sin \theta_2/\kappa_2]^T$ le long de la courbure du micro-actionneur, et s'écrit alors :

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos(\kappa_2 \ell_2) & -\sin(\kappa_2 \ell_2) & (1 - \cos(\kappa_2 \ell_2))/\kappa_2 \\ \sin(\kappa_2 \ell_2) & \cos(\kappa_2 \ell_2) & \sin(\kappa_2 \ell_2)/\kappa_2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

D'après les équations (4.4) et (4.5), nous pouvons déduire la matrice de transformation complète ${}^0\mathbf{T}_2$ liée au robot :

$${}^0\mathbf{T}_2 = {}^0\mathbf{T}_1 {}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos(\kappa_2 \ell_2) & -\sin(\kappa_2 \ell_2) & (1 - \cos(\kappa_2 \ell_2))/\kappa_2 \\ \sin(\kappa_2 \ell_2) & \cos(\kappa_2 \ell_2) & L_1 + \sin(\kappa_2 \ell_2)/\kappa_2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

Afin de déterminer le modèle cinématique direct, nous adaptons la matrice jacobienne ${}^0\mathbf{J}_{indep}$, définie dans le chapitre 2, au problème plan étudié dans ce paragraphe. Ainsi, nous obtenons la matrice jacobienne indépendante ${}^1\mathbf{J}_2$ pour le deuxième segment (celle du premier segment étant nulle) :

$${}^1\mathbf{J}_2 = \begin{bmatrix} (\cos(\kappa_2 \ell_2) - 1 + 2\kappa_2 \ell_2 \sin(\kappa_2 \ell_2))/\kappa_2^2 & 2 \sin(\kappa_2 \ell_2) \\ -(\sin(\kappa_2 \ell_2) + \kappa_2 \ell_2 - 2\kappa_2 \ell_2 \cos(\kappa_2 \ell_2))/\kappa_2^2 & -2 \cos(\kappa_2 \ell_2) \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Par conséquent, en appliquant l'opérateur adjoint, qui permet d'écrire la matrice jacobienne liant la vitesse de l'organe terminal du robot dans son repère de base, nous obtenons :

$$\begin{aligned} {}^0\mathbf{J}_{indep} &= [Ad({}^0\mathbf{T}_2) {}^1\mathbf{J}_2] \\ &= \begin{bmatrix} (\cos(\kappa_2 \ell_2) + 2\kappa_2 \ell_2 \sin(\kappa_2 \ell_2) + L_1 \kappa_2^2 \ell_2 - 1)/\kappa_2^2 & 2 \sin(\kappa_2 \ell_2) + L_1 \kappa_2 \\ -(\sin(\kappa_2 \ell_2) + \kappa_2 \ell_2 - 2\kappa_2 \ell_2 \cos(\kappa_2 \ell_2))/\kappa_2^2 & 1 - 2 \cos(\kappa_2 \ell_2) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.8)$$

Concernant la matrice jacobienne spécifique ${}^0\mathbf{J}_{spec}$, les deux variables d'arc κ_2 et ℓ_2 sont commandées de manière découplée, en appliquant les tensions v_{act} aux électrodes du micro-actionneur et v_{mot} au moteur, respectivement. Ainsi :

$$\begin{bmatrix} \dot{\kappa}_2 \\ \dot{\ell}_2 \end{bmatrix} = {}^0\mathbf{J}_{spec} \dot{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} C_{PPy} & 0 \\ 0 & C_{mot} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{v}_{act} \\ \dot{v}_{mot} \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

où C_{PPy} est la constante d'actionnement du micro-actionneur en PPy et C_{mot} est la constante du moteur de translation.

Finalement, la matrice jacobienne totale du robot est :

$$\begin{aligned} \mathbf{J}_{robot} &= {}^0\mathbf{J}_{indep} \mathbf{J}_{spec} \\ &= \begin{bmatrix} C_{PPy} (\cos(\kappa_2 \ell_2) + 2\kappa_2 \ell_2 \sin(\kappa_2 \ell_2) + L_1 \kappa_2^2 \ell_2 - 1) / \kappa_2^2 & C_{mot} (2 \sin(\kappa_2 \ell_2) + L_1 \kappa_2) \\ -C_{PPy} (\sin(\kappa_2 \ell_2) + \kappa_2 \ell_2 - 2\kappa_2 \ell_2 \cos(\kappa_2 \ell_2)) / \kappa_2^2 & C_{mot} (1 - 2 \cos(\kappa_2 \ell_2)) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.10)$$

Le déterminant de la matrice \mathbf{J}_{robot} est :

$$\begin{aligned} \det(\mathbf{J}_{robot}) &= C_{mot} C_{PPy} (3 \cos(\kappa_2 \ell_2) - 4 \cos^2(\kappa_2 \ell_2) + L_1 \kappa_2 \sin(\kappa_2 \ell_2) + 4 \kappa_2 \ell_2 \sin(\kappa_2 \ell_2) \\ &\quad - 4 \kappa_2 \ell_2 \sin(2 \kappa_2 \ell_2) + 2 L_1 \kappa_2^2 \ell_2 - 4 L_1 \kappa_2^2 \ell_2 \cos(\kappa_2 \ell_2) + 1) / \kappa_2^2 \end{aligned} \quad (4.11)$$

qui ne sera pas défini lorsque κ_2 est au voisinage de 0 (forme droite du micro-actionneur) et s'annule lorsque $\ell_2 = 0$.

4.4.2.3 Schéma de commande

Afin de pouvoir implémenter la commande en position du robot télescopique, une dernière conversion est utilisée afin de transformer la courbure κ en un angle β mesuré entre l'origine O_r du repère \mathcal{R}_r le long de l'axe \vec{Y}_r et l'organe terminal du robot E , comme décrit sur la figure 4.23. En rappelant que l'angle de courbure $\theta = \kappa \ell$ et pour une longueur déployée donnée, la fonction est définie comme suit :

$$\beta = \left(\widehat{\vec{X}_r, \vec{Y}_r} \right) - \left(\widehat{\vec{O}_r C, \vec{O}_r E} \right) = \frac{\theta}{2} = \frac{\kappa \ell}{2} \quad (4.12)$$

telle que C est la projection orthogonale de E sur l'axe (O_r, \vec{X}_r) et que le second terme de la soustraction est issu du calcul des angles du triangle isocèle $O_r C E$ comme décrit sur la figure 4.24. Ainsi, nous pouvons définir la fonction g' telle que :

$$\kappa = g'(\beta) = \frac{2\beta}{\ell} \quad (4.13)$$

Par conséquent, l'asservissement visuel est effectué suite à cette dernière conversion selon le schéma bloc représenté sur la figure 4.21 en tenant compte de la fonction g' . Suite à la détection de l'organe terminal du robot sur le point P_{im} de l'image renvoyée par la caméra, un traitement d'image et un calcul d'angle β sont effectués. Cet angle est comparé à la position angulaire désirée β_d suite à sa conversion depuis une courbure désirée κ_d . L'erreur angulaire ε_{ang} est alors compensée par le biais d'un correcteur PID qui fournit une tension de commande v_{act} (limitée à une amplitude absolue de 2.5 V) appliquée aux bornes de l'actionneur en PEA.

Génération de trajectoire

La génération de trajectoire peut alors être envisagée suite à l'établissement du MGI dans le chapitre 3 et aux contraintes qui en découlent. Le générateur de trajectoire (GdT), schématisé sur la figure 4.25a, est construit pour procurer un ensemble de points équidistants P_d à atteindre. Ces points sont calculés à partir du point initial P_{init} selon le point désiré P_d , moyennant une vérification d'accessibilité de ce point par rapport à une connaissance *a priori* de l'espace de travail du robot télescopique en

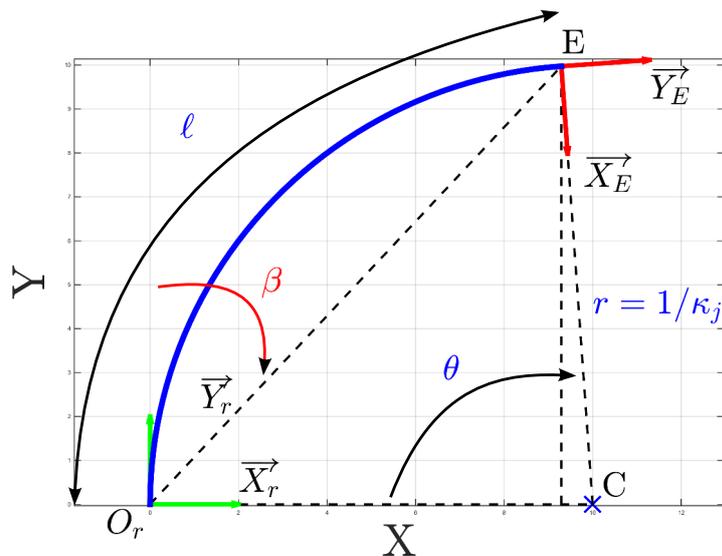


Figure 4.24: Description schématique de la conversion de la position angulaire de l'organe terminal de l'actionneur en une courbure.

utilisant le MGI.

Évitement d'obstacle

L'évitement d'obstacle est important en terme de sécurité de l'accomplissement des tâches confiées aux robots, et plus particulièrement, dans le contexte médical de ces travaux. L'algorithme développé dans ces travaux nous permet d'établir une commande sûre en utilisant le GdT. En effet, lorsqu'un obstacle est défini, une trajectoire sans collision est générée hors ligne, schématisée sur la figure 4.25b, comme l'a décrit globalement Nof [206]. Des tests sont réalisés, par la suite, sur cette trajectoire en calculant les variables articulaires via le MGI et en les injectant dans le modèle direct du robot afin de vérifier que tout le corps du robot n'interfère pas avec l'obstacle, pour ne pas se restreindre aux tests sur l'organe terminal uniquement. Ceci est décrit en simulation sur la figure 4.25c. La trajectoire suit un arc de cercle dont le rayon augmente progressivement tant que les tests sur tout le corps du robot détectent une collision potentielle avec l'obstacle. Ce processus est répété jusqu'à ce qu'une trajectoire sans collision soit générée.

Asservissement visuel Pour bénéficier des avantages de la commande référencée capteur, une commande cartésienne par retour visuel s'est imposée. Comme la position de l'organe terminal détectée sur l'image est convertie en une position dans le repère du robot, il s'agit, moyennant d'autres hypothèses, d'un asservissement visuel basé sur la position (*PBVS* en anglais). Cette conversion est triviale, dans notre cas, car elle ne nécessite que quelques simples manipulations géométriques.

Le point désiré P_d et le point initial P_{init} sont exprimés dans le repère du robot \mathcal{R}_r (cf. figure 4.23). Ils sont utilisés dans le GdT (seul ou avec un schéma évitement d'obstacle) afin de générer l'ensemble des points désirés dans la boucle de commande. À travers le retour visuel, la position de l'organe terminal du robot télescopique P_{im} dans le repère de l'image \mathcal{R}_{im} est détectée et transformée dans le repère du robot \mathcal{R}_r pour obtenir P . Ainsi, l'erreur cartésienne est calculée et la commande intermédiaire $\dot{\mathbf{q}}$ est obtenue par le biais de l'inversion du modèle cinématique \mathbf{J}^{-1} , qui est initialisé hors ligne car de formule

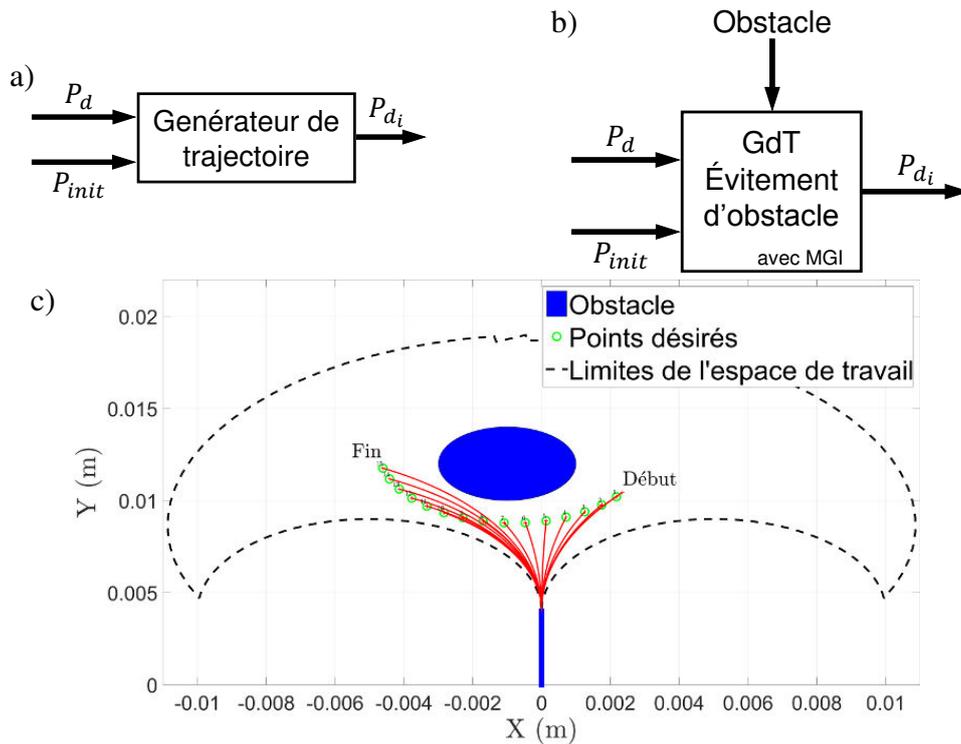


Figure 4.25: a) Schéma basique de générateur de trajectoire et b) celui d'un GdT pour l'évitement d'obstacle préalablement défini. c) Validation en simulation de l'algorithme d'évitement d'obstacle pour un obstacle circulaire de 4 mm de diamètre.

analytique connue (*cf.* équation (4.10)). Ces vitesses articulaires sont intégrées sur le temps d'échantillonnage du programme et génèrent alors les nouvelles variables articulaires désirées $\mathbf{q}_d = [\rho_d \ \kappa_d]^T$. Dans la suite, ces deux variables sont commandées dans des boucles d'asservissement internes. D'une part, la commande de la position du moteur est gérée automatiquement dans la boucle d'asservissement du constructeur. Nous admettons que cette correction est optimale. D'autre part, la courbure du micro-actionneur est commandée par retour visuel, comme détaillée dans le paragraphe 4.4.1. Le schéma de commande complet est présenté sur la figure 4.26.

4.4.2.4 Résultats expérimentaux

Suivi de trajectoire

Les expériences sont menées sur un prototype de robot télescopique avec un tube guide de longueur $L_1 = 3.8 \text{ mm}$ et la commande est validée pour une multitude de points désirés, choisis au hasard dans l'espace de travail. Le schéma de commande, présenté sur la figure 4.26, est implémenté sur le dispositif expérimental avec une période d'échantillonnage de 0.2 s, ceci étant le minimum admissible par Matlab/Simulink avec le processeur présent. Les résultats présentés sur la figure 4.27 valident le suivi d'une trajectoire circulaire générée par le GdT. Ce suivi a été établi en suivant un ensemble de 20 points intermédiaires équidistants. La position initiale est en bas de la trajectoire et le sens de rotation est anti-horaire.

Ces résultats démontrent une précision de positionnement moyenne de $287.6 \pm 143.6 \mu\text{m}$. Ainsi, la boucle de commande avec le GdT est validée expérimentalement, et peut être envisagée dans ce qui suit

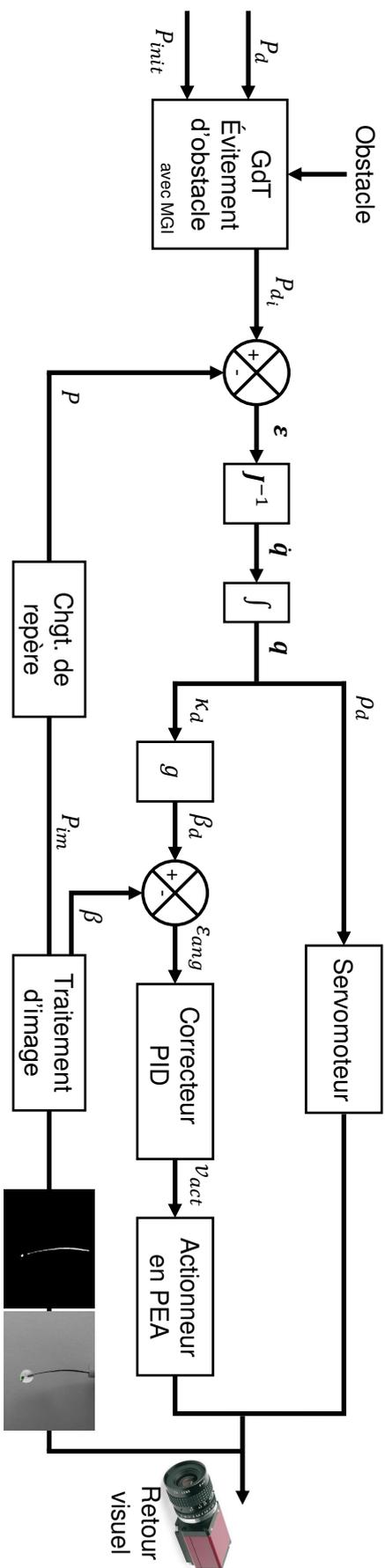


Figure 4.26: Schema bloc pour l'asservissement en position du robot télescopique (2 DDL) par retour visuel.

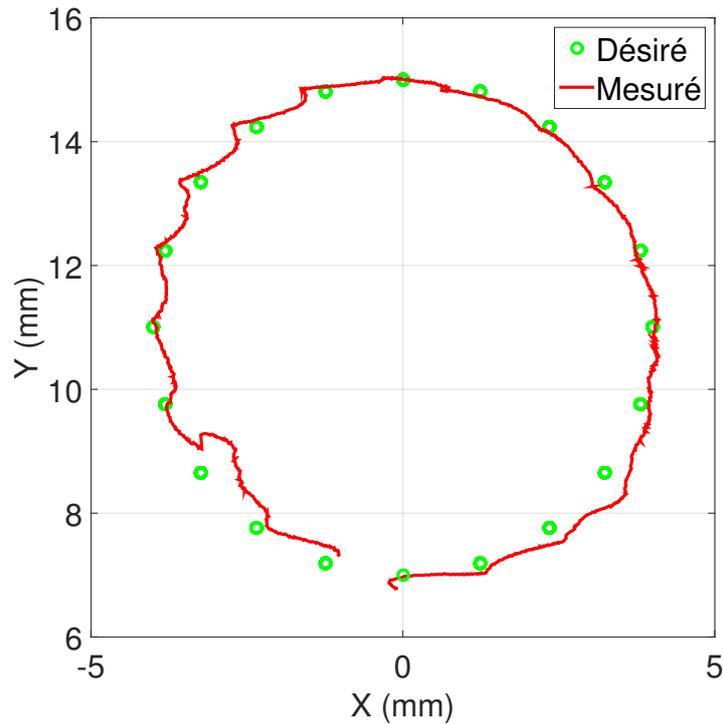


Figure 4.27: Réalisation d'une trajectoire circulaire de 8 mm de diamètre dans le sens anti-horaire.

pour l'évitement d'obstacle.

Évitement d'obstacle

Une fois le GdT validé expérimentalement, nous procédons à l'évitement d'obstacle en activant le premier bloc (GdT Évitement d'obstacle avec MGI) présenté sur la figure 4.26. En effet, un obstacle de 4 mm de diamètre a été virtuellement placé dans la scène dans une position connue. En suivant la position initiale et le transfert de l'obstacle dans le repère du robot \mathcal{R}_r , l'algorithme est résolu hors ligne et génère la trajectoire désirée. Parmi les tests effectués, nous en proposons deux des plus représentatifs avec : (i) différents gains proportionnels dans la boucle de commande de la courbure et (ii) différents temps de transition entre les points intermédiaires générés. Ces résultats sont illustrés sur la figure 4.28.

Ces résultats démontrent que le robot télescopique est parvenu à suivre la trajectoire circulaire tout en gardant une distance de sécurité par rapport à l'obstacle dans les deux tests menés. L'erreur de position moyenne est de $210 \pm 225 \mu\text{m}$ sur la trajectoire pour un premier test, tandis que pour un second test, l'erreur de position moyenne est de $366 \pm 310 \mu\text{m}$. Ainsi, le robot est capable de réaliser des tâches de positionnement plus rapides en réglant les gains adéquats du correcteur. En effet, le second test a été deux fois plus rapide que le premier pour un gain proportionnel plus important. Néanmoins, cette rapidité a altéré la précision de positionnement d'une manière significative : 46 % plus précis pour le test 1, et a provoqué un dépassement.

Dans ce scénario particulier de commande, le dépassement ne peut pas être toléré car il peut engendrer une collision. D'autre part, pour un scénario de balayage, par exemple, le temps de réponse doit être amélioré demandant ainsi un plus grand gain proportionnel. Somme toute, selon la spécificité de la tâche désirée, les contraintes associées à l'application, les exigences de sécurité et les limites de

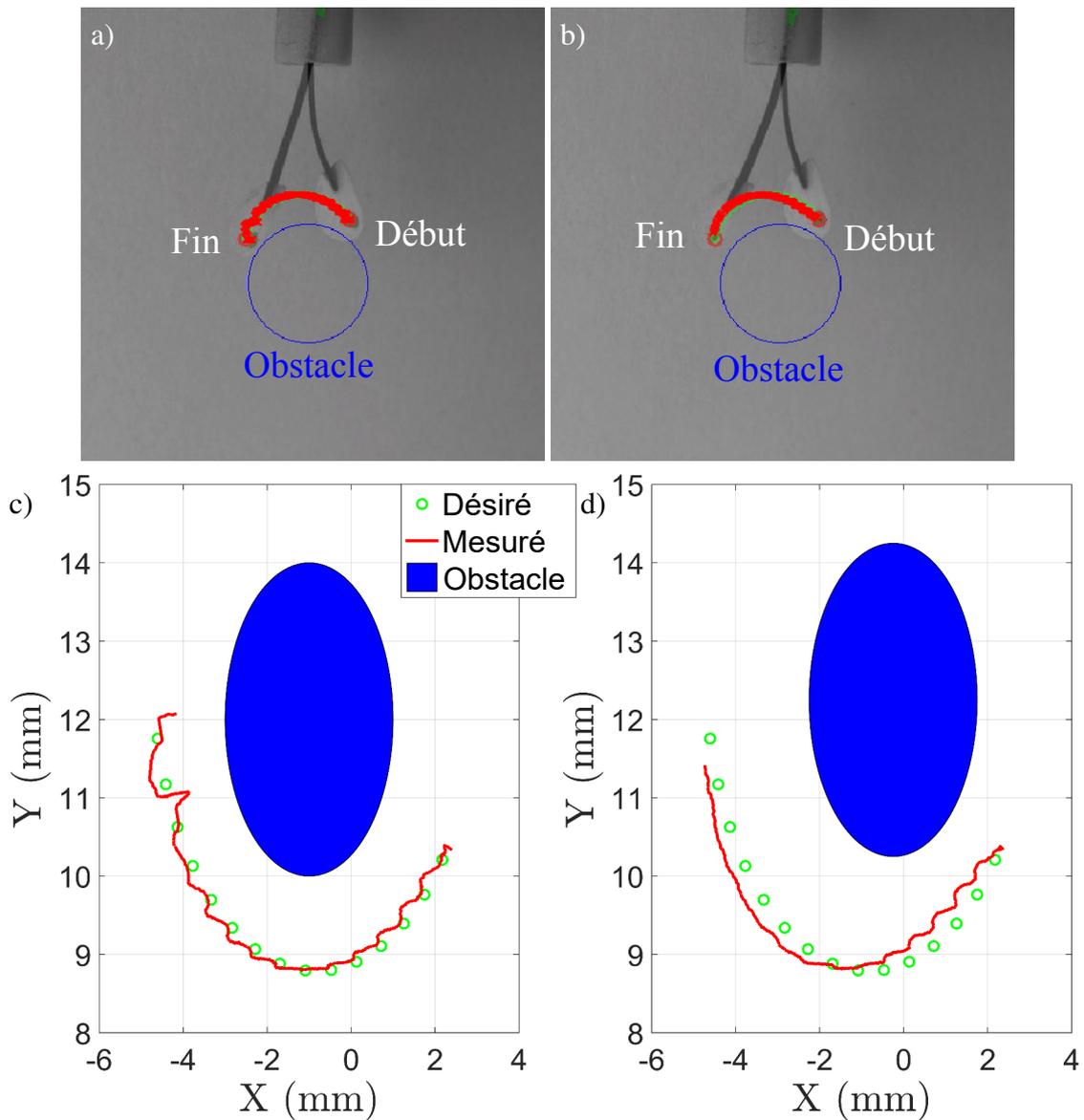


Figure 4.28: Réalisation de l'évitement d'obstacle avec les paramètres suivants pour le test 1 : un gain proportionnel G_P dans la boucle de commande de la courbure et un temps de transition T_t , démontrant les résultats a) sur l'image et b) sur le repère du robot. c) Le test 2 dans le repère du robot avec : un gain proportionnel $2.5 G_P$ et un temps de transition $T_t/2$.

l'environnement de travail, les caractéristiques pertinentes doivent être mises en avant et favorisées.

4.5 Conclusion

Nous avons proposé dans ce chapitre la synthèse des micro-actionneurs plans à base de PEA. La maîtrise de leur procédé de fabrication a été effectuée selon une polymérisation électrochimique du pyrrole sur un substrat en PVdF poreux métallisé au préalable par une couche de chrome/or. Elle a permis une reproduction fiable de ces micro-actionneurs après une séquence de caractérisations. Cette dernière concerne aussi bien la structure que les performances et couvre l'effet des paramètres de synthèse (durée de dépôt, température, électrolyte, épaisseur de la couche métallique, etc.), la durée de vie en fonctionnement, ainsi que la force générée. Ensuite, nous avons partiellement validé un modèle de flexion des micro-actionneurs plans proposé dans l'état de l'art. Ces résultats ont été publiés dans [20, 65].

Par ailleurs, la fiabilité de la synthèse nous a permis de valider la commande en position angulaire du micro-actionneur plan, équivalente à une commande en courbure. En effet, un retour visuel a permis de mesurer la position de l'organe terminal à $33 \mu\text{m}$ près et d'effectuer une commande en boucle fermée par à un correcteur PID. Des erreurs statiques inférieures à 5 % ont été mesurées tandis que l'erreur de traînage a été estimée à 10 % environ.

Le même schéma de commande de la position angulaire (ou de la courbure) du micro-actionneur a été utilisé pour la commande en boucle fermée d'une structure innovante d'un robot télescopique à deux DDL. En effet, nous avons introduit un micro-actionneur en déploiement axial d'un tube guide (5 mm de diamètre) produisant ainsi une flexion et une translation. Ainsi, la commande cartésienne de cette intégration originale a été réalisée à travers à l'adaptation (i) des modèles géométriques et cinématiques directs (chapitre 2), (ii) de la cinématique inverse et (iii) de la génération de trajectoire via le modèle géométrique inverse et son application à un évitement d'obstacle (chapitre 3). Nous avons obtenu des résultats satisfaisants de $287.6 \pm 143.6 \mu\text{m}$ pour le suivi d'une trajectoire circulaire de 4 mm de diamètre et $210 \pm 225 \mu\text{m}$ pour l'évitement d'obstacle, publiés dans [47].

Nous proposons, néanmoins, des améliorations à apporter à la synthèse des micro-actionneurs, selon les besoins de l'application envisagée pour trouver le compromis entre l'amplitude des déformations, la dynamique et la force générée. L'amélioration de leur dynamique peut être résolue par l'utilisation d'autres monomères ou par des réseaux interpénétrés de polymères (RIP) comme introduit par [182] avec l'utilisation de deux polymères : le PPy pour la déformation et le PEDOT pour la rapidité. L'optimisation des paramètres mécaniques comme la rigidité en utilisant une polymérisation chimique préalable à celle électro-chimique ou en optimisant l'épaisseur de la couche métallique ou encore les métaux la constituant. Dans toutes les applications médicales, l'encapsulation est nécessaire et doit ainsi être maîtrisée, en optimisant l'épaisseur de la couche protectrice pour un meilleur compromis entre la rigidité mécanique et l'isolation du système constitué du micro-actionneur et de la solution d'actionnement.

Par ailleurs, nous envisageons d'améliorer les performances de commande. D'abord, la réduction de l'erreur de traînage du micro-actionneur doit être envisagée, en vue d'améliorer celle du robot télescopique à deux DDL, voire toute autre structure les intégrant. L'utilisation de méthodes de commande avancée, telles que la commande linéaire quadratique gaussienne (LQG), les méthodes H-infinies ou encore le retour d'état complet, notamment, est susceptible de répondre à cette problématique. Ensuite, le schéma de commande d'évitement d'obstacle peut être développé pour proposer une solution en ligne, telle que le champ répulsif virtuel (en anglais *artificial potential field*), tout en s'appuyant sur le schéma

hors ligne afin de détecter une collision potentielle avec l'obstacle sur tout le corps du robot. De plus, une commande hybride en force et en position peut être proposée, suite à la caractérisation de la force générée par le micro-actionneur, telle que proposée récemment par Coskun *et al.* [63].

Concernant l'intégration de l'actionnement à base de PEA, deux stratégies sont envisagées : la fixation des micro-actionneurs plans sur des tubes flexibles et passifs ou bien le greffage des électrodes de polymères et leur structuration sur la surface des tubes.

Nous proposons également la structuration des micro-actionneurs plans afin d'introduire des architectures complexes telles que des plateformes à deux DDL, ou encore la distribution de plusieurs micro-actionneurs sur la surface d'un tube substrat.

Ces deux dernières propositions sont détaillées dans les perspectives de recherche à la fin de ce manuscrit.

Conclusion générale et perspectives

Conclusion générale

Les travaux de cette thèse font partie des deux seuls, à ce jour en France, traitant des robots continus et des robots à tubes concentriques (RTC) en particulier. Ils ont permis d'initier deux thématiques de recherche à l'Institut FEMTO-ST : les RTC et les micro-actionneurs souples à bases de polymères électroactifs (PEA). Plus personnellement, cette thèse, qui a débuté peu après la création de l'équipe de recherche MiNaRoB (Micro-Nano Robotique Biomédicale) et le lancement du LabEx ACTION, a été une opportunité unique pour apprendre, contribuer et pousser les limites de l'état de l'art de ces thématiques liées à la robotique médicale, avec une marge de liberté considérable et un champ de disciplines exceptionnellement large couvrant notamment la cinématique, la mécatronique, l'automatique/robotique, la micro-fabrication et les matériaux actifs. Ainsi, nous avons introduit, pour la première fois, le concept des structures de RTC actionnés en courbures à travers l'intégration de micro-actionneurs à base de PEA. Les contributions proposées dans nos travaux, de part leur pluridisciplinarité, peuvent être classées en deux catégories : théorique et pratique.

Théoriquement, nous avons pu introduire deux nouvelles structures de RTC à courbures variables. Elles ont la particularité d'avoir les courbures des tubes les constituant actionnées. La première structure proposée permet d'actionner les courbures dans une seule direction de flexion, et la seconde permet de les actionner selon deux directions orthogonales de flexion. Nous avons développé, dans une approche qui se veut la plus générique possible, les modèles géométrique et cinématique des structures étudiées. Ces possibilités ont permis, à travers une analyse cinématique approfondie et une comparaison avec les RTC standards, de valider l'apport de la redondance à travers la caractérisation des espaces de travail et l'évaluation des performances locales et globales. En effet, tout l'espace de configuration des RTC peut être parcouru grâce à l'actionnement des courbures, contrairement aux RTC standards. De plus, dans le cas des RTC à changement de courbure bidirectionnel, l'affranchissement des actionneurs de rotation des tubes, à l'origine de certains comportements non souhaités dues à la torsion, est possible.

Par ailleurs, nous avons développé une approche essentiellement géométrique vers la résolution du modèle géométrique inverse (MGI) des RTC, dont la forme analytique n'est pas connue à ce jour. Cette formulation semi-analytique a permis une résolution de tâches à 4 degrés de liberté (DDL) pour des robots continus à deux segments et a été validée pour la planification de trajectoire selon deux schémas d'observation médicale : le balayage de la surface d'un tissu et l'examen d'un organe. Cette validation a été effectuée en simulation sur une structure de RTC à changement de courbure bidirectionnel à 2 tubes, fournissant 6 DDL à l'instar d'un RTC standard à trois tubes.

En outre, nous avons proposé une loi de commande cartésienne par cinématique inverse. D'abord, pour les RTC standards, nous avons introduit les simulations permettant des consignes en pose complète et évalué la robustesse de la commande aux bruits de mesure. Ensuite, nous l'avons validée expérimentalement sur un prototype à 3 tubes concentriques en Nitinol muni d'un capteur de pose électromagnétique. Cette loi a permis d'évaluer les performances avec des tests de répétabilité et une quantification des résultats, avec notamment des précisions de 0.86 ± 0.82 mm sur une trajectoire circulaire discrétisée. Par ailleurs, nous avons validé une loi de commande cartésienne permettant la gestion de la redondance des structures de RTC à changement de courbure, à travers les simulateurs associés. Elle a été appliquée sur des consignes en pose complète qui ont permis d'élargir l'espace de convergence de la structure de RTC standard. De plus, l'effet d'une tâche secondaire a été évalué, fournissant une variation homogène des actionneurs sélectionnés tout en maintenant la précision de la tâche principale. Enfin, le suivi de trajectoires 3D discrétisées ont permis, entre autres, de valider la robustesse et la précision de la com-

mande à travers l'intégration de bruits de mesure sur la structure de RTC à changement de courbure bidirectionnel.

Sur le plan pratique, nous avons contribué à la maîtrise de la synthèse des micro-actionneurs plans à base de polypyrrole, fonctionnant à l'air libre et proposant de grands déplacements ($> 40 \text{ mm}$). Ces micro-actionneurs ont été caractérisés sur les plans structurel et fonctionnel. En effet, nous avons étudié les effets des paramètres et conditions de synthèse, qui nous ont menés à préconiser des températures et des tensions de polymérisation électrochimique faibles, moyennant une durée de dépôt relativement longue ($\simeq 10 \text{ h}$), afin d'assurer la conductivité et la compacité requises. Par ailleurs, nous avons proposé une méthode d'encapsulation, qui a permis d'augmenter la durée de vie du micro-actionneur. Nous avons également effectué des mesures de la force générée, qui ont permis de démontrer une réponse du premier ordre par rapport à la tension appliquée. Ces cycles de caractérisation et de synthèse nous ont permis d'obtenir des micro-actionneurs fiables pour des applications robotiques. Ils ont été commandés en position par retour visuel, de manière répétable avec une précision inférieure à 5 %.

Finalement, nous avons introduit le premier robot télescopique à deux DDL en effectuant l'intégration d'un micro-actionneur plan. Ce robot a permis la mise en synergie des différentes parties développées durant ces travaux, moyennant leur adaptation à ce problème en particulier. Ainsi, nous avons utilisés les modèles géométrique et cinématique direct, la solution du MGI et la génération de trajectoire qui en découle afin de proposer un schéma d'évitement d'obstacle pour la commande cartésienne par cinématique inverse via le retour visuel. Cette commande a permis de valider expérimentalement une précision de l'ordre de 0.21 mm sur une trajectoire circulaire.

Perspectives

Le caractère pluridisciplinaire de ces travaux de thèse a permis, d'un côté, de couvrir un large spectre de thématiques et de proposer, de l'autre, plusieurs perspectives. Nous proposons, dans ce paragraphe, de classer les perspectives selon la thématique particulière concernée : les robots continus, les micro-actionneurs souples à base de PEA et l'intégration de ces derniers dans des systèmes robotiques. Par ailleurs, ces futures directions sont ordonnées, aussi bien dans cette partie qu'à la fin de chaque chapitre, selon le niveau N_i de complexité nécessaire à leur aboutissement, avec un indice i croissant. L'indice le plus faible signifie une optimisation d'une méthode développée ou son adaptation avec d'autres hypothèses. Le niveau supérieur équivaut à l'extension d'une méthode à un cas plus général/générique et les niveaux plus élevés représentent un développement expérimental, technologique et/ou méthodologique plus conséquent, comme celui d'un nouveau prototype expérimental. Et les derniers niveaux (5 ou plus) se situent dans une stratégie de recherche à long terme, d'un but ultime, comme une structure technologiquement contraignante ou une validation clinique d'un prototype.

Robots continus

Sur le plan théorique, il serait judicieux de compléter l'analyse des modèles cinématiques des différentes structures étudiées, en déterminant les propriétés des composantes des matrices jacobiniennes par le calcul analytique des inverses pour mieux détecter les configurations singulières et par la détermination de tous les noyaux afin de mieux gérer le découplage et la redondance ($N1$). À défaut d'une formulation analytique complète, une analyse par intervalles [131] peut être réalisée, dans le même but de détecter les configurations singulières ($N3$).

Grâce au formalisme générique développé dans le chapitre 2, la complexité du modèle et les performances cinématiques peuvent être également évaluées en changeant de stratégie d'actionnement des courbures, en utilisant notamment des câbles, des actionneurs pneumatiques, un alliage à mémoire de forme, etc. (N1/N2).

Bien que la modélisation soit suffisamment fidèle à la réalité et ait permis la validation expérimentale de la commande cartésienne par cinématique inverse, les hypothèses peuvent être élargies pour prendre en compte la torsion, voire la friction (N2). L'utilisation d'un modèle plus sophistiqué pourrait être envisagée pour une commande en temps réel, moyennant les interfaces d'implémentation (calculateur performant, communications et transmissions rapides, etc.) adéquates à son temps de résolution.

Par ailleurs, la proposition de résolution du MGI peut être étendue à des tâches plus complexes à 5 DDL dans un premier temps, et des tâches à 6 DDL dans un second lieu, afin de permettre, en plus des schémas proposés de balayage et d'observation d'organe, une planification de trajectoire plus complexe pour la navigation dans des chemins tortueux représentatifs de l'anatomie humaine (N1/N2).

La commande cartésienne des RTC standards peut être rapidement améliorée suite aux travaux effectués. En effet, la validation expérimentale des lois de commande basées sur l'amortissement de l'inversion de la matrice jacobienne peut être traitée en identifiant des poses au voisinage d'une singularité et en proposant son contournement par un facteur d'amortissement basé sur une mesure de la manipulabilité. Aussi, la prise en compte de consignes en orientation variables, en plus de la position, peut être proposée en validation des résultats de simulation proposés (N2).

Nous proposons actuellement l'intégration d'autres capteurs extéroceptifs, pour permettre une meilleure intégration dans un dispositif médical. Ainsi, nous nous intéressons actuellement au retour visuel par le biais d'une caméra miniaturisée, embarquée sur l'organe terminal du prototype de RTC dans une configuration plus connue sous le terme anglais *eye-in-hand*. En effet, ce schéma est plus fidèle à la réalité de l'application endoscopique visée, à savoir un RTC intégré par le biais du canal auxiliaire de l'endoscope et le retour visuel de la caméra (N3) ou à terme, d'une sonde OCT, d'un microscope confocal, d'un micro-échographe, etc. (N4).

Micro-actionneurs souples

Nous avons vu, à travers ces travaux, que l'aspect technologique, aussi contraignant soit-il, ouvre d'immenses possibilités d'actionnement et d'intégration robotiques. Néanmoins, une maîtrise plus importante des micro-actionneurs souples est nécessaire afin d'y parvenir, particulièrement sur les aspects de synthèse et de structuration.

Ainsi, pour les travaux futurs, nous proposons de pallier les problèmes mécaniques liés à la structure des micro-actionneurs plans et concernant notamment leur forme initiale et les précontraintes relatives. Ces améliorations portent sur une optimisation plus complète des conditions et paramètres de synthèse. Plus particulièrement, la structuration de la couche métallique pourrait être améliorée en vue de favoriser les contraintes de flexion, en déposant des couches fines espacées sur la longueur de l'actionneur, en contraste avec la couche complète expliquée dans la figure 4.4. Ainsi, la vue de côté du procédé de fabrication envisagé est détaillée sur la figure 5.1. Cette proposition devra tenir compte du dimensionnement adéquat de l'intervalle i_m entre les couches métalliques afin d'assurer la continuité électrique entre les couches de polymères déposées (N2/N3).

Par ailleurs, l'encapsulation est primordiale en vue d'une intégration dans un dispositif médical. Les

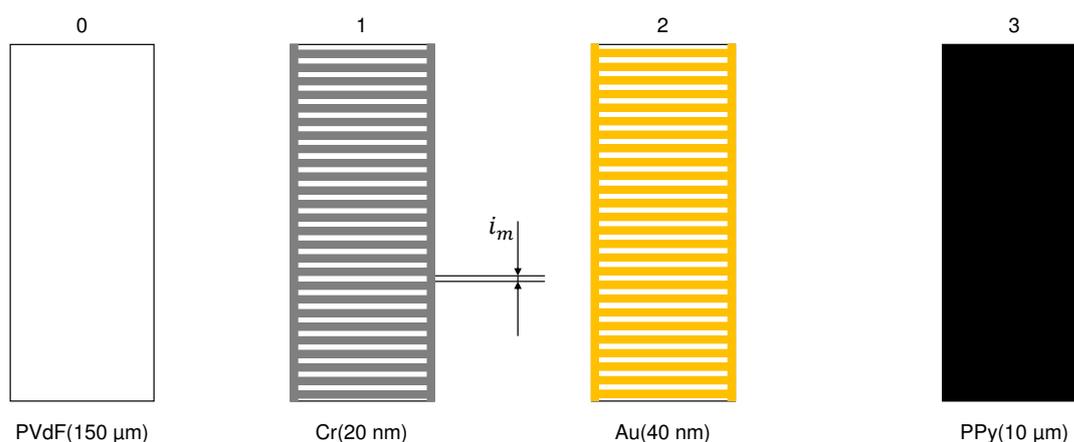


Figure 5.1: Vue de face des étapes de fabrication : proposition de structuration des couches métalliques utiles à la polymérisation électrochimique tel que i_m désigne leur espacement vertical.

travaux initiés durant cette thèse doivent être améliorés afin de maîtriser l'épaisseur et l'uniformité de la couche protectrice et de choisir un matériau capable d'assurer les fonctionnalités d'encapsulation tout en minimisant la rigidité supplémentaire. Ainsi, pour la maîtrise de la couche d'encapsulation, nous proposons d'utiliser des techniques d'enduction centrifuge (*spin coating*) pour le dépôt d'une couche de PDMS, par exemple (N3).

Dans tous les cas listés ci-dessus, la réduction de l'erreur de traînage du micro-actionneur avec des méthodes de commande avancée doit être adressée. En effet, nous pouvons citer la commande linéaire quadratique gaussienne (LQG), un retour d'état complet ou encore les méthodes H-infini (N3).

En s'appuyant sur les mesures effectuées concernant la force générée par le micro-actionneur et la tendance linéaire par rapport aux tensions appliquées, nous pouvons également envisager une commande hybride en position et en force, comme proposée récemment par [63] avec une identification empirique des fonctions de transfert (N2/N3) et/ou l'établissement d'un modèle paramétrique temps réel fiable (N4).

Concernant la durée de vie du micro-actionneur, nous avons pu observer une corrélation entre la dégradation des performances de déformation en fonction du temps et celle du courant. Ainsi, avec la mesure de courant, nous envisageons de prédire la dégradation du micro-actionneur en ligne, par des méthodes de pronostic et de surveillance d'état de santé (PHM pour *Prognostic and Health Management* en anglais) (N2/N3).

En outre, nous envisageons de poursuivre les travaux vers des tubes actionnés complets, à plusieurs segments télescopiques et courbures variables. En effet, deux stratégies sont proposées :

- la première consiste en la structuration des électrodes directement sur la surface des tubes-substrats, comme le montre la figure 5.2a. Il s'agit alors d'initier les électrodes par des dépôts métalliques ou par polymérisation chimique, afin de permettre ensuite la polymérisation électro-chimique du monomère choisi (N3) ;
- et la deuxième est un assemblage d'un micro-actionneur plan, dont la synthèse est maîtrisée, sur un tube passif (N2).

Ces deux méthodes présentent la même problématique de la connexion électrique nécessaire à ali-

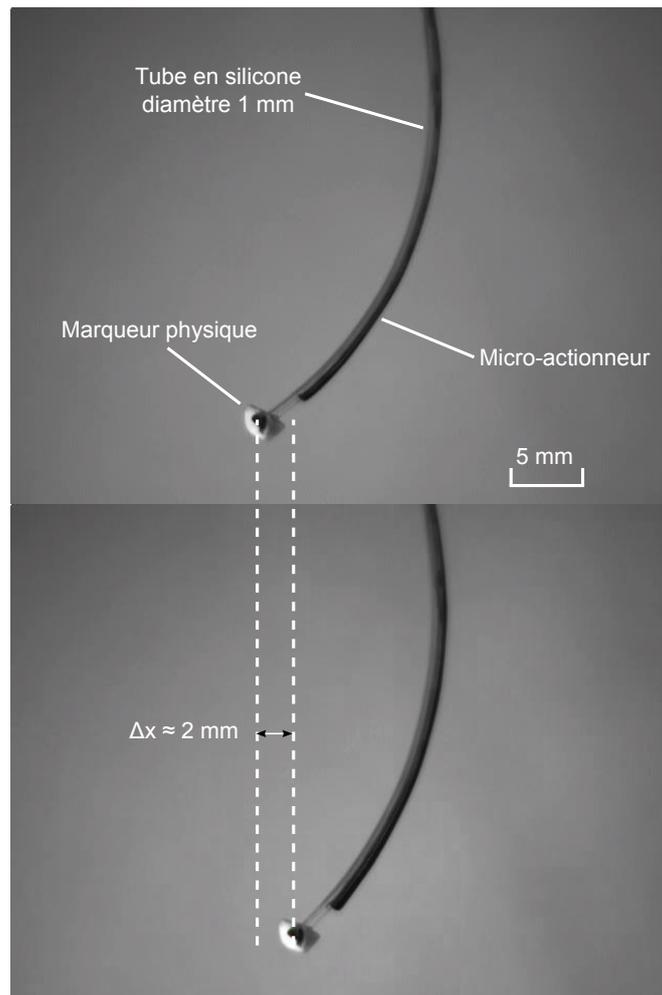


Figure 5.2: Première validation d'un tube déformable actionné par PEA dans l'air : un tube en silicone assemblé à un micro-actionneur plan à base de PPy fixé avec une colle.

menter les micro-actionneurs. Les inconvénients de la première méthode est la difficulté de synthèse et de structuration, en plus de la nécessité d'un actionnement en milieu liquide car, à notre connaissance, les tubes supports d'électrolyte ne sont pas encore maîtrisés. En revanche, elle permet une plus grande liberté de positionnement des électrodes afin de multiplier les directions de flexion (2, 3, voire 4 électrodes à 180° , 120° ou 90° de décalage, respectivement). En contrepartie, la deuxième méthode est limitée par le nombre de micro-actionneurs à fixer sur un tube passif et la technologie de fixation et d'alimentation de chacun. Néanmoins, nous avons pu valider un actionnement selon cette stratégie en utilisant un tube en silicone de 1 mm de diamètre, illustré sur la figure 5.2b, et qui a permis, pour ces premiers tests, 2 mm de déplacement environ.

Finalement, nous envisageons de poursuivre les premiers travaux de structuration des micro-actionneurs par découpe laser afin de proposer des structures complexes. Nous présentons dans la figure 5.3a un exemple d'une plateforme constituée de micro-actionneurs plans en forme de S. Les deux parties extrémales sont fixées et alimentées par un courant électrique de part et d'autre grâce (i) à un support de fixation comportant des encoches abritant des aimants conducteurs connectés à des fils électriques du côté inférieur et (ii) des pointes d'alimentation de 1 mm de diamètre pour le côté supérieur, illustrés sur la figure 5.3b. L'actionnement produit la flexion du corps central de la structure selon les deux directions,

comme le montrent les figures 5.3c, d et e.

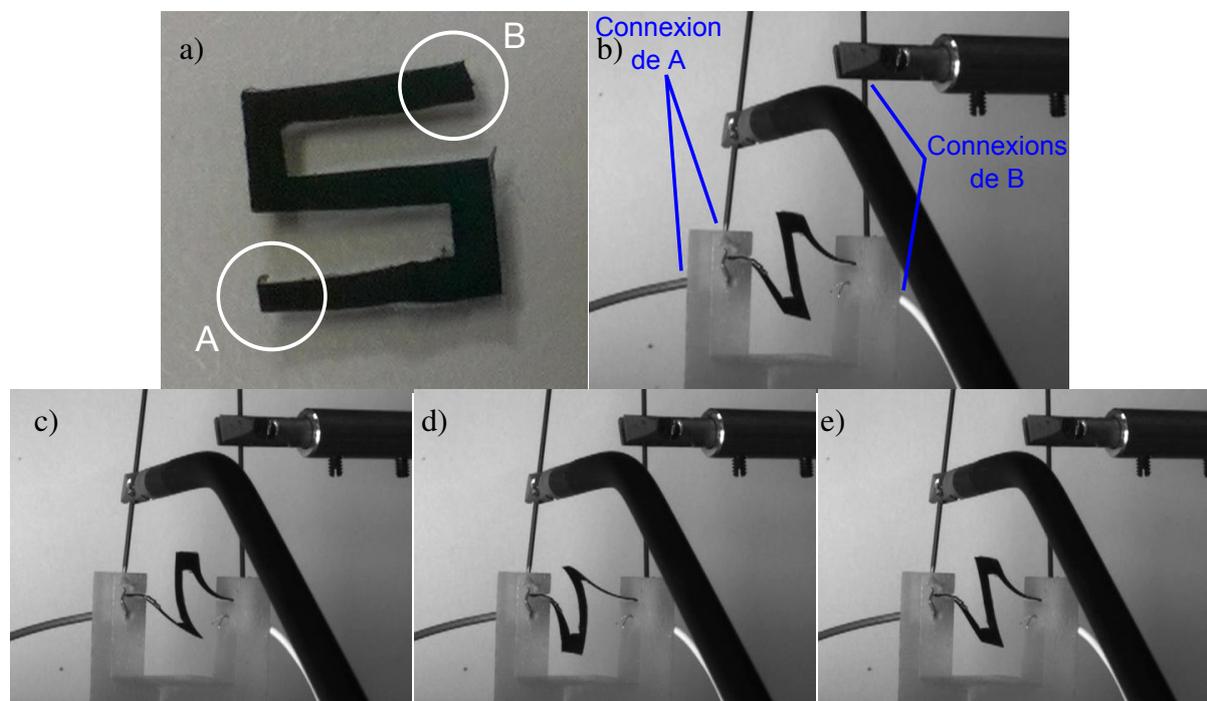


Figure 5.3: Plateforme en PPy actionnée illustrée dans a) avec A et B les points de fixation et d'alimentation, b) le dispositif d'actionnement avec le support de fixation et les connexions des points d'alimentation. L'actionnement est démontré dans les positions atteintes avec c) la configuration initiale et les configurations extrémales à tensions d) négative et e) positive.

Par le biais de cette structure, nous pouvons proposer de placer un micro-miroir sur la partie centrale du micro-actionneur, qui permettrait de guider un faisceau laser provenant d'une source externe selon deux directions (N2/N3).

Intégration de micro-actionneurs souples dans un robot continu

Nous avons démontré, à travers ces travaux, le potentiel exceptionnel des micro-actionneurs souples à base de PEA, et de PPy en particulier, dans l'intégration à des systèmes robotiques.

La première étape envisagée dans ce sens sera de caractériser l'actionnement et de commander en position l'intégration d'un micro-actionneur à un tube passif, décrit notamment ci-dessus (N2). Moyennant une amélioration de la technologie d'assemblage, nous avons proposé une preuve de concept d'une telle structure. Le micro-actionneur est fixé au tube en silicone de 1 mm de diamètre par le biais d'une gaine thermorétractable, comme le montre la figure 5.4. Une fibre optique provenant d'une source laser a été insérée à l'intérieur du tube et un déplacement maximal de 5 mm a été obtenu.

Par ailleurs, en complément aux développements technologiques, souvent coûteux temporellement, d'autres problématiques liées aux structures proposées dans ces travaux peuvent être traitées, notamment celles concernant le robot télescopique plan. Ainsi, un schéma d'évitement d'obstacles en ligne devra être proposé pour permettre une commande plus réaliste et fidèle aux applications médicales souhaitées. Nous proposons le champ répulsif virtuel (en anglais *artificial potential field*) comme exemple, qui devra être amélioré vers la prise en compte de l'évitement de collision de tout le corps du robot (N2/N3).

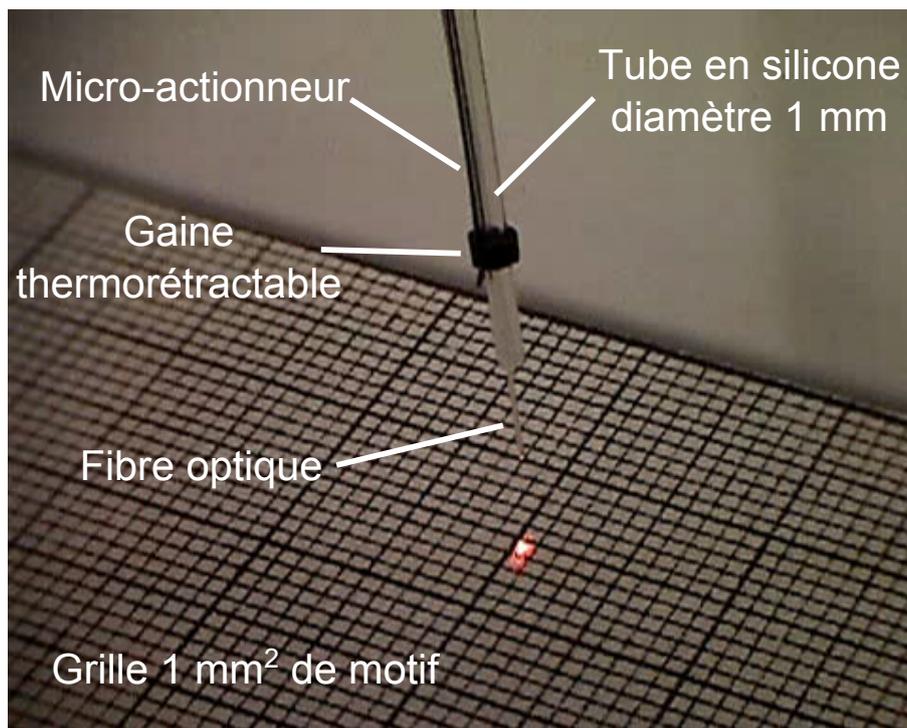


Figure 5.4: Preuve de concept d'un micro-actionneur plan fixé à un tube passif embarquant une fibre optique.

Néanmoins, la prise en compte de l'aspect souple de ces actionneurs s'inscrit dans le cadre de la "robotique souple" (*soft robotics* en anglais) et permet d'envisager la résolution de la problématique de "collision". En effet, l'interaction avec l'environnement serait d'autant moins dangereuse aussi bien pour le corps extérieur que pour le robot, que la *compliance* de ce type d'actionneur est élevée. Par conséquent, le contournement d'obstacle peut être réalisé par appui sur ce dernier afin d'élargir l'espace de travail du robot. Nous illustrons cette stratégie de commande par le schéma de principe de la figure 5.5, concernant le robot télescopique présenté dans le chapitre 4. La première étape serait de déployer la longueur suffisante du micro-actionneur à l'extérieur du tube guide, calculée en fonction de la longueur curviligne entre le point désiré et l'extrémité du tube guide. Ensuite, le micro-actionneur serait activé pour produire une flexion dans la direction du point désiré. Il entrerait alors en interaction avec l'obstacle ce qui permettrait d'atteindre la zone située au-dessus de ce dernier afin d'atteindre le point désiré.

Pour des travaux à moyen et long terme, la poursuite de l'intégration des micro-actionneurs plans ou du greffage direct du PEA sur tubes doit être envisagée à plusieurs niveaux. D'abord, la structure de RTC à deux tubes à changement de courbure unidirectionnel peut être validée par un prototype expérimental pour prendre en considération les difficultés technologiques liées à la connexion électrique. Ensuite, cette validation peut être effectuée pour les RTC à changement de courbure bidirectionnel. En effet, l'algorithme de génération de trajectoire pour des tâches 4 DDL pour la structure identifiée $P2CuP2Cu$ dans le chapitre 3 peut être validé expérimentalement, en utilisant une fibre optique connectée à une source laser comme preuve de concept. Ces intégrations tendent à réduire l'écart entre les structures étudiées théoriquement et celles validées expérimentalement. Ainsi la troisième étape serait de proposer un prototype expérimental d'un RTC à trois tubes, actionnés en translation et en flexion selon deux directions orthogonales ($N4$).

Finalement, nous sommes convaincus que l'intégration à très long terme aboutira aux robots souples

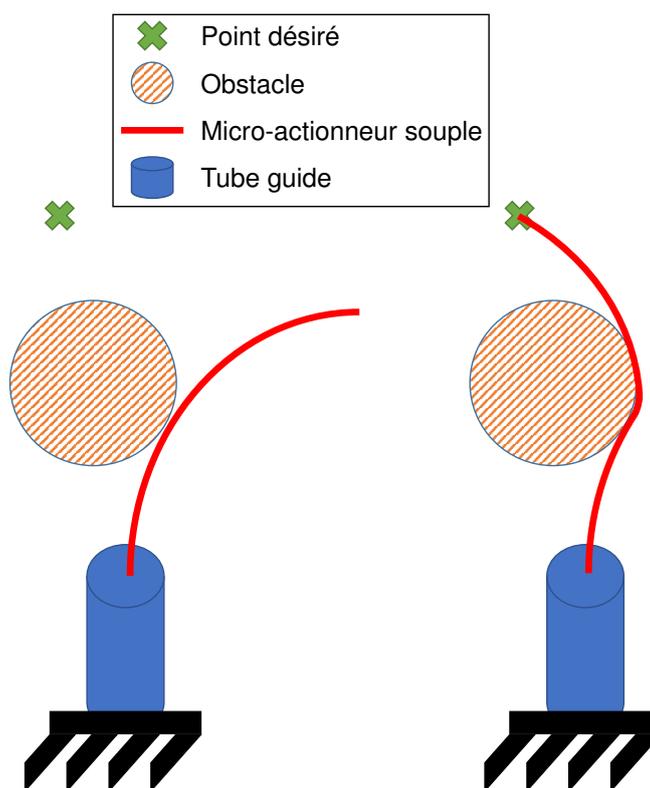


Figure 5.5: Exemple du principe d'appui sur un obstacle afin d'atteindre un point désiré, situé derrière l'obstacle.

(*soft robotics*). Encore une fois, la nature s'impose comme une source d'inspiration exceptionnelle, notamment grâce à une structure complexe et actionnée : le muscle humain. En effet, l'analogie peut être validée à plusieurs niveaux en s'appuyant sur les caractéristiques suivantes : (i) le mouvement de contraction/expansion des fibres musculaires à l'origine du mouvement, (ii) la répartition dans la sollicitation de ces fibres, surtout dans les mouvements répétables afin d'optimiser la dépense d'énergie et (iii) l'existence de fibres dites "rapides" (*fast twitch* en anglais) pour la vitesse et les mouvements intenses, majoritairement présentes dans les muscles des coureurs sur des distances courtes, notamment, et de fibres dites "lentes" (*slow twitch* en anglais) pour supporter le poids et l'endurance majoritairement présentes dans les muscles des haltérophiles et des coureurs sur des longues distances, par exemple. Ces deux catégories proposent alors un compromis entre la résistance à la fatigue d'un côté et la force et la vitesse de contraction de l'autre (N5/N6).

Ces trois caractéristiques (i à iii) peuvent servir d'inspiration aux systèmes que nous proposons de développer sur le très long terme. Nous pouvons alors envisager plusieurs micro-actionneurs répartis axialement et radialement sur un tube substrat. Ces micro-actionneurs pouvant être actionnés individuellement seraient capables de fournir la flexion du système, mais également sa contraction et son expansion. Ainsi, le principe de contraction/expansion (i) est naturellement présent dans les micro-actionneurs à base de PEA. En revanche, le défi de la répartition de ces micro-actionneurs (ii) peut être abordé par les techniques de micro-fabrication par la structuration des dépôts de la couche métallique d'initialisation. Ces électrodes conductrices peuvent aussi bien être réparties sur le corps du tube substrat pour permettre la polymérisation de chaque micro-actionneur mais également pour les connecter électriquement à la base du tube afin de les polymériser dans un premier temps et de les actionner dans un second lieu.

L'analogie avec les fibres "rapides" et "lentes" (iii) peut être adressée par le choix du monomère et l'utilisation de RIP puisque certains PEA proposent une meilleure dynamique (PEDOT) alors que d'autres fournissent de plus grandes déformations (PPy).

Remerciements

Ce travail a bénéficié du support du LabEx ACTION (contrat ANR-11-LABX-0001-01), du projet NEMRO (contrat ANR-14-CE17-0013), de la plateforme EquipEx ROBOTEX (contrat ANR-10-EQPX-44-01) et du réseau français RENATECH, ainsi que sa centrale technologique à FEMTO-ST.

Annexes

Calcul des modèles cinématiques spécifiques

Nous présentons dans les annexes de plus amples détails sur le développement du modèle cinématique direct des structures de robots à tubes concentriques (RTC). Ainsi, nous présentons les dérivations temporelles des composantes de courbure κ_x et κ_y définies par l'équation (2.1).

RTC standard

D'abord, pour le RTC standard, seuls les actionneurs α_2 et α_3 sont impliqués dans les variations des composantes de courbure du deuxième segment (*cf.* (2.27)). Ainsi, en dérivant κ_{x_2} et κ_{y_2} par rapport à α_2 et α_3 à partir de l'équation (2.1), leurs variations s'écrivent :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_2} = \frac{d\kappa_{x_2}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x_2}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_2}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_2} = \frac{d\kappa_{y_2}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y_2}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_2}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \end{cases} \quad (5.1)$$

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_2} = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} (-E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 - E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3) \\ \dot{\kappa}_{y_2} = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} (E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3) \end{cases} \quad (5.2)$$

L'écriture matricielle de l'équation (5.2) revient à l'équation (2.27).

De manière similaire, pour le premier segment du RTC standard, qui implique les actionneurs α_1 , α_2 et α_3 , les variations des composantes de courbure κ_{x_1} et κ_{y_1} sont :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_1} = \frac{d\kappa_{x_1}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial \alpha_1} \frac{d\alpha_1}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_1} = \frac{d\kappa_{y_1}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial \alpha_1} \frac{d\alpha_1}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \end{cases} \quad (5.3)$$

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_1} = \frac{1}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} (-E_1 I_1 \kappa_{i,1} \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 - E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3) \\ \dot{\kappa}_{y_1} = \frac{1}{E_1 I_1 + E_2 I_2 + E_3 I_3} (E_1 I_1 \kappa_{i,1} \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3) \end{cases} \quad (5.4)$$

Ainsi, l'écriture matricielle de l'équation (5.4) revient à l'équation (2.29).

RTC à changement de courbure unidirectionnel

Concernant les RTC à changement de courbure unidirectionnel, les actionneurs impliqués dans les variations de courbure du troisième segment sont v_3 et α_3 (*cf.* équation (2.43)). Ainsi, en dérivant κ_{x_3} et κ_{y_3} par rapport à v_3 et α_3 à partir des équations (2.1) et (2.39), leurs variations s'écrivent :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_3} = \frac{d\kappa_{x_3}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x_3}}{\partial v_3} \frac{dv_3}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_3}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_3} = \frac{d\kappa_{y_3}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y_3}}{\partial v_3} \frac{dv_3}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_3}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \end{cases} \quad (5.5)$$

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_3} = \cos \alpha_3 C_{PPy_3} \dot{v}_3 - \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3 \\ \dot{\kappa}_{y_3} = \sin \alpha_3 C_{PPy_3} \dot{v}_3 + \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3 \end{cases} \quad (5.6)$$

L'écriture matricielle de l'équation (5.6) revient à l'équation (2.43).

De manière similaire, pour le deuxième segment du RTC à changement de courbure unidirectionnel qui implique les actionneurs v_2 , v_3 , α_2 et α_3 , les variations des composantes de courbure κ_{x_2} et κ_{y_2} s'écrivent :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_2} = \frac{d\kappa_{x_2}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x_2}}{\partial v_2} \frac{dv_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_2}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_2}}{\partial v_3} \frac{dv_3}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_2}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_2} = \frac{d\kappa_{y_2}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y_2}}{\partial v_2} \frac{dv_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_2}}{\partial v_3} \frac{dv_3}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_2}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_2}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \end{cases} \quad (5.7)$$

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_2} = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} (E_2 I_2 \cos \alpha_2 C_{PPy_2} \dot{v}_2 - E_2 I_2 \kappa_{i,2} \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + E_3 I_3 \cos \alpha_3 C_{PPy_3} \dot{v}_3 - E_3 I_3 \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3) \\ \dot{\kappa}_{y_2} = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} (E_2 I_2 \sin \alpha_2 C_{PPy_2} \dot{v}_2 + E_2 I_2 \kappa_{i,2} \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + E_3 I_3 \sin \alpha_3 C_{PPy_3} \dot{v}_3 + E_3 I_3 \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3) \end{cases} \quad (5.8)$$

Ainsi, l'écriture matricielle de l'équation (5.8) revient à l'équation (2.46).

Pour la brièveté du manuscrit, les variations des composantes de courbure du premier segment des RTC à changement de courbure unidirectionnel ne sont pas développées explicitement, mais sont régies par une équation similaire de variations par rapport aux actionneurs relatifs v_1 , v_2 , v_3 , α_1 , α_2 et α_3 telle que :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_1} = \frac{d\kappa_{x_1}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial v_1} \frac{dv_1}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial \alpha_1} \frac{d\alpha_1}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial v_2} \frac{dv_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial v_3} \frac{dv_3}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_1}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_1} = \frac{d\kappa_{y_1}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial v_1} \frac{dv_1}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial \alpha_1} \frac{d\alpha_1}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial v_2} \frac{dv_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial \alpha_2} \frac{d\alpha_2}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial v_3} \frac{dv_3}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_1}}{\partial \alpha_3} \frac{d\alpha_3}{dt} \end{cases} \quad (5.9)$$

Après sa mise sous forme matricielle, cette équation revient à l'équation (2.48).

RTC à changement de courbure bidirectionnel

Concernant les RTC à changement de courbure bidirectionnel, les actionneurs impliqués dans les variations de courbure du troisième segment sont $v_{x,3}$ et $v_{y,3}$ (cf. équation (2.66)). Ainsi, en dérivant κ_{x_3} et κ_{y_3} par rapport à $v_{x,3}$ et $v_{y,3}$ à partir des équations (2.58) et (2.61), leurs variations s'écrivent :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_3} = \frac{d\kappa_{x_3}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x_3}}{\partial v_{x,3}} \frac{dv_{x,3}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x_3}}{\partial v_{y,3}} \frac{dv_{y,3}}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y_3} = \frac{d\kappa_{y_3}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y_3}}{\partial v_{x,3}} \frac{dv_{x,3}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y_3}}{\partial v_{y,3}} \frac{dv_{y,3}}{dt} \end{cases} \quad (5.10)$$

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x_3} = \cos \alpha_3 C_{PPy_3} \dot{v}_3 - \kappa_{i,3} \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3 \\ \dot{\kappa}_{y_3} = \sin \alpha_3 C_{PPy_3} \dot{v}_3 + \kappa_{i,3} \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3 \end{cases} \quad (5.11)$$

L'écriture matricielle de l'équation (5.11) revient à l'équation (2.66).

De manière similaire, pour le deuxième segment du RTC à changement de courbure bidirectionnel, qui implique les actionneurs $v_{x,2}$, $v_{y,2}$, $v_{x,3}$ et $v_{y,3}$, les variations des composantes de courbure κ_{x2} et κ_{y2} s'écrivent :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x2} = \frac{d\kappa_{x2}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x2}}{\partial v_{x,2}} \frac{dv_{x,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x2}}{\partial v_{y,2}} \frac{dv_{y,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x2}}{\partial v_{x,3}} \frac{dv_{x,3}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x2}}{\partial v_{y,3}} \frac{dv_{y,3}}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y2} = \frac{d\kappa_{y2}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y2}}{\partial v_{x,2}} \frac{dv_{x,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y2}}{\partial v_{y,2}} \frac{dv_{y,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y2}}{\partial v_{x,3}} \frac{dv_{x,3}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y2}}{\partial v_{y,3}} \frac{dv_{y,3}}{dt} \end{cases} \quad (5.12)$$

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x2} = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} (E_2 I_2 \cos \phi_2 \dot{\kappa}_{2ins} + E_3 I_3 \cos \phi_3 \dot{\kappa}_{3ins} - E_2 I_2 \kappa_{2ins} \dot{\phi}_{2ins} - E_3 I_3 \kappa_{3ins} \dot{\phi}_{3ins}) \\ \dot{\kappa}_{y2} = \frac{1}{E_2 I_2 + E_3 I_3} (E_2 I_2 \sin \phi_2 \dot{\kappa}_{2ins} + E_3 I_3 \sin \phi_3 \dot{\kappa}_{3ins} + E_2 I_2 \cos \phi_2 \dot{\phi}_{2ins} + E_3 I_3 \cos \phi_3 \dot{\phi}_{3ins}) \end{cases} \quad (5.13)$$

$$\begin{aligned} \text{où } \dot{\kappa}_{2ins} &= \frac{C_{PPy2}}{\sqrt{\kappa_{x2ins}^2 + \kappa_{y2ins}^2}} \kappa_{x2ins} \dot{v}_{x,2} + \frac{C_{PPy2}}{\sqrt{\kappa_{x2ins}^2 + \kappa_{y2ins}^2}} \kappa_{y2ins} \dot{v}_{y,2}, \\ \dot{\kappa}_{3ins} &= \frac{C_{PPy3}}{\sqrt{\kappa_{x3ins}^2 + \kappa_{y3ins}^2}} \kappa_{x3ins} \dot{v}_{x,3} + \frac{C_{PPy3}}{\sqrt{\kappa_{x3ins}^2 + \kappa_{y3ins}^2}} \kappa_{y3ins} \dot{v}_{y,3}, \\ \dot{\phi}_{2ins} &= -\frac{C_{PPy2}}{\kappa_{x2ins}^2 + \kappa_{y2ins}^2} \kappa_{y2ins} \dot{v}_{x,2} + \frac{C_{PPy2}}{\kappa_{x2ins}^2 + \kappa_{y2ins}^2} \kappa_{x2ins} \dot{v}_{y,2}, \\ \text{et } \dot{\phi}_{3ins} &= -\frac{C_{PPy3}}{\kappa_{x3ins}^2 + \kappa_{y3ins}^2} \kappa_{y3ins} \dot{v}_{x,3} + \frac{C_{PPy3}}{\kappa_{x3ins}^2 + \kappa_{y3ins}^2} \kappa_{x3ins} \dot{v}_{y,3}. \end{aligned}$$

Ainsi, l'écriture matricielle de l'équation (5.13) revient à l'équation (2.71).

Pour la brièveté du manuscrit, les variations des composantes de courbure du premier segment des RTC à changement de courbure bidirectionnel ne sont pas développées explicitement, mais sont régies par une équation similaire de variations par rapport aux actionneurs relatifs $v_{x,1}$, $v_{y,1}$, $v_{x,2}$, $v_{y,2}$, $v_{x,3}$ et $v_{y,3}$ telle que :

$$\begin{cases} \dot{\kappa}_{x1} = \frac{d\kappa_{x1}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{x1}}{\partial v_{x,1}} \frac{dv_{x,1}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x1}}{\partial v_{y,1}} \frac{dv_{y,1}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x1}}{\partial v_{x,2}} \frac{dv_{x,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x1}}{\partial v_{y,2}} \frac{dv_{y,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x1}}{\partial v_{x,3}} \frac{dv_{x,3}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{x1}}{\partial v_{y,3}} \frac{dv_{y,3}}{dt} \\ \dot{\kappa}_{y1} = \frac{d\kappa_{y1}}{dt} = \frac{\partial \kappa_{y1}}{\partial v_{x,1}} \frac{dv_{x,1}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y1}}{\partial v_{y,1}} \frac{dv_{y,1}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y1}}{\partial v_{x,2}} \frac{dv_{x,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y1}}{\partial v_{y,2}} \frac{dv_{y,2}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y1}}{\partial v_{x,3}} \frac{dv_{x,3}}{dt} + \frac{\partial \kappa_{y1}}{\partial v_{y,3}} \frac{dv_{y,3}}{dt} \end{cases} \quad (5.14)$$

Après sa mise sous forme matricielle, l'équation (5.14) revient à l'équation (2.73).

Inversion des matrices jacobiennes

L'inversion de la matrice jacobienne par la méthode de Moore-Penrose (*cf.* équation (3.32)) est susceptible de provoquer des instabilités numériques, notamment au voisinage des singularités [285, 197]. Dans ce cas, la forte disparité des valeurs singulières de \mathbf{J} se répercute sur \mathbf{J}^\dagger , provoquant ainsi des variations très importantes dans l'espace articulaire, bien que le mouvement désiré soit de très faible amplitude. Par conséquent, pour assurer des performances de commande supérieures, une méthode plus stable numériquement a été proposée dans le sens de la cinématique inverse des robots par [285, 197], basée sur la méthode de Levenberg-Marquardt [164, 180]. Deo et Walker ont rappelé les détails et les

démonstrations mathématiques de ces méthodes [76]. Grâce à cette méthode, les auteurs préconisent, la faisabilité de la résolution effective (physique) du problème au détriment de la contrainte de précision souvent problématique. Ainsi, les moindres carrés amortis sont introduits par :

$$\mathbf{J}^* = (\mathbf{J}\mathbf{J}^T + \zeta\mathbf{I})^{-1} \mathbf{J}^T = \mathbf{J}^T (\mathbf{J}\mathbf{J}^T + \zeta\mathbf{I})^{-1} \quad (5.15)$$

où $\zeta \geq 0$ est le facteur d'amortissement, qui détermine ledit compromis entre faisabilité et précision. Il est à noter que si $\zeta = 0$, alors $\mathbf{J}^* = \mathbf{J}^\dagger$. Par conséquent, plus ζ est faible et plus la solution se rapproche de celle proposée par la pseudo-inverse de Moore-Penrose, c'est-à-dire la minimisation exacte de la norme ; au contraire, l'augmentation de ζ provoque des vitesses articulaires plus faibles, mais une certaine déviation de la trajectoire désirée. Ainsi, il est plus approprié d'utiliser un facteur d'amortissement variable, assez négligeable lorsque le manipulateur est loin d'une configuration singulière (sans besoin d'amortir les vitesses articulaires), et plus important au voisinage des singularités (pour amortir les vitesses articulaires probablement infaisables). Le facteur d'amortissement a été défini de plusieurs manières :

— en fonction de la mesure de l'erreur cartésienne [43], de sorte que :

$$\zeta = \zeta_0 \|\varepsilon\|^2 \quad (5.16)$$

où ζ_0 est la valeur initiale.

— en fonction de la mesure de manipulabilité M [197] (définie dans le chapitre 2 au paragraphe 2.4), de sorte que :

$$\zeta = \begin{cases} \zeta_0 \left(1 - \frac{M}{M_l}\right), & \text{si } M < M_l \\ 0, & \text{sinon} \end{cases} \quad (5.17)$$

où M_l est la valeur de manipulabilité limite.

— en fonction de la mesure de manipulabilité relative d'une itération à une autre [144], de sorte que :

$$\zeta = \begin{cases} \zeta_0 \left(1 - \frac{M_c}{M_{pr}}\right), & \text{si } \frac{M_c}{M_{pr}} < M_l \\ 0, & \text{sinon} \end{cases} \quad (5.18)$$

où M_c et M_{pr} sont, respectivement, les valeurs de manipulabilités courante et précédente.

Notice individuelle

La majeure partie des travaux et résultats présentés dans cette thèse a fait l'objet de communications et publications scientifiques figurant ci-dessous.

Revue internationale à comité de lecture

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Kinematics and performance analysis of a novel concentric tube robotic structure with embedded soft micro-actuation*. Mechanism and Machine Theory 104, p 234–254, Octobre 2016.

doi : 10.1016/j.mechmachtheory.2016.06.005

Actes de conférences publiés sous forme de chapitres d'ouvrages

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Inverse kinematics analysis of a P2CuP2Cu concentric tube robot with embedded microactuation for 3T-1R tasks*. Advances in Robot Kinematics (J. Lenarčič and J.-P. Merlet, eds.), Juin 2016. Grasse, France.¹

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Kinematic modeling of an EAP actuated continuum robot for active micro-endoscopy*. Advances in Robot Kinematics, (J. Lenarčič and O. Khatib, eds.), pp 457–465, Springer International Publishing. Avril 2014. Ljubljana, Slovénie.

doi : 10.1007/978-3-319-06698-1_47

Conférences internationales

– Mohamed Taha Chikhaoui, Amélie Cot, Kanty Rabenorosoa, Patrick Rougeot, and Nicolas Andreff. *Design and Closed-loop Control of a Tri-layer Polypyrrole based Telescopic Soft Robot*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp 1145–1150, Octobre 2016. Daejeon, Corée du Sud.

doi : 10.1109/IROS.2016.7759193

– Amélie Cot, Mohamed Taha Chikhaoui, Patrick Rougeot, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Synthesis, Encapsulation, and Performance Analysis of Large Deformation Tri-layer Polypyrrole Actuator*. IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pp 436–441, Juillet 2016. Banff, Alberta, Canada.

1. En édition

doi : 10.1109/AIM.2016.7576806

Atelier international

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Electro-Active Polymer based Micro-Actuation in a Concentric Tube Robot for Medical Applications*. NAFIMA, Octobre 2015 (atelier à IROS 2015). Hambourg, Allemagne.

Revue nationale avec comité de lecture

– Mohamed Nassim Boushaki, Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, Chao Liu, Nicolas Andreff, et Philippe Pognet. *Conception, modélisation et commande des robots à tubes concentriques : vers des applications médicales*. Article S7767, Techniques de l'Ingénieur, Mai 2016.

Conférence nationale avec comité de lecture

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Towards clinical application of continuum active micro-endoscope robot based on EAP actuation*. SURGETICA, Décembre 2014. Chambéry, France.

Colloques et ateliers européens et nationaux

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Embedded actuation on deformable tubes : Application to an active micro-endoscope*. Journées GdR Robotique et Journée des Jeunes Chercheurs en Robotique, Octobre 2014. Paris, France.

– Mohamed Taha Chikhaoui, Kanty Rabenorosoa, and Nicolas Andreff. *Embedded actuation on deformable tubes : Application to an active micro-endoscope*. Atelier SMYLE, Septembre 2014. Neuchâtel, Suisse.

– Loïc Barrant, Mohamed Taha Chikhaoui, Amélie Cot, Kanty Rabenorosoa, Patrick Rougeot, Boris Lakard, Sophie Lakard, and Nicolas Andreff. *Towards polypyrrole actuated flexible endomicroscope : Synthesis*. Journées Nationales sur les Technologies Émergentes en Micronanofabrication, Novembre 2015. Lyon, France.

– Mohamed Taha Chikhaoui. *Concentric Tube Robots : Overview and Further Developments*. Présentation à la journée du GT1 Robotique et Santé du GdR Robotique, Juillet 2016. Paris, France.

Bibliographie

- [1] M. M. Abd-El-Barr and A. R. Cohen. The origin and evolution of neuroendoscopy. *Child's Nervous System*, 29(5) :727–737, May 2013. xv, 9, 10
- [2] J. Adler Jr., S. Chang, M. Murphy, J. Doty, P. Geis, and S. Hancock. The cyberknife : A frameless robotic system for radiosurgery. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 69(1–4) :124–128, 1997. 12
- [3] G. Alici. An effective modelling approach to estimate nonlinear bending behaviour of cantilever type conducting polymer actuators. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 141(1) :284 – 292, 2009. xxvi, 165, 180, 181
- [4] G. Alici and M. J. Higgins. Normal stiffness calibration of microfabricated tri-layer conducting polymer actuators. *Smart Materials and Structures*, 18(6) :065013, Jun 2009. 43
- [5] G. Alici and N. Huynh. Towards improving positioning accuracy of conducting polymer actuators. In *IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, pages 478–483, 2006. 43
- [6] G. Alici, A. Punning, and H. R. Shea. Enhancement of actuation ability of ionic-type conducting polymer actuators using metal ion implantation. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 157(1) :72 – 84, 2011. 43
- [7] P. D. Allen, N. Patronik, M. A. Zenati, and C. Riviere. A mobile robot driven by miniature onboard motors for cardiac intervention. In *Northeast Bioengineering Conference*, pages 9–10, Providence, USA, Apr 2008. 15
- [8] V. Anderson and R. Horn. *Tensor Arm Manipulator Design*. American Society of Mechanical Engineers, 1967. 19, 28
- [9] W. T. Ang, P. K. Pradeep, and C. N. Riviere. Active tremor compensation in microsurgery. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine & Biology Society*, volume 1, pages 2738–2741, Sans Francisco, USA, Sep 2004. 15
- [10] J. Angeles and C. S. López-Cajún. Kinematic isotropy and the conditioning index of serial robotic manipulators. *The International Journal of Robotics Research*, 11(6) :560–571, 1992. 89
- [11] G. A. Antoniou, C. V. Riga, E. K. Mayer, N. J. Cheshire, and C. D. Bicknell. Clinical applications of robotic technology in vascular and endovascular surgery. *Journal of Vascular Surgery*, 53(2) :493 – 499, 2011. 15
- [12] V. Arabagi, A. Gosline, R. J. Wood, and P. E. Dupont. Simultaneous soft sensing of tissue contact angle and force for millimeter-scale medical robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4396–4402, Karlsruhe, Germany, May 2013. 37

- [13] E. Ayvali, C.-P. Liang, M. Ho, Y. Chen, and J. P. Desai. Towards a discretely actuated steerable cannula for diagnostic and therapeutic procedures. *The International Journal of Robotics Research*, 31(5) :588–603, 2012. 21
- [14] H. Azimian, P. Francis, T. Looi, and J. Drake. Structurally-redesigned concentric-tube manipulators with improved stability. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2030–2035, Chicago, USA, Sep 2014. 122
- [15] C. Baek, K. Yoon, and D.-N. Kim. Finite element modeling of concentric-tube continuum robots. *Structural Engineering & Mechanics*, 5(57) :809–821, Dec 2015. 52
- [16] Y. Bailly, Y. Amirat, and G. Fried. Modeling and control of a continuum style microrobot for endovascular surgery. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(5) :1024–1030, Oct 2011. 21
- [17] A. Bajo, R. Pickens, S. Herrell, and N. Simaan. Constrained motion control of multisegment continuum robots for transurethral bladder resection and surveillance. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5837–5842, Karlsruhe, Germany, May 2013. 21
- [18] Y. Bar-Cohen. *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles : Reality, Potential, and Challenges*, volume PM136 of *Press Monographs*. SPIE Press, 2001. 39
- [19] B. Bardou. *Développement et étude d'un système robotisé pour l'assistance à la chirurgie transluminale*. PhD thesis, Université de Strasbourg, France, 2011. 21
- [20] L. Barrand, M. T. Chikhaoui, A. Cot, K. Rabenorosoa, P. Rougeot, B. Lakard, S. Lakard, and N. Andreff. Towards polypyrrole actuated flexible endomicroscope : Synthesis. In *French Symposium on Emerging Technologies for Micro-Nanofabrication*, Lyon, France, Nov. 2015. 168, 201
- [21] R. Baughman. Conducting polymer artificial muscles. *Synthetic Metals*, 78(3) :339 – 353, 1996. 43
- [22] R. H. Baughman, L. W. Shacklette, R. L. Elsenbaumer, E. J. Plichta, and C. Becht. *Molecular Electronics : Materials and Methods*, chapter Micro Electromechanical Actuators Based on Conducting Polymers, pages 267–289. Springer Netherlands, Dordrecht, 1991. 42
- [23] L. Bay, T. Jacobsen, S. Skaarup, and K. West. Mechanism of actuation in conducting polymers : osmotic expansion. *The Journal of Physical Chemistry B*, 105(36) :8492–8497, 2001. 42
- [24] A. L. Benabid, P. Cinquin, S. Lavalle, J. F. Le Bas, J. Demongeot, and J. de Rougemont. Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and magnetic resonance imaging. Technological design and preliminary results. *Applied Neurophysiology*, 50(1–6) :153–157, 1987. 15
- [25] D. R. Berg, P. Y. Li, and A. G. Erdman. Achieving dexterous manipulation for minimally invasive surgical robots through the use of hydraulics. In *ASME Dynamic Systems and Control Conference joint with the JSME Motion and Vibration Conference*, pages 429–438, Fort Lauderdale, USA, Oct 2012. 21
- [26] J. Bishop-Moser and S. Kota. Towards snake-like soft robots : Design of fluidic fiber-reinforced elastomeric helical manipulators. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 5021–5026, Tokyo, Japan, Nov 2013. 21
- [27] M. N. Boushaki, M. T. Chikhaoui, K. Rabenorosoa, C. Liu, N. Andreff, and P. Pognet. Conception, modélisation et commande des robots à tubes concentriques : vers des applications médicales. *Techniques de l'ingénieur*, 2016. Article S7767, in french. xv, xxv, 23, 24, 26, 32

- [28] M. N. Boushaki, C. Liu, and P. Poignet. Task-space position control of concentric-tube robot with inaccurate kinematics using approximate jacobian. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5877–5882, Hong Kong, China, May 2014. 29, 33
- [29] W. Bowen, R. S. Kingdon, and H. A. Sabuni. Electrically enhanced separation processes : the basis of in situ intermittent electrolytic membrane cleaning (IEMC) and in situ electrolytic membrane restoration (IEMR). *Journal of Membrane Science*, 40(2) :219 – 229, 1989. 42
- [30] C. E. Bryson and D. C. Rucker. Toward parallel continuum manipulators. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 778–785, Hong Kong, China, May 2014. 24, 26
- [31] E. C. Burdette, D. C. Rucker, P. Prakash, C. J. Diederich, J. M. Croom, C. Clarke, P. Stolka, T. Juang, E. M. Boctor, and R. J. Webster III. The ACUSITT ultrasonic ablator : the first steerable needle with an integrated interventional tool. In *Proc. SPIE 7629, Medical Imaging*, volume 7629, pages 76290V–76290V–10, Mar 2010. 37
- [32] J. Burgner, D. Rucker, H. Gilbert, P. Swaney, P. Russell, K. Weaver, and R. Webster. A telerobotic system for transnasal surgery. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(3) :996–1006, Jun 2014. 26, 31, 33, 37
- [33] J. Burgner, P. Swaney, R. Lathrop, K. Weaver, and R. J. Webster III. Debulking from within : A robotic steerable cannula for intracerebral hemorrhage evacuation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(9) :2567–2575, Sep 2013. xvi, 34, 35, 38
- [34] J. Burgner, P. J. Swaney, T. L. Bruns, M. S. Clark, D. C. Rucker, E. C. Burdette, and R. J. Webster III. An autoclavable steerable cannula manual deployment device : Design and accuracy analysis. *Journal of medical devices*, 6(4) :041007, 2012. 26
- [35] J. Burgner, P. J. Swaney, D. C. Rucker, H. B. Gilbert, S. T. Nill, P. T. Russell, K. D. Weaver, and R. J. Webster III. A bimanual teleoperated system for endonasal skull base surgery. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2517–2523, San Francisco, CA, USA, Sep 2011. xv, xvi, 24, 25, 34, 35
- [36] J. Burgner-Kahrs, H. B. Gilbert, J. Granna, P. J. Swaney, and R. J. Webster III. Workspace characterization for concentric tube continuum robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1269–1275, Sep 2014. 49
- [37] E. J. Butler, C. Folk, A. Cohen, N. V. Vasilyev, R. Chen, P. J. del Nido, and P. E. Dupont. Metal MEMS tools for beating-heart tissue approximation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Shanghai, China, May 2011. 37
- [38] E. J. Butler, R. Hammond-Oakley, S. Chawarski, A. H. Gosline, P. Codd, T. Anor, J. R. Madson, P. E. Dupont, and J. Lock. Robotic neuro-endoscope with concentric tube augmentation. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2941–2946, Vilamoura, Portugal, Oct 2012. 26
- [39] D. B. Camarillo, C. F. Milne, C. R. Carlson, M. R. Zinn, and J. K. Salisbury. Mechanics modeling of tendon-driven continuum manipulators. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(6) :1262–1273, 2008. 21
- [40] D. C. Cardona. A MRI compatible concentric tube continuum robot with pneumatic actuation. Master’s thesis, Vanderbilt University, 2012. 26
- [41] F. Carpi and C. Pappone. Stereotaxis niobe magnetic navigation system for endocardial catheter ablation and gastrointestinal capsule endoscopy. *Expert Review of Medical Devices*, 6(5) :487–498, 2009. 21

- [42] M. Castillo-Ortega, M. Inoue, and M. Inoue. Chemical synthesis of highly conducting polypyrrole by the use of copper(II) perchlorate as an oxidant. *International Conference on Science and Technology of Synthetic Metals*, 28(1) :65 – 70, 1989. 42
- [43] S. K. Chan and P. D. Lawrence. General inverse kinematics with the error damped pseudoinverse. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 834–839 vol.2, Philadelphia, USA, Apr 1988. 217
- [44] G. Chen, M. Pham, and T. Redarce. Sensor-based guidance control of a continuum robot for a semi-autonomous colonoscopy. *Robotics and Autonomous Systems*, 57(6–7) :712–722, Jun 2009. 21
- [45] G. Chen, M. T. Pham, and T. Redarce. *Recent Progress in Robotics : Viable Robotic Service to Human : An Edition of the Selected Papers from the 13th International Conference on Advanced Robotics*, chapter A Guidance Control Strategy for Semi-autonomous Colonoscopy Using a Continuum Robot, pages 63–78. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2008. 21
- [46] X. Chen and O. Inganäs. Doping-induced volume changes in poly(3-octylthiophene) solids and gels. *Synthetic Metals*, 74(2) :159 – 164, 1995. 42
- [47] M. T. Chikhaoui, A. Cot, P. Rougeot, K. Rabenoroso, and N. Andreff. Design and closed-loop control of a tri-layer polypyrrole based telescopic soft robot. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1145–1150, Daejeon, Korea, Oct 2016. 4, 166, 201
- [48] M. T. Chikhaoui, K. Rabenoroso, and N. Andreff. Kinematic modeling of an EAP actuated continuum robot for active micro-endoscopy. In J. Lenarčič and O. Khatib, editors, *Advances in Robot Kinematics*, pages 457–465. Springer International Publishing, Apr 2014. 3, 64, 95
- [49] M. T. Chikhaoui, K. Rabenoroso, and N. Andreff. Towards clinical application of continuum active micro-endoscope robot based on EAP actuation. In *Surgetica*, Chambéry, France, Dec 2014. 3, 95
- [50] M. T. Chikhaoui, K. Rabenoroso, and N. Andreff. Inverse kinematics analysis of a P2CuP2Cu concentric tube robot with embedded microactuation for 3T-1R tasks. In J.-P. Merlet and J. Lenarčič, editors, *Advances in Robot Kinematics*. Springer International Publishing, Grasse, France, 2016. 3
- [51] M. T. Chikhaoui, K. Rabenoroso, and N. Andreff. Kinematics and performance analysis of a novel concentric tube robotic structure with embedded soft micro-actuation. *Mechanism and Machine Theory*, 104 :234 – 254, 2016. 3, 95
- [52] K. Chinzei, R. Kikinis, and F. A. Jolesz. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, chapter MR Compatibility of Mechatronic Devices : Design Criteria, pages 1020–1030. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1999. 14
- [53] G. Chirikjian. A continuum approach to hyper-redundant manipulator dynamics. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 2, pages 1059–1066, Tokyo, Japan, Jul 1993. 28
- [54] G. Chirikjian. A general numerical method for hyper-redundant manipulator inverse kinematics. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3, pages 107–112, Atlanta, USA, May 1993. 27
- [55] G. Chirikjian and J. Burdick. A modal approach to hyper-redundant manipulator kinematics. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 10(3) :343–354, Jun 1994. 27, 28

- [56] G. S. Chirikjian and J. W. Burdick. Kinematically optimal hyper-redundant manipulator configurations. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 11(6) :794–806, Dec 1995. 28
- [57] G. S. Chirikjian and J. W. Burdick. The kinematics of hyper-redundant robot locomotion. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 11(6) :781–793, Dec 1995. 27
- [58] H. Choset, M. Zenati, T. Ota, A. Degani, D. Schwartzman, B. Zubiato, and C. Wright. *Surgical Robotics : Systems Applications and Visions*, chapter Enabling Medical Robotics for the Next Generation of Minimally Invasive Procedures : Minimally Invasive Cardiac Surgery with Single Port Access, pages 257–270. Springer US, Boston, USA, 2011. 21
- [59] S. Y. Chu, P. A. Kilmartin, S. Jing, G. A. Bowmaker, R. P. Cooney, and J. Travas-Sejdic. The effect of monomer and electrolyte concentrations during synthesis on the actuation of PPy(CF₃SO₃) films in aqueous electrolytes. *Synthetic Metals*, 158(1–2) :38 – 44, 2008. 42
- [60] C. Chung, P. Fung, Y. Hong, M. Ju, C. Lin, and T. Wu. A novel fabrication of ionic polymer-metal composites (IPMC) actuator with silver nano-powders. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 117(2) :367 – 375, 2006. 40
- [61] K. Cleary and C. Nguyen. State of the art in surgical robotics : clinical applications and technology challenges. *Computer Aided Surgery*, 6(6) :312–340, 2001. 14
- [62] D. B. Comber, D. Cardona, R. J. Webster III, and E. J. Barth. Sliding mode control of an MRI-compatible pneumatically actuated robot. In *ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control*, pages 283–293, Cambridge, USA, 2012. 26, 32, 33
- [63] M. Y. Coskun, C. Sancak, M. Itik, and G. Alici. Hybrid force and position control of a conducting tri-layer electro-active polymer actuator. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 2016. 202, 207
- [64] E. Cosserat and F. Cosserat. *Théorie des corps déformables*, volume 3. Cornell University Library, Paris, 1909. 28
- [65] A. Cot, M. T. Chikhaoui, P. Rougeot, K. Rabenorosoa, and N. Andreff. Synthesis, encapsulation, and performance analysis of large deformation tri-layer polypyrrole actuator. In *IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 436–441, Banff, Canada, Jul 2016. 4, 201
- [66] P.-J. Cottinet. *Actionnement et récupération d'énergie à l'aide de polymères électro-actifs*. PhD thesis, INSA de Lyon, France, 2010. 39
- [67] L. S. Cowan and I. D. Walker. The importance of continuous and discrete elements in continuum robots. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 10(165), Jun 2013. 18
- [68] J. H. Crews and G. D. Buckner. Design optimization of a shape memory alloy-actuated robotic catheter. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 23(5) :545–562, Mar 2012. 21
- [69] A. Cuschieri and G. Buess. *Operative Manual of Endoscopic Surgery*, chapter Future Advances in Endoscopic Surgery, pages 336–347. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1992. 21
- [70] P. Dario, M. C. Carrozza, M. Marcacci, S. D'Attanasio, B. Magnani, O. Tonet, and G. Megali. A novel mechatronic tool for computer-assisted arthroscopy. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 4(1) :15–29, Mar 2000. 21
- [71] W. Daum. Deflectable needle assembly, June 2003. US Patent 6,572,593. 21
- [72] B. Davies. A review of robotics in surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 325(1) :239–169, Mar 2000. 13

- [73] J. H. Davis and R. M. Hirschorn. A model for the embedded tendon control of a slender three-dimensional flexible robot link. *Dynamics and Control*, 4(2) :185–208, 1994. 28
- [74] M. Dehghani and S. Moosavian. Modeling and control of a planar continuum robot. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 966–971, July 2011. 28
- [75] A. Della Santa, D. De Rossi, and A. Mazzoldi. Characterization and modelling of a conducting polymer muscle-like linear actuator. *Smart Materials and Structures*, 6(1) :23, 1997. 180
- [76] A. S. Deo and I. D. Walker. Overview of damped least-squares methods for inverse kinematics of robot manipulators. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 14(1) :43–68, Sep 1995. 110, 217
- [77] A. F. Diaz, K. K. Kanazawa, and G. P. Gardini. Electrochemical polymerization of pyrrole. *Journal of the Chemical Society, Chemical Communications*, pages 635–636, 1979. 42
- [78] J. Ding, R. E. Goldman, K. Xu, P. K. Allen, D. L. Fowler, and N. Simaan. Design and coordination kinematics of an insertable robotic effectors platform for single-port access surgery. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(5) :1612–1624, Oct 2013. 21
- [79] J. Ding, D. Zhou, G. Spinks, G. Wallace, S. Forsyth, M. Forsyth, and D. MacFarlane. Use of ionic liquids as electrolytes in electromechanical actuator systems based on inherently conducting polymers. *Chemistry of Materials*, 15(12) :2392–2398, 2003. 182
- [80] G. Dogangil, B. L. Davies, and F. Rodriguez y Baena. A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 224(5) :653–679, 2010. 14
- [81] G. Dogangil, O. Ergeneman, J. J. Abbott, S. Pane, H. Hall, S. Muntwyler, and B. J. Nelson. Toward targeted retinal drug delivery with wireless magnetic microrobots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1921–1926, Nice, France, Sept 2008. 15
- [82] A. Dresden. The fourteenth western meeting of the american mathematical society. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 26 :385–396, Jun 1920. 110
- [83] T. Duerig and A. Pelton. A historical perspective. Online : <http://www.nitinol.com/nitinoluniversity/reference-library/a-historical-perspective>, last accessed 2016. 21
- [84] P. E. Dupont, J. Lock, and E. Butler. Torsional kinematic model for concentric tube robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3851–3858, Kobe, Japon, May 2009. 21, 29
- [85] P. E. Dupont, J. Lock, and B. Itkowitz. Real-time position control of concentric tube robots. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 562–568, Anchorage, USA, May 2010. 29
- [86] P. E. Dupont, J. Lock, B. Itkowitz, and E. Butler. Design and control of concentric-tube robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(2) :209–225, Apr 2010. xvi, 26, 27, 29, 31, 33, 36, 52, 96
- [87] R. Ebrahimi, S. Okazawa, R. Rohling, and S. E. Salcudean. Hand-held steerable needle device. In R. Ellis and T. Peters, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, volume 2879 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 223–230. Springer Berlin Heidelberg, 2003. xv, 21, 22

- [88] A. Eddiai. *Electro-active polymers : Modeling and characterization and its application to energy harvesting*. PhD thesis, INSA de Lyon ; Université Chouaib Doukkali, May 2013. 39
- [89] Y. Fang, T. J. Pence, and X. Tan. Nonlinear elastic modeling of differential expansion in trilayer conjugated polymer actuators. *Smart Materials and Structures*, 17(6) :065020, 2008. 180
- [90] M. Farajollahi, J. D. W. Madden, and F. Sassani. Non-linear time variant model intended for polypyrrole-based actuators. In *Proc. SPIE Electroactive Polymer Actuators and Devices*, volume 9056, pages 90561T–90561T, 2014. 180
- [91] M. Farajollahi, V. Woehling, C. Plesse, G. T. Nguyen, F. Vidal, F. Sassani, V. X. Yang, and J. D. Madden. Self-contained tubular bending actuator driven by conducting polymers. *Sensors and Actuators A : Physical*, 249 :45 – 56, Oct 2016. xvi, 44, 45
- [92] B. Fei, W. S. Ng, S. Chauhan, and C. K. Kwok. The safety issues of medical robotics. *Reliability Engineering & System Safety*, 73(2) :183 – 192, Jul 2001. 14
- [93] K. H. Fuchs. Minimally invasive surgery. *Endoscopy*, 34(2) :154–163, Feb 2002. 14
- [94] Fujifilm. Endoscopes. Online : <http://www.fujifilmusa.com/products/medical/endoscopy/endoscopes/>, last accessed 2016. 10
- [95] J. Furusho, T. Kikuchi, H. Tanaka, H. Kobayashi, T. Yamamoto, M. Terayama, and M. Monden. Development of the needle-insertion system for path-error correction using a CMTD (curved multi-tubed device). In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 938–942, Xian, China, July 2008. 37
- [96] J. Furusho, T. Ono, R. Murai, T. Fujimoto, Y. Chiba, and H. Horio. Development of a curved multi-tube (CMT) catheter for percutaneous umbilical blood sampling and control methods of CMT catheters for solid organs. In *IEEE International Conference in Mechatronics and Automation*, volume 1, pages 410–415, Niagara Falls, Ontario, Canada, July 2005. xv, 22
- [97] B. Gaihre, G. Alici, G. M. Spinks, and J. M. Cairney. Pushing the limits for microactuators based on electroactive polymers. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 21(3) :574–585, June 2012. 43
- [98] Y. Ganji and F. Janabi-Sharifi. Catheter kinematics for intracardiac navigation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(3) :621–632, Mar 2009. 27
- [99] S. Gardes. Endoscopie. http://ispb-preprod.univ-lyon1.fr/servlet/com.univ.collaboratif.utils.LectureFichiergw?ID_FICHER=1320402934218, last accessed sep 2015. xv, 11
- [100] H. B. Gilbert, J. Neimat, and R. J. Webster III. Concentric tube robots as steerable needles : Achieving follow-the-leader deployment. *IEEE Transactions on Robotics*, 31(2) :246–258, 2015. 29
- [101] H. B. Gilbert, D. C. Rucker, and R. J. Webster III. *Concentric Tube Robots : State of the Art and Future Directions*, pages 253–269. Springer International Publishing, 2016. 18, 29, 96
- [102] I. S. Godage, D. T. Branson, E. Guglielmino, G. A. Medrano-Cerda, and D. G. Caldwell. Dynamics for biomimetic continuum arms : A modal approach. In *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pages 104–109, Karon Beach, Thailand, Dec 2011. 28
- [103] A. H. Gosline, N. V. Vasilyev, E. J. Butler, C. Folk, A. Cohen, R. Chen, N. Lang, P. J. del Nido, and P. E. Dupont. Percutaneous intracardiac beating-heart surgery using metal MEMS tissue approximation tools. *The International Journal of Robotics Research*, 31(9) :1081–1093, Aug 2012. 37

- [104] A. H. Gosline, N. V. Vasilyev, A. Veeramani, M. Wu, G. Schmitz, R. Chen, V. Arabagi, P. J. del Nido, and P. E. Dupont. Metal MEMS tools for beating-heart tissue removal. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1921–1926, Saint Paul, USA, May 2012. xv, xvi, 23, 24, 26, 34
- [105] I. Gravagne and I. Walker. Kinematic transformations for remotely-actuated planar continuum robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 19–26, San Francisco, USA, Apr 2000. 28
- [106] I. Gravagne and I. Walker. On the kinematics of remotely-actuated continuum robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3, pages 2544–2550, San Francisco, USA, Apr 2000. 28
- [107] I. A. Gravagne, C. D. Rahn, and I. D. Walker. Large deflection dynamics and control for planar continuum robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 8(2) :299–307, Jun 2003. 28, 52
- [108] C. M. Graves, A. Slocum, R. Gupta, and C. J. Walsh. Towards a compact robotically steerable thermal ablation probe. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 709–714, Saint Paul, USA, May 2012. 37
- [109] T. Greigarn and M. C. Çavuşoğlu. Task-space motion planning of MRI-actuated catheters for catheter ablation of atrial fibrillation. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3476–3482, Chicago, USA, Sep 2014. 21
- [110] G. S. Guthart and J. K. Salisbury. The intuitive telesurgery system : overview and application. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 618–621, San Francisco, USA, Apr 2000. 13
- [111] J. Ha, F. Park, and P. Dupont. Elastic stability of concentric tube robots subject to external loads. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(6) :1116–1128, Jun 2015. 29
- [112] D. Habineza. *Modeling and control strategies for multiaxis piezoelectric microsystems*. PhD thesis, Université Bourgogne Franche-Comté, France, Dec 2015. 39
- [113] Y. Haga, T. Mineta, W. Makishi, T. Matsunaga, and M. Esashi. *Shape Memory Alloys*, chapter Active Bending Catheter and Electric Endoscope Using Shape Memory Alloy, pages 107–127. InTech, 2010. 39
- [114] Y. Hanayama, K. Kikuchi, and S. Tsuchitani. Development of an active micro catheter using a conducting polymer actuator and silicone tube. In *IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pages 863–868, Kyoto, Japan, Dec 2011. 44
- [115] B. Hannaford, J. Rosen, D. W. Friedman, H. King, P. Roan, L. Cheng, D. Glozman, J. Ma, S. N. Kosari, and L. White. Raven-II : An open platform for surgical robotics research. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(4) :954–959, Apr 2013. 15
- [116] M. W. Hannan and I. D. Walker. Kinematics and the implementation of an elephant’s trunk manipulator and other continuum style robots. *Journal of Robotic Systems*, 20(2) :45–63, 2003. 27, 28, 49
- [117] S. Hara, T. Zama, S. Sewa, W. Takashima, and K. Kaneto. Highly stretchable and powerful polypyrrole linear actuators. *Chemistry Letters*, 32(7) :576–577, 2003. 168
- [118] S. Hara, T. Zama, W. Takashima, and K. Kaneto. Artificial muscles based on polypyrrole actuators with large strain and stress induced electrically. *Polymer journal*, 36(2) :151–161, 2004. 168

- [119] S. J. Harris, F. Arambula-Cosio, Q. Mei, R. D. Hibberd, B. L. Davies, J. E. Wickham, M. S. Nathan, and B. Kundu. The probot—an active robot for prostate resection. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 211(4) :317–342, 1997. 13
- [120] R. J. Hendrick, S. Herrell, and R. J. Webster III. A multi-arm hand-held robotic system for transurethral laser prostate surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2850–2855, Hong Kong, China, May 2014. xv, xvi, 24, 25, 26, 36
- [121] R. J. Hendrick, C. R. Mitchell, S. D. Herrell, and R. J. Webster. Hand-held transendoscopic robotic manipulators : A transurethral laser prostate surgery case study. *The International Journal of Robotics Research*, 34(13) :1559–1572, Jul 2015. 37
- [122] S. Hirose. *Biologically inspired robots : snake-like locomotors and manipulators*. Oxford University Press Oxford ; New York, 1993. 18, 19, 28
- [123] Y. Hu, D. Li, G. Zong, and X. Sun. Robotic system for microsurgical keratoplasty. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 5762–5765, Shanghai, China, Jan 2005. 12, 15
- [124] J. E. Huber, N. A. Fleck, and M. F. Ashby. The selection of mechanical actuators based on performance indices. *Proceedings of the Royal Society of London A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 453(1965) :2185–2205, 1997. 39
- [125] K. Ikuta, H. Ichikawa, K. Suzuki, and D. Yajima. Multi-degree of freedom hydraulic pressure driven safety active catheter. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4161–4166, Orlando, USA, May 2006. 21
- [126] K. Ikuta, Y. Matsuda, D. Yajima, and Y. Ota. Pressure pulse drive : A control method for the precise bending of hydraulic active catheters. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(5) :876–883, Oct 2012. 21
- [127] İlker Tunay. Spatial continuum models of rods undergoing large deformation and inflation. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(2) :297–307, April 2013. 28
- [128] C. Immerstrand, E. W. H. Jager, K. E. Magnusson, T. Sundqvist, I. Lundström, O. Inganäs, and K. H. Peterson. Altered impedance during pigment aggregation in xenopus laevis melanophores. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 41(3) :357–364, 2003. 43
- [129] E. W. H. Jager, O. Inganäs, and I. Lundström. Microrobots for micrometer-size objects in aqueous media : Potential tools for single-cell manipulation. *Science*, 288(5475) :2335–2338, 2000. 43
- [130] E. W. H. Jager, E. Smela, and O. Inganäs. Microfabricating conjugated polymer actuators. *Science*, 290(5496) :1540–1545, 2000. 43
- [131] L. Jaulin. *Le calcul ensembliste par analyse par intervalles et ses applications*. Accreditation to supervise research (HDR), Université d’Angers, France, Feb. 2000. 95, 205
- [132] J. Jayender, M. Azizian, and R. V. Patel. Autonomous image-guided robot-assisted active catheter insertion. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(4) :858–871, Aug 2008. 21
- [133] J. Jayender, R. Patel, and S. Nikumb. Robot-assisted active catheter insertion : Algorithms and experiments. *The International Journal of Robotics Research*, 28(9) :1101–1117, Sep 2009. 21
- [134] P. S. Jensen, K. W. Grace, R. Attariwala, J. E. Colgate, and M. R. Glucksberg. Toward robot-assisted vascular microsurgery in the retina. *Graefe’s Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 235(11) :696–701, Nov 1997. 15

- [135] B. Jones, R. Gray, and K. Turlapati. Three dimensional statics for continuum robotics. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2659–2664, Saint Louis, USA, Oct 2009. 28
- [136] B. Jones and I. Walker. Kinematics for multisection continuum robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 22(1) :43–55, Feb 2006. 27
- [137] B. A. Jones and I. D. Walker. A new approach to jacobian formulation for a class of multisection continuum robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3268–3273, Barcelona, Spain, Apr 2005. 28, 54, 66
- [138] S. B. Jones and D. B. Jones. Surgical aspects and future developments of laparoscopy. *Anesthesiology Clinics of North America*, 19(1) :107 – 124, Mar 2001. 14
- [139] K. K. Kanazawa, A. F. Diaz, R. H. Geiss, W. D. Gill, J. F. Kwak, J. A. Logan, J. F. Rabolt, and G. B. Street. 'Organic metals' : polypyrrole, a stable synthetic 'metallic' polymer. *Journal of the Chemical Society, Chemical Communications*, 19 :854–855, 1979. 42
- [140] M. Kaneko and K. Kaneto. Electrochemomechanical deformation of polyaniline films doped with self-existent and giant anions. *Reactive and Functional Polymers*, 37(1–3) :155 – 161, 1998. *Reactive and Functional Polymers in Japan*. 43
- [141] K. Kaneto, M. Kaneko, Y. Min, and A. G. MacDiarmid. "Artificial muscle" : Electromechanical actuators using polyaniline films. *Synthetic Metals*, 71(1–3) :2211 – 2212, 1995. 43
- [142] T. Kato, I. Okumura, H. Kose, K. Takagi, and N. Hata. Extended kinematic mapping of tendon-driven continuum robot for neuroendoscopy. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1997–2002, Chicago, USA, Sep 2014. 21
- [143] P. Kazanzides, B. D. Mittelstadt, B. L. Musits, W. L. Bargar, J. F. Zuhars, B. Williamson, P. W. Cain, and E. J. Carbone. An integrated system for cementless hip replacement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(3) :307–313, May 1995. 13
- [144] L. Kelmar and P. K. Khosla. Automatic generation of kinematics for a reconfigurable modular manipulator system. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 663–668 vol.2, Philadelphia, USA, Apr 1988. 217
- [145] A. Khaldi, C. Plesse, C. Soyer, E. Cattan, F. Vidal, C. Chevrot, and D. Teyssié. Dry etching process on a conducting interpenetrating polymer network actuator for a flapping fly micro robot. In *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, volume 2, pages 755–757, Denver, Colorado, USA, Nov 2011. xvi, 43
- [146] A. Khaldi, C. Plesse, C. Soyer, C. Chevrot, D. Teyssié, F. Vidal, and E. Cattan. Patterning process and actuation in open air of micro-beam actuator based on conducting IPNs. In *Proc. SPIE - Smart Materials and Structures*, volume 8340, pages 83400J–83400J–9, 2012. 43
- [147] B. Kim, J. Ha, F. C. Park, and P. E. Dupont. Optimizing curvature sensor placement for fast, accurate shape sensing of continuum robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5374–5379, Hong Kong, China, May 2014. 37
- [148] C. Kim, S. C. Ryu, and P. E. Dupont. Real-time adaptive kinematic model estimation of concentric tube robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3214–3219, Hamburg, Germany, Sep 2015. 32, 33
- [149] J. S. Kim, D. Y. Lee, K. Kim, S. Kang, and K. J. Cho. Toward a solution to the snapping problem in a concentric-tube continuum robot : Grooved tubes with anisotropy. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5871–5876, Hong Kong, China, May 2014. 29

- [150] K.-J. Kim, P. Sun, V. Chen, D. E. Wiley, and A. G. Fane. The cleaning of ultrafiltration membranes fouled by protein. *Journal of Membrane Science*, 80(1) :241 – 249, 1993. 42
- [151] C. A. Klein and B. E. Blaho. Dexterity measures for the design and control of kinematically redundant manipulators. *The International Journal of Robotic Research*, 6(2) :72–83, Jul. 1987. 89
- [152] P. Krulevitch, A. P. Lee, P. B. Ramsey, J. C. Trevino, J. Hamilton, and M. A. Northrup. Thin film shape memory alloy microactuators. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 5(4) :270–282, Dec 1996. 39
- [153] M. Kutzer, S. Segreti, C. Brown, M. Armand, R. Taylor, and S. Mears. Design of a new cable-driven manipulator with a large open lumen : Preliminary applications in the minimally-invasive removal of osteolysis. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2913–2920, Shanghai, China, May 2011. 21, 27
- [154] Y. S. Kwoh, J. Hou, E. A. Jonckheere, and S. Hayati. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(2) :153–160, Feb 1988. 13, 18
- [155] K. W. Kwok, K. H. Tsoi, V. Vitiello, J. Clark, G. C. T. Chow, W. Luk, and G. Z. Yang. Dimensionality reduction in controlling articulated snake robot for endoscopy under dynamic active constraints. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(1) :15–31, Feb 2013. 21
- [156] D.-S. Kwon, J.-J. Lee, Y.-S. Yoon, S.-Y. Ko, J. Kim, J.-H. Chung, C.-H. Won, and J.-H. Kim. The mechanism and registration method of a surgical robot for hip arthroplasty. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 1889–1894, Washington, USA, May 2002. 13
- [157] E. P. Lamers, A. A. Ramirez, P. J. Swaney, and R. J. Webster. A bronchial puncture mechanism for transoral access to the lung parenchyma. In *Design of Medical Devices Conference*, Minneapolis, USA, Apr 2015. 37
- [158] O. Larson and C. Davidson. Flexible arm, particularly a robot arm, Jan 22, 1985. US Patent 4,494,417. 19
- [159] R. Lathrop, D. Rucker, and R. J. Webster III. Guidance of a steerable cannula robot in soft tissue using preoperative imaging and conoscopic surface contour sensing. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5601–5606, Anchorage, USA, May 2010. 29, 37
- [160] F. Le Floch, A. Thuair, G. Bidan, and J.-P. Simonato. The electrochemical signature of functionalized single-walled carbon nanotubes bearing electroactive groups. *Nanotechnology*, 20(14) :145705, 2009. 42
- [161] K. K. Lee, P. R. Herman, T. Shoa, M. Haque, J. D. Madden, and V. X. Yang. Microstructuring of polypyrrole by maskless direct femtosecond laser ablation. *Advanced Materials*, 24(9) :1243–1246, 2012. 44, 168
- [162] K. K. C. Lee, N. R. Munce, T. Shoa, L. G. Charron, G. A. Wright, J. D. Madden, and V. X. D. Yang. Fabrication and characterization of laser-micromachined polypyrrole-based artificial muscle actuated catheters. *Sensors and Actuators A-Physical*, 153(2) :230–236, 2009. 168
- [163] A. C. Lehman, N. A. Wood, J. Dumpert, D. Oleynikov, and S. M. Farritor. Robotic natural orifice transluminal endoscopic surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2969–2974, Pasadena, USA, May 2008. 17

- [164] K. Levenberg. A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *Quarterly of Applied Mathematics*, 2(2) :164–168, Jul 1944. 216
- [165] E. Lobaton, J. Fu, L. Torres, and R. Alterovitz. Continuous shape estimation of continuum robots using X-ray images. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 725–732, Karlsruhe, Germany, May 2013. 37
- [166] J. Lock and P. Dupont. Friction modeling in concentric tube robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1139–1146, Shanghai, China, May 2011. 29, 52
- [167] J. Lock, G. Laing, M. Mahvash, and P. E. Dupont. Quasistatic modeling of concentric tube robots with external loads. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2325–2332, Taipei, Taiwan, Oct 2010. xvii, 29, 52, 53, 96
- [168] M. Loser. A new robotic system for visually controlled percutaneous interventions under X-ray or CT-fluoroscopy. Master’s thesis, The Albert-Ludwig-University, Germany, Sep 2005. 22, 29
- [169] M. H. Loser and N. Navab. A new robotic system for visually controlled percutaneous interventions under CT fluoroscopy. In S. Delp, A. DiGoia, and B. Jaramaz, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, volume 1935 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 887–896. Springer Berlin Heidelberg, 2000. 22
- [170] G. Lucarini, G. Ciuti, M. Mura, R. Rizzo, and A. Menciassi. A new concept for magnetic capsule colonoscopy based on an electromagnetic system. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 12(25), Mar 2015. 17
- [171] M. J. H. Lum, D. C. W. Friedman, H. H. I. King, R. Donlin, G. Sankaranarayanan, T. J. Broderick, M. N. Sinanan, J. Rosen, and B. Hannaford. *Field and Service Robotics : Results of the 6th International Conference*, volume 42, chapter Teleoperation of a Surgical Robot Via Airborne Wireless Radio and Transatlantic Internet Links, pages 305–314. Springer Berlin Heidelberg, 2008. 15
- [172] A. G. MacDiarmid. Synthetic metals : a novel role for organic polymers. *Synthetic Metals*, 125(1) :11 – 22, 2001. 40
- [173] J. D. Madden. *Electroactive Polymers for Robotic Applications : Artificial Muscles and Sensors*, chapter Polypyrrole Actuators : Properties and Initial Applications, pages 121–152. Springer London, London, 2007. 190
- [174] J. D. Madden, R. A. Cush, T. S. Kanigan, and I. W. Hunter. Fast contracting polypyrrole actuators. *Synthetic Metals*, 113(1–2) :185 – 192, 2000. 43
- [175] J. D. Madden, P. G. Madden, and I. W. Hunter. Polypyrrole actuators : modeling and performance, 2001. 180
- [176] T. Mahl, A. Hildebrandt, and O. Sawodny. A variable curvature continuum kinematics for kinematic control of the bionic handling assistant. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(4) :935–949, Aug 2014. 27
- [177] A. W. Mahoney, T. L. Bruns, R. Alterovitz, and R. J. Webster III. *Design, Sensing, and Planning : Fundamentally Coupled Problems for Continuum Robots*. Springer, In Press. 37
- [178] M. Mahvash and P. Dupont. Stiffness control of a continuum manipulator in contact with a soft environment. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 863–870, Taipei, Taiwan, Oct 2010. 29

- [179] M. Mahvash and P. Dupont. Stiffness control of surgical continuum manipulators. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(2) :334–345, Apr 2011. 31, 33, 37
- [180] D. W. Marquardt. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, 11(2) :431–441, 1963. 216
- [181] S. Maw, E. Smela, K. Yoshida, P. Sommer-Larsen, and R. B. Stein. The effects of varying deposition current density on bending behaviour in PPy(DBS)-actuated bending beams. *Sensors and Actuators A : Physical*, 89(3) :175 – 184, 2001. 169
- [182] A. Maziz. *Electronic conducting polymer based microactuators : Towards the integration into microsystems with new manufacturing processes*. PhD thesis, Université de Cergy Pontoise, France, Feb 2014. 39, 44, 201
- [183] A. Maziz, C. Plesse, C. Soyer, C. Chevrot, D. Teyssié, E. Cattan, and F. Vidal. Demonstrating kHz frequency actuation for conducting polymer microactuators. *Advanced Functional Materials*, 24(30) :4851–4859, 2014. 39, 42
- [184] A. Mazzoldi and D. De Rossi. Conductive-polymer-based structures for a steerable catheter. *SPIE Smart Structures and Materials*, 3987 :273–280, 2000. 44
- [185] W. McMahan, V. Chitrakaran, M. Csencsits, D. Dawson, I. D. Walker, B. A. Jones, M. Pritts, D. Dienno, M. Grissom, and C. D. Rahn. Field trials and testing of the OctArm continuum manipulator. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2336–2341, Orlando, USA, May 2006. 21
- [186] B. Mead. *Closed Loop Control of a Cylindrical Tube Type Ionic Polymer Metal Composite (IPMC)*. PhD thesis, University of Nevada, Las Vegas, USA, 2007. 40
- [187] A. Melzer, G. Buess, and A. Cuschieri. *Operative Manual of Endoscopic Surgery*, chapter Instruments for Endoscopic Surgery, pages 14–36. Springer Berlin Heidelberg, 1992. 21
- [188] A. Melzer, A. Schmidt, K. Kipfmüller, D. Grönemeyer, and R. Seibel. Technology and principles of tomographic image-guided interventions and surgery. *Surgical Endoscopy*, 11(9) :946–956, 1997. 21
- [189] A. Melzer, M. O. Shurr, M. M. Lirici, B. Klemm, D. Stöckel, and G. Buess. Future trends in endoscopic suturing. *Endoscopic Surgery and Allied Technologies*, 2 :78–82, Feb 1994. 21
- [190] B. Mitchell, J. Koo, I. Iordachita, P. Kazanzides, A. Kapoor, J. Handa, G. Hager, and R. Taylor. Development and application of a new steady-hand manipulator for retinal surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 623–629, Roma, Italy, Apr 2007. 12, 15
- [191] A. Mohammadi, I. Lundström, W. Salaneck, and O. Inganäs. Polypyrrole prepared by chemical vapour deposition using hydrogen peroxide and hydrochloric acid. *Synthetic Metals*, 21(1) :169 – 173, 1987. 42
- [192] M. E. Moran. Evolution of robotic arms. *Journal of Robotic Surgery*, 1(2) :103–111, Nov. 2007. 19
- [193] A. Morecki, K. Jaworek, W. Pogorzelski, T. Zielinska, J. Fraczek, and G. Malczyk. *Robotics System—Elephant Trunk Type Elastic Manipulator Combined with a Quadruped Walking Machine*, pages 649–656. Springer Berlin Heidelberg, 1988. 19
- [194] T. K. Morimoto and A. M. Okamura. Design of 3-D printed concentric tube robots. *IEEE Transactions on Robotics*, PP(99) :1–12, 2016. 26

- [195] R. M. Murray, Z. L. Li, and S. S. Sastry. *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*. CRC Press, 1994. 19, 57, 95
- [196] I. Must, M. Anton, M. Kruusmaa, and A. Aabloo. Linear modeling of elongated bending EAP actuator at large deformations. In *Proc. SPIE Electroactive Polymer Actuators and Devices*, volume 7287, pages 728723–728735, 2009. 180
- [197] Y. Nakamura and H. Hanafusa. Inverse kinematic solutions with singularity robustness for robot manipulator control. 108 :163–171, Sep 1986. 110, 216, 217
- [198] H. S. Nalwa. *Handbook of Organic Conductive Molecules and Polymers*, volume 4. John Wiley and Sons, Mar 1997. 42
- [199] D. N. C. Nam and A. K. Kwan. *Ionic Polymer Metal Composite Transducer and Self-Sensing Ability*, chapter 9. 2012. xvi, 40
- [200] J. Nam, Y. Kim, and G. Jang. Resonant piezoelectric vibrator with high displacement at haptic frequency for smart devices. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(1) :394–401, Feb 2016. 39
- [201] C.-A. O. Nathan, V. Chakradeo, K. Malhotra, H. D’Agostino, and R. Patwardhan. The voice-controlled robotic assist scope holder AESOP for the endoscopic approach to the sella. *Skull Base*, 16(3) :123–131, May 2006. 13
- [202] C. Nezhat and B. Page. *Nezhat’s History of Endoscopy*. Tuttlingen : Endo-Press, 2011. 9
- [203] T. D. Nguyen and J. Burgner-Kahrs. A tendon-driven continuum robot with extensible sections. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2130–2135, Hamburg, Germany, Sept 2015. 21
- [204] H. Niwa. *The History of Digestive Endoscopy*, pages 3–28. Springer Japan, Tokyo, 2008. 9
- [205] L. Nocks. *The robot : the life story of a technology*. Greenwood Publishing Group, 2007. 19
- [206] S. Y. Nof. *Handbook of industrial robotics*, volume 1. John Wiley & Sons, 1999. 196
- [207] D. P. Noonan, V. Vitiello, J. Shang, C. J. Payne, and G. Z. Yang. A modular, mechatronic joint design for a flexible access platform for MIS. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 949–954, San Francisco, USA, Sep 2011. 21
- [208] E. J. Oh, K. S. Jang, S. Y. Park, S. S. Han, and J. S. Suh. Electrochemical synthesis and characterization of stretchable polypyrrole films. *Molecular Crystals and Liquid Crystals Science and Technology. Section A. Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 371(1) :243–246, 2001. 169
- [209] Olympus. Gastroenterology. Online : <http://medical.olympusamerica.com/specialty/gastroenterology>, last accessed 2015. 10
- [210] A. L. Orekhov, C. B. Black, J. Till, S. Chung, and D. C. Rucker. Analysis and validation of a teleoperated surgical parallel continuum manipulator. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 1(2) :828–835, Jul 2016. xv, 24, 25, 26
- [211] A. L. Orekhov, C. E. Bryson, J. Till, S. Chung, and D. C. Rucker. A surgical parallel continuum manipulator with a cable-driven grasper. In *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 5264–5267, Milan, Italy, Aug 2015. 24
- [212] T. Otero and M. Cortés. A sensing muscle. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 96(1–2) :152 – 156, 2003. 43

- [213] J. Park and W.-K. Chung. Geometric integration on euclidean group with application to articulated multibody systems. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(5) :850–863, Oct 2005. 28
- [214] Y. L. Park, S. Elayaperumal, B. Daniel, S. C. Ryu, M. Shin, J. Savall, R. J. Black, B. Moslehi, and M. R. Cutkosky. Real-time estimation of 3-D needle shape and deflection for MRI-guided interventions. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(6) :906–915, Dec 2010. 37
- [215] N. A. Patronik, M. A. Zenati, and C. N. Riviere. *Proceedings of the International Conference Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, volume 3217, chapter Crawling on the Heart : A Mobile Robotic Device for Minimally Invasive Cardiac Interventions, pages 9–16. Springer Berlin Heidelberg, Saint-Malo, France, 2004. 15
- [216] Q. Pei and O. Inganäs. Electrochemical applications of the bending beam method. 1. mass transport and volume changes in polypyrrole during redox. *The Journal of Physical Chemistry*, 96(25) :10507–10514, Dec 1992. 42, 43
- [217] R. S. Penning, J. Jung, N. J. Ferrier, and M. R. Zinn. An evaluation of closed-loop control options for continuum manipulators. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5392–5397, Saint Paul, USA, May 2012. 31, 32
- [218] R. Penrose. A generalized inverse for matrices. *Proceedings of the Cambridge Philosophical Society*, 51 :406–403, Jul 1955. 110
- [219] J. Petermann, R. Kober, R. Heinze, J. J. Frölich, P. F. Heeckt, and L. Gotzen. Computer-assisted planning and robot-assisted surgery in anterior cruciate ligament reconstruction. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 10(1) :50 – 55, Jan 2000. 13
- [220] P. F. Pettersson, E. W. H. Jager, and O. Inganas. Surface micromachined polymer actuators as valves in PDMS microfluidic system. In *International Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology*, pages 334–335, Lyon, France, Oct 2000. 43
- [221] C. Plesse, A. Khaldi, Q. Wang, E. Cattan, D. Teyssié, C. Chevrot, and F. Vidal. Polyethylene oxide–polytetrahydrofurane–PEDOT conducting interpenetrating polymer networks for high speed actuators. *Smart Materials and Structures*, 20(12) :124002, 2011. xvi, 43
- [222] H. Ren and P. E. Dupont. Tubular enhanced geodesic active contours for continuum robot detection using 3d ultrasound. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2907–2912, Saint Paul, USA, May 2012. 37
- [223] H. Ren, N. V. Vasilyev, and P. E. Dupont. Detection of curved robots using 3D ultrasound. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2083–2089, San Francisco, USA, Sep 2011. 37
- [224] G. Robinson and J. Davies. Continuum robots - a state of the art. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 4, pages 2849–2854, Detroit, USA, May 1999. 18, 28
- [225] R. J. Roesthuis, M. Kemp, J. J. van den Dobbelsteen, and S. Misra. Three-dimensional needle shape reconstruction using an array of fiber Bragg grating sensors. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(4) :1115–1126, Aug 2014. 37
- [226] W. S. Rone and P. Ben-Tzvi. Continuum robot dynamics utilizing the principle of virtual power. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(1) :275–287, Feb 2014. 28

- [227] M. H. Rosen, G. le Pivain, R. Sahai, N. T. Jafferis, and R. J. Wood. Development of a 3.2g untethered flapping-wing platform for flight energetics and control experiments. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3227–3233, Stockholm, Sweden, May 2016. 18
- [228] M. E. Rosheim. *Robot evolution : the development of anthrobotics*. John Wiley & Sons, 1994. 19
- [229] D. Rucker and R. J. Webster III. Mechanics-based modeling of bending and torsion in active cannulas. In *IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pages 704–709, Scottsdale, USA, Oct 2008. 29
- [230] D. Rucker and R. J. Webster III. Mechanics of bending, torsion, and variable precurvature in multi-tube active cannulas. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2533–2537, Kobe, Japan, May 2009. 29
- [231] D. Rucker and R. J. Webster III. Statics and dynamics of continuum robots with general tendon routing and external loading. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(6) :1033–1044, Dec 2011. 27, 28
- [232] D. C. Rucker, J. M. Croom, and R. J. Webster III. Aiming a surgical laser with an active cannula. *Journal of Medical Devices*, 3(2) :027506, 2009. 36
- [233] D. C. Rucker, B. A. Jones, and R. J. Webster III. A geometrically exact model for externally loaded concentric-tube continuum robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(5) :769–780, Aug 2010. 29, 96
- [234] D. C. Rucker and R. J. Webster III. Deflection-based force sensing for continuum robots : A probabilistic approach. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3764–3769, San Francisco, USA, Sep 2011. 37
- [235] D. C. Rucker, R. J. Webster III, G. S. Chirikjian, and N. J. Cowan. Equilibrium conformations of concentric-tube continuum robots. *The International Journal of Robotics Research*, 29(10) :1263–1280, Sep 2010. 27, 28, 29, 38, 52, 96
- [236] S. C. Ryu and P. E. Dupont. FBG-based shape sensing tubes for continuum robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3531–3537, Hong Kong, China, May 2014. 37
- [237] J. M. Sackier and Y. Wang. Robotically assisted laparoscopic surgery. from concept to development. *Surgical Endoscopy*, 8(1) :63–69, Jan 1994. 13
- [238] R. Samatham, K. J. Kim, D. Dogruer, H. R. Choi, M. Konyo, J. D. Madden, Y. Nakabo, J. D. Nam, J. Su, S. Tadokoro, W. Yim, and M. Yamakita. *Active Polymers : An Overview*, pages 1–36. Springer London, London, 2007. 39
- [239] J. M. Sansinena, V. Olazabal, T. F. Otero, C. N. P. da Fonseca, and M.-A. De Paoli. A solid state artificial muscle based on polypyrrole and a solid polymeric electrolyte working in air. *Chemical Communications*, pages 2217–2218, 1997. 43
- [240] J. S. Schneider, J. Burgner, R. J. Webster III, and P. T. Russell III. Robotic surgery for the sinuses and skull base : what are the possibilities and what are the obstacles ? *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, 21(1) :11–16, 2013. 34
- [241] P. Sears and P. Dupont. A steerable needle technology using curved concentric tubes. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2850–2856, Beijing, China, Oct 2006. 27, 28, 29, 52, 60

- [242] P. Sears and P. E. Dupont. Inverse kinematics of concentric tube steerable needles. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1887–1892, Roma, Italy, Apr 2007. 52
- [243] M. Shahinpoor, Y. Bar-Cohen, J. O. Simpson, and J. Smith. Ionic polymer-metal composites (IPMCs) as biomimetic sensors, actuators and artificial muscles - a review. *Smart Materials and Structures*, 7(6) :R15, 1998. 40
- [244] S. N. Shaikh and C. C. Thompson. Natural orifice transluminal surgery : Flexible platform review. *World Journal of Gastrointestinal Surgery*, 2(6) :210–216, Jun 2010. xv, 16
- [245] Q. Shen, T. Wang, L. Wen, and J. Liang. Modelling and fuzzy control of an efficient swimming ionic polymer-metal composite actuated robot. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 10(10) :350–363, Oct 2013. 40
- [246] T. Shoa, J. Madden, N. Fekri, N. Munce, and V. X. Yang. Conducting polymer based active catheter for minimally invasive interventions inside arteries. In *IEEE International Conference Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2063–2066, Aug 2008. xvi, 39, 44, 66
- [247] N. Simaan, R. Taylor, and P. Flint. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention Conference*, chapter High Dexterity Snake-Like Robotic Slaves for Minimally Invasive Telesurgery of the Upper Airway, pages 17–24. Springer Berlin Heidelberg, Saint-Malo, France, Sep 2004. xv, 12, 15, 16
- [248] N. Simaan, K. Xu, A. Kapoor, W. Wei, P. Kazanzides, P. Flint, and R. Taylor. Design and integration of a telerobotic system for minimally invasive surgery of the throat. *The International Journal of Robotics Research*, 28(9) :1134–1153, Sep 2009. 21
- [249] E. Smela. Microfabrication of PPy microactuators and other conjugated polymer devices. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 9(1) :1, 1999. 43
- [250] E. Smela. Conjugated polymer actuators for biomedical applications. *Advanced Materials*, 15(6) :481–494, 2003. 40
- [251] E. Smela, O. Inganäs, and I. Lundström. Controlled folding of micrometer-size structures. *Science*, 268(5218) :1735–1738, 1995. xvi, 43
- [252] G. Spinks, B. Xi, T. Campbell, P. Whitten, V. Mottaghitalab, M. Bahrami Samani, and G. G. Wallace. In pursuit of high-force/high-stroke conducting polymer actuators (invited paper). *SPIE Smart Structures and Materials*, 5759 :314–321, 2005. 42
- [253] G. M. Spinks, T. E. Campbell, and G. G. Wallace. Force generation from polypyrrole actuators. *SPIE Smart Materials and Structures*, 14(2) :406, 2005. 42
- [254] G. M. Spinks, L. Liu, G. G. Wallace, and D. Zhou. Strain response from polypyrrole actuators under load. *Advanced Functional Materials*, 12(6-7) :437–440, 2002. 181
- [255] M. Stark and T. Benhidjeb. Natural orifice surgery : Transdouglass surgery—a new concept. *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*, 12(3) :295–298, 2008. xv, 16, 17
- [256] D. Stoeckel and A. Melzer. New developments in superelastic instruments for minimally invasive surgery. In *Presentation for "Changing Surgical Markets – Increasing Efficiency and Reducing Cost Through New Technology and Procedure Innovation"*, San Francisco, USA, Oct 1993. 21
- [257] K. Storz. Hystérosopes. Online : https://www.karlstorz.com/cps/rde/xbcr/karlstorz_assets/AS-SETS/3291428.pdf, last accessed sep 2015. 10

- [258] H. Su, D. C. Cardona, W. Shang, A. Camilo, G. A. Cole, D. C. Rucker, R. J. Webster III, and G. S. Fischer. A MRI-guided concentric tube continuum robot with piezoelectric actuation : A feasibility study. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1939–1945, St. Paul, USA, May 2012. 26, 37
- [259] H. Su, G. Li, D. C. Rucker, R. J. Webster III, and G. S. Fischer. A concentric tube continuum robot with piezoelectric actuation for mri-guided closed-loop targeting. *Annals of Biomedical Engineering*, pages 1–11, 2016. 33
- [260] T. Sugino, K. Kiyohara, I. Takeuchi, K. Mukai, and K. Asaka. Actuator properties of the complexes composed by carbon nanotube and ionic liquid : The effects of additives. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 141(1) :179 – 186, 2009. 40
- [261] G. R. Sutherland, I. Latour, A. D. Greer, T. Fielding, G. Feil, and P. Newhook. An image-guided MR compatible surgical robot. *Neurosurgery*, 62(2) :286–293, Feb 2008. 15
- [262] K. Suzumori, S. Iikura, and H. Tanaka. Applying a flexible microactuator to robotic mechanisms. *IEEE Control Systems*, 12(1) :21–27, Feb 1992. 19
- [263] P. J. Swaney, J. Burgner, T. S. Pheiffer, D. C. Rucker, H. B. Gilbert, J. E. Ondrake, A. L. Simpson, E. C. Burdette, M. I. Miga, and R. J. Webster III. Tracked 3D ultrasound targeting with an active cannula. In *Proc. SPIE 8316, Medical Imaging*, volume 8316, pages 83160R–83160R–9, 2012. 37
- [264] P. J. Swaney, J. M. Croom, J. Burgner, H. B. Gilbert, D. C. Rucker, R. J. Webster III, K. D. Weaver, and P. T. Russell III. Design of a quadramanual robot for single-nostril skull base surgery. In *ASME Annual Dynamic Systems and Control Conference*, pages 387–393, Fort Lauderdale, Florida, USA, 2012. 26
- [265] P. J. Swaney, A. Mahoney, A. Ramirez, E. Lamers, B. Hartley, R. Feins, R. Alterovitz, and R. J. Webster III. Tendons, concentric tubes, and a bevel tip : Three steerable robots in one transoral lung access system. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5378–5383, Seattle, USA, Jun 2015. xv, xvi, 24, 25, 26, 36, 37
- [266] L. L. Swanström, Y. Khajanchee, and M. A. Abbas. Natural orifice transluminal endoscopic surgery : The future of gastrointestinal surgery. *The Permanente Journal*, 12(2) :42–47, 2008. 17
- [267] J. Szewczyk, V. de Sars, P. Bidaud, and G. Dumont. An active tubular polyarticulated microsystem for flexible endoscope. In D. Rus and S. Singh, editors, *Experimental Robotics VII*, volume 271 of *Lecture Notes in Control and Information Sciences*, pages 179–188. Springer Berlin Heidelberg, 2001. 39
- [268] J. Szewczyk, E. Marchandise, P. Flaud, L. Royon, and R. Blanc. Active catheters for neuroradiology. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 23(1) :105, 2011. 21
- [269] E. Tatlicioglu, I. D. Walker, and D. M. Dawson. New dynamic models for planar extensible continuum robot manipulators. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1485–1490, San Diego, USA, Oct 2007. 28
- [270] R. H. Taylor, B. D. Mittelstadt, H. A. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J. F. Zuhars, B. Williamson, B. L. Musits, E. Glassman, and W. L. Bargar. An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 10(3) :261–275, Jun 1994. 13
- [271] R. H. Taylor and D. Stoianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :765–781, Oct 2003. 14

- [272] M. Terayama, J. Furusho, and M. Monden. Curved multi-tube device for path-error correction in a needle-insertion system. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 3(2) :125–134, Jul 2007. 37
- [273] A. L. Trejos, S. Mohan, H. Bassan, A. W. Lin, A. Kashigar, R. V. Patel, and R. A. Malthaner. An experimental test-bed for robot-assisted image-guided minimally invasive lung brachytherapy. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 392–397, San Diego, USA, Oct 2007. 14
- [274] D. Trivedi, A. Lotfi, and C. D. Rahn. Geometrically exact models for soft robotic manipulators. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(4) :773–780, Aug 2008. 28
- [275] D. Trivedi, C. D. Rahn, W. M. Kier, and I. D. Walker. Soft robotics : Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*, 5(3) :99–117, 2008. xv, 18, 19
- [276] P. Valdastri, M. Simi, and R. J. Webster III. Advanced technologies for gastrointestinal endoscopy. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 14(1) :397–429, 2012. 9
- [277] A. Vandini, C. Bergeles, F. Y. Lin, and G. Z. Yang. Vision-based intraoperative shape sensing of concentric tube robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2603–2610, Hamburg, Germany, Sep 2015. 37
- [278] S. Varadarajulu, S. Banerjee, B. A. Barth, D. J. Desilets, V. Kaul, S. R. Kethu, M. C. Pedrosa, P. R. Pfau, J. L. Tokar, A. Wang, L.-M. Wong Kee Song, and S. A. Rodriguez. GI endoscopes - report on emerging technology. *Gastrointestinal Endoscopy*, 74(1) :1–6, 2011. 9, 10
- [279] T. R. K. Varma and P. Eldridge. Use of the neuromate stereotactic robot in a frameless mode for functional neurosurgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(2) :107–120, 2006. 12, 15
- [280] N. V. Vasilyev, A. H. Gosline, A. Veeramani, M. T. Wu, G. P. Schmitz, R. T. Chen, V. Arabagi, P. J. del Nido, and P. E. Dupont. Tissue removal inside the beating heart using a robotically delivered metal mems tool. *The International Journal of Robotics Research*, 34(2) :236–247, Sep 2014. 37
- [281] B. Véron. *Modeling and control of non-contact magnetic manipulations : towards gastrointestinal capsular endoscopy*. PhD thesis, Université de Franche-Comté, France, Nov 2014. 17
- [282] I. D. Walker. Continuous backbone “continuum” robot manipulators. *International Scholarly Research Notices Robotics*, 2013 :19, 2013. 18
- [283] I. D. Walker, H. Choset, and G. S. Chirikjian. *Snake-Like and Continuum Robots*, pages 481–498. Springer International Publishing, Cham, 2016. 18
- [284] R. J. Waltman, J. Bargon, and A. F. Diaz. Electrochemical studies of some conducting polythiophene films. *The Journal of Physical Chemistry*, 87(8) :1459–1463, 1983. 42
- [285] C. W. Wampler. Manipulator inverse kinematic solutions based on vector formulations and damped least-squares methods. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 16(1) :93–101, Jan 1986. 110, 216
- [286] T.-M. Wang, Z.-Y. Shi, D. Liu, C. Ma, and Z.-H. Zhang. An accurately controlled antagonistic shape memory alloy actuator with self-sensing. *Sensors*, 12(6) :7682–7700, Apr 2012. 39
- [287] R. J. Webster III. *Design and Mechanism of Continuum Robot for Surgery*. PhD thesis, The John Hopkins University, USA, 2007. xv, 23, 24, 26, 49

- [288] R. J. Webster III and B. A. Jones. Design and kinematic modeling of constant curvature continuum robots : A review. *The International Journal of Robotics Research*, 29(13) :1661–1683, 2010. 18, 28, 29, 54, 55
- [289] R. J. Webster III, J. S. Kim, N. J. Cowan, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura. Nonholonomic modeling of needle steering. *The International Journal of Robotics Research*, 25(5-6) :509–525, 2006. 28
- [290] R. J. Webster III, A. M. Okamura, and N. J. Cowan. Toward active cannulas : Miniature snake-like surgical robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2857–2863, Beijing, China, Oct 2006. 29, 52, 60
- [291] R. J. Webster III, J. M. Romano, and N. J. Cowan. Kinematics and calibration of active cannulas. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3888–3895, Pasadena, USA, May 2008. 29, 52
- [292] R. J. Webster III, J. M. Romano, and N. J. Cowan. Mechanics of precurved-tube continuum robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 25(1) :67–78, 2009. 27, 28, 29, 52
- [293] R. J. Webster III, J. P. Swensen, J. M. Romano, and N. J. Cowan. Closed-form differential kinematics for concentric-tube continuum robots with application to visual servoing. *Springer Tracts in Advanced Robotics, Experimental Robotics*, 54 :485–494, 2009. 31, 32, 33, 37, 132
- [294] J. F. Wilson, D. Li, Z. Chen, and R. T. George. *Flexible Robot Manipulators and Grippers : Relatives of Elephant Trunks and Squid Tentacles*, volume 102 of the series NATO ASI Series, pages 475–494. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1993. 19
- [295] R. J. Wood. The first takeoff of a biologically inspired at-scale robotic insect. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(2) :341–347, Apr 2008. 18
- [296] M. B. Wooten and I. D. Walker. *Circumnutation : From Plants to Robots*, volume 9825, pages 1–11. Springer International Publishing, Aberystwyth, UK, 2016. 18
- [297] K. Wu, L. Wu, and H. Ren. An image based targeting method to guide a tentacle-like curvilinear concentric tube robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pages 386–391, Bali, Indonesia, Dec 2014. 31, 33, 134, 152
- [298] Y. Wu, G. Alici, G. Spinks, and G. Wallace. Fast trilayer polypyrrole bending actuators for high speed applications. *Synthetic Metals*, 156(16–17) :1017 – 1022, 2006. 42, 43
- [299] K. Xu and N. Simaan. Analytic formulation for kinematics, statics, and shape restoration of multibackbone continuum robots via elliptic integrals. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2(1) :1–13, Nov 2009. 28
- [300] K. Xu and N. Simaan. Intrinsic wrench estimation and its performance index for multisegment continuum robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(3) :555–561, Jun 2010. 28
- [301] K. Xu, J. Zhao, and M. Fu. Development of the SJTU unfoldable robotic system (SURS) for single port laparoscopy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(5) :2133–2145, Oct 2015. 21
- [302] R. Xu, A. Asadian, S. F. Atashzar, and R. V. Patel. Real-time trajectory tracking for externally loaded concentric-tube robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4374–4379, Hong Kong, China, May 2014. 26, 31, 33
- [303] R. Xu, A. Asadian, A. Naidu, and R. Patel. Position control of concentric-tube continuum robots using a modified jacobian-based approach. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5813–5818, Karlsruhe, Germany, May 2013. 26, 31, 33, 37

- [304] R. Xu and R. Patel. A fast torsionally compliant kinematic model of concentric-tube robots. In *IEEE International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 904–907, Aug 2012. 37
- [305] K. Yamato and K. Kaneto. Tubular linear actuators using conducting polymer, polypyrrole. *Analytica Chimica Acta*, 568(1–2) :133 – 137, 2006. Molecular Electronics and Analytical Chemistry. 42
- [306] M. Yamaura, T. Hagiwara, and K. Iwata. Enhancement of electrical conductivity of polypyrrole film by stretching : Counter ion effect. *Synthetic Metals*, 26(3) :209 – 224, 1988. 168
- [307] M. Yip and D. Camarillo. Model-less feedback control of continuum manipulators in constrained environments. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(4) :880–889, Aug 2014. 31, 33
- [308] M. C. Yip and D. B. Camarillo. Model-less hybrid position/force control : A minimalist approach for continuum manipulators in unknown, constrained environments. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 1(2) :844–851, Jul 2016. 31, 33
- [309] C. O. Yoon, H. K. Sung, J. H. Kim, E. Barsoukov, J. H. Kim, and H. Lee. The effect of low-temperature conditions on the electrochemical polymerization of polypyrrole films with high density, high electrical conductivity and high stability. *Synthetic Metals*, 99(3) :201 – 212, 1999. 42
- [310] H.-S. Yoon and B.-J. Yi. A 4-DOF flexible continuum robot using a spring backbone. In *International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 1249–1254, Changchun, China, Aug 2009. 21
- [311] P. A. York, P. J. Swaney, H. B. Gilbert, and R. J. Webster. A wrist for needle-sized surgical robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1776–1781, Seattle, USA, May 2015. 37
- [312] T. Yoshikawa. Manipulability and redundancy control of robotic mechanisms. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 1004–1009, Saint Louis, USA, Mar 1985. 89
- [313] T. Yoshikawa. Manipulability of robotic mechanisms. *The International Journal of Robotics Research*, 4(2) :3–9, 1985. 89
- [314] H. Yu, J. H. Shen, K. M. Joos, and N. Simaan. Design, calibration and preliminary testing of a robotic telemanipulator for OCT guided retinal surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 225–231, Karlsruhe, Germany, May 2013. xvi, 36, 37
- [315] H. Yu, L. Wu, K. Wu, and H. Ren. Development of a multi-channel concentric tube robotic system with active vision for transnasal nasopharyngeal carcinoma procedures. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 1(2) :1172–1178, July 2016. xv, 25, 26, 33, 37
- [316] J. Zhao, X. Zheng, M. Zheng, A. J. Shih, and K. Xu. An endoscopic continuum testbed for finalizing system characteristics of a surgical robot for NOTES procedures. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 63–70, Wollongong, Australia, Jul 2013. 21
- [317] D. Zhou, G. Wallace, G. Spinks, L. Liu, R. Cowan, E. Saunders, and C. Newbold. Actuators for the cochlear implant. *Synthetic Metals*, 135–136 :39 – 40, 2003. Proceedings of the International Conference on Science and Technology of Synthetic Metals. 43

Résumé :

L'utilisation de systèmes robotiques pour la navigation dans des zones confinées pose des défis intéressants sur les thèmes de conception, de modélisation et de commande, particulièrement complexes pour les applications médicales. Dans ce contexte, nous introduisons un nouveau concept de robots continus, fortement prometteurs pour des applications biomédicales, dont la forme complexe, la dextérité et la capacité de miniaturisation constituent des avantages majeurs pour la navigation intracorporelle. Parmi cette classe, les robots à tubes concentriques (RTC), qui constituent notre point de départ, sont améliorés grâce à un actionnement embarqué innovant. Nos travaux s'articulent autour de deux thématiques aux frontières de l'état de l'art. D'une part, nous avons proposé une modélisation générique et conduit une analyse cinématique approfondie de robots continus basés sur l'architecture des RTC standards et ceux avec changement de courbure de leurs tubes dans deux variantes : courbures unidirectionnelle et bidirectionnelle. D'autre part, leur commande cartésienne en pose complète est introduite avec une validation expérimentale sur un prototype développé de RTC standard, ainsi que les simulations numériques d'une loi de commande comprenant la gestion de la redondance des RTC à changement de courbure. D'autre part, nous avons effectué la synthèse, la caractérisation et la mise en œuvre de micro-actionneurs souples basés sur les polymères électro-actifs (PEA), intégrés pour la première fois dans un robot continu. Ainsi, l'asservissement visuel d'un prototype de robot télescopique souple est proposé avec des précisions atteignant 0.21 mm sur différentes trajectoires.

Mots-clés : Robots continus, robotique médicale, micro-actionneurs, polymères électro-actifs, analyse cinématique, commande cartésienne, robots souples.

Abstract:

Major challenges need to be risen in order to perform navigation in confined spaces with robotic systems in terms of design, modeling, and control, particularly for biomedical applications. Indeed, the complex shape, dexterity, and miniaturization ability of continuum robots can help solving intracorporeal navigation problems. Within this class, we introduce a novel concept in order to augment the concentric tube robots (CTR) with embedded actuation. Our works hinge on two major cutting-edge thematics. On the one hand, we address modeling and kinematics analysis of standard CTR as well as variable curvature CTR with their two varieties : single and double bending directions. Furthermore, we perform the experimental validation of Cartesian control of a CTR prototype, and a task hierarchy based control law for redundancy resolution of CTR with variable curvatures. On the other hand, we develop the synthesis, the characterization, and the integration of soft micro-actuators based on electro-active polymers (EAP) for the first time in a continuum robot. Thus, the visual servoing of a telescopic soft robot is performed with precisions down to 0.21 mm following different trajectories.

Keywords: Continuum robots, medical robotics, micro-actuators, electro-active polymers, kinematic analysis, Cartesian control, soft robotics.

The logo for SPIM (École doctorale SPIM) features a stylized white 'S' on a yellow background, followed by the letters 'PIM' in white on a light gray background.

■ École doctorale SPIM 16 route de Gray F - 25030 Besançon cedex

■ tél. +33 [0]3 81 66 66 02 ■ ed-spim@univ-fcomte.fr ■ www.ed-spim.univ-fcomte.fr

The logo for the University of Franche-Comté (UFC) features a stylized 'U' and 'FC' in black, with 'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ' written below in a smaller font. A vertical yellow bar is positioned to the left of the 'U'.

