

École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information et
de l'Ingénieur

Thèse

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Strasbourg
Discipline : Signal, Image, Automatique et Robotique
Spécialité : Robotique

par

Bérengère Bardou

**Développement et étude d'un système robotisé
pour l'assistance à la chirurgie transluminale**

Membres du jury :

Directeur de Thèse : Michel de Mathelin, Professeur, Université de Strasbourg
Rapporteur Externe : Guillaume Morel, Professeur, Université Paris 6
Rapporteur Externe : Tanneguy Redarce, Professeur, INSA Lyon
Examineur : Etienne Dombre, Chargé de Recherche, CNRS
Examineur : Florent Nageotte, Maître de Conférence, Université de Strasbourg
Membre invité : Philippe Zanne, Ingénieur de Recherche, CNRS

À mon père

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier les membres du jury M. Guillaume Morel, M. Tanguy Redarce ainsi que M. Etienne Dombre pour avoir accepté de lire et d'évaluer mon travail de doctorat.

J'adresse également mes remerciements à mon directeur de thèse, Michel de Mathelin, pour m'avoir accueillie au sein de l'équipe AVR. Je le remercie pour sa confiance et son optimisme tout au long de ces quatre années.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à mes encadrants, Florent Nageotte et Philippe Zanne, pour leur investissement. Leur aide, leurs conseils et leur disponibilité ont été très précieux, du début à la fin, dans l'expérimentation comme dans la rédaction.

Je tiens à remercier toute l'équipe AVR pour son accueil et sa bonne humeur et plus particulièrement les doctorants (Mathieu, Laure, Lennart, Houssein, Markus, Antonio, Xavier, Salih, Norbert, Julien) pour leur dynamisme et leur sympathie aussi bien dans que hors du laboratoire.

J'adresse également des remerciements plus particuliers à Mathieu, compagnon de galère, avec qui j'ai partagé les bons moments comme les mauvais, des parties de jeux vidéos enflammées et quelques bières.

Enfin je remercie ma famille pour leurs encouragements et notamment Vincent pour avoir supporté mes états d'âme au quotidien et pour le soutien sans faille qu'il m'a apporté tout au long de ma thèse.

Table des matières

Notations	v
Introduction	1
Communications scientifiques	5
1 Contexte Médical	7
1.1 Évolution des techniques de chirurgie digestive	7
1.2 La chirurgie transluminale	10
1.2.1 Le matériel d'endoscopie flexible	10
1.2.2 Principe	12
1.2.3 Avantages	14
1.2.4 Problématiques	14
1.3 Evolution des systèmes pour NOTES	16
1.3.1 Systèmes endoscopiques manuels	16
1.3.2 Systèmes robotiques	19
1.3.3 Objectifs du travail de thèse	26
2 Conception et modélisation	27
2.1 Contexte	27
2.2 Conception d'un système maître/esclave pour l'assistance à la chirurgie par les voies naturelles	28
2.2.1 Le système endoscopique	28
2.2.2 La robotisation du système esclave	31
2.2.3 La console maître	32
2.3 Les robots continus - Un tour d'horizon	34
2.4 Modélisation	37
2.4.1 Fonctionnement mécanique d'une section flexible	37
2.4.2 Modèle géométrique direct d'une section flexible	39
2.4.3 Modèle géométrique inverse	48
2.4.4 Modèle cinématique direct d'une section flexible avec instrument	48
2.4.5 Modèle du prototype endoscopique complet	49
2.5 Étude de l'espace de travail	52

2.5.1	Espace de travail en position d'une section flexible	53
2.5.2	Singularités du système	53
2.5.3	Surface de coopération entre les instruments	55
2.5.4	Conclusion	55
3	Commande en position cartésienne	57
3.1	Étude du dispositif expérimental	58
3.1.1	Système d'acquisition des mesures	58
3.1.2	Description du dispositif expérimental	59
3.1.3	Validation du modèle géométrique	62
3.2	Calibration du système	65
3.2.1	Estimation de la position cartésienne de l'instrument	65
3.2.2	Estimation des paramètres géométriques invariants du prototype endoscopique	70
3.2.3	Estimation de l'orientation des câbles actionnant le bras B θ_{zB}	71
3.2.4	Précision des mesures	72
3.3	Effet des incertitudes de modélisation sur la commande	73
3.4	Commande de la position cartésienne de l'instrument en boucle fermée	76
3.4.1	Schéma et principes de commande	76
3.4.2	Expérimentations sur le prototype de laboratoire	79
3.4.3	Ajout d'un terme d'anticipation	80
3.4.4	Conclusion	81
4	Amélioration de la commande du système par compensation des non-linéarités	85
4.1	Caractérisation des non-linéarités	86
4.1.1	Mesure de la caractéristique statique du bras	86
4.1.2	Discussion sur l'origine des non-linéarités	86
4.1.3	Variabilité des non-linéarités	91
4.2	Les méthodes de compensation	93
4.3	Approche empirique de la compensation des non-linéarités adaptée à notre système	96
4.3.1	Position du problème	96
4.3.2	Méthode de compensation	97
4.3.3	Extraction des informations	97
4.3.4	Implémentation de la compensation	99
4.3.5	Expérimentations sur le prototype de laboratoire	104
4.3.6	Conclusion	109
	Conclusion	111
A	Expression du modèle géométrique en fonction de la variation de longueur des câbles	115
A.1	Pour $k \neq 0$	115

A.2	Pour $k = 0$	116
B	Expression de la matrice jacobienne en fonction de la variation de longueur des câbles	118
B.1	Pour $k \neq 0$	118
B.2	Pour $k = 0$	121
C	Expression des matrices de passage entre le repère de la caméra \mathcal{R}_c et les repères de base des bras \mathcal{R}_B et \mathcal{R}_C	122
C.1	Cas du bras B	122
C.2	Cas du bras C	123
	Bibliographie	127



Notations

x	scalaire
M	matrice
${}^0\mathbf{X}$	coordonnées du vecteur \mathbf{X} exprimées dans \mathcal{R}_0
$\mathcal{R}_0 = (O_0; \vec{i}_0; \vec{j}_0; \vec{k}_0)$	repère orthonormé centré sur le point O_0
\vec{z}_i	axe du capteur Aurora i dans le repère du système Aurora
$\mathbf{Q}_i = [q_{ri} \ q_{xi} \ q_{yi} \ q_{zi}]^T$	quaternion associé au capteur Aurora d'axe \vec{z}_i
DH_{05}	matrice de Denavit-Hartenberg entre les repères \mathcal{R}_0 et \mathcal{R}_5
M_{05}	matrice de transformation homogène entre les repères \mathcal{R}_0 et \mathcal{R}_5
${}^0\mathbf{T}_{05}$	translation entre les repères \mathcal{R}_0 et \mathcal{R}_5 exprimée dans le repère \mathcal{R}_0
${}^0\mathbf{R}_{05}$	matrice de rotation entre les repères \mathcal{R}_0 et \mathcal{R}_5 exprimée dans le repère \mathcal{R}_0
$AS(\mathbf{u}) = \begin{bmatrix} 0 & -u_z & u_y \\ u_z & 0 & -u_x \\ -u_y & u_x & 0 \end{bmatrix}$	matrice anti-symétrique de pré-produit vectoriel associée au vecteur $\mathbf{u} = [u_x \ u_y \ u_z]^T$
${}^0\mathbf{V}(O_1 \in \mathcal{R}_1/\mathcal{R}_0)$	vitesse du point O_1 appartenant à \mathcal{R}_1 par rapport à \mathcal{R}_0 exprimée dans \mathcal{R}_0
${}^0\mathbf{\Omega}(\mathcal{R}_1/\mathcal{R}_0)$	vitesse de rotation du repère \mathcal{R}_1 par rapport à \mathcal{R}_0 exprimée dans \mathcal{R}_0
$\mathbf{I}_{n \times n}$	matrice identité de dimensions n lignes et n colonnes
$\mathbf{O}_{n \times m}$	matrice nulle de dimensions n lignes et m colonnes
$J(n, m)$	élément de la matrice \mathbf{J} localisé à la ligne n , colonne m
$R(\vec{i}, \alpha)$	rotation d'angle α et d'axe \vec{i}
$T(\vec{i}, d)$	translation de vecteur $d \vec{i}$



Introduction

Une nouvelle approche chirurgicale

L'idée d'une chirurgie sans cicatrice, apparue dans les années 2000, semble être la progression naturelle d'une chirurgie digestive de moins en moins invasive. En l'espace de deux décennies, la chirurgie laparoscopique s'est considérablement développée et répandue, en partie grâce aux progrès techniques en matière d'optique, d'électronique et d'instrumentation. Parallèlement, les évolutions de l'endoscopie flexible ont ouvert la voie à une nouvelle chirurgie par les orifices naturels. C'est ainsi qu'en 2007, le Pr. Marescaux et son équipe réalisent la première intervention chirurgicale endoscopique par abord transvaginal, prouvant ainsi la faisabilité du concept de chirurgie sans cicatrice. Cette nouvelle technique porte le nom de *NOTES* (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) dans la littérature spécialisée. Elle consiste à introduire la caméra et les instruments par les orifices naturels du patient (comme la bouche, l'anus ou le vagin) et à atteindre le site opératoire grâce à la perforation d'une paroi interne (telle que la paroi gastrique illustrée par la figure 1, vaginale ou intestinale). Bien que les bénéfices de cette chirurgie n'aient pas encore été démontrés, elle présente tout de même un avantage esthétique évident puisqu'aucune incision externe n'est pratiquée. Le patient n'a donc aucune cicatrice visible de l'opération. Par ailleurs, en évitant d'inciser la paroi abdominale, les chirurgiens espèrent une diminution des risques de complications per et postopératoires ainsi qu'une douleur moindre et un temps de rétablissement plus court pour le patient.

Problématique du système endoscopique

Actuellement, le seul instrument existant permettant d'atteindre la cavité abdominale par les voies naturelles est l'endoscope flexible. Toutefois, ce matériel n'est pas complètement adapté à la réalisation d'un acte chirurgical. Un endoscope classique est un long guide flexible dont l'extrémité distale est orientable selon deux directions perpendiculaires. Il peut contenir un ou deux canaux opérateurs pour amener les instruments sur le site opératoire. Les instruments n'étant pas articulés, leur positionnement est uniquement assuré par l'endoscope, ce qui a pour effet de déplacer aussi la caméra et l'angle de vue à chaque déplacement. Par ailleurs, les instruments sortent des canaux opérateurs parallèlement à l'axe optique de la caméra, ce qui limite leur champ d'action et réduit la vue du chirurgien sur la tâche qu'il est en train de réaliser. Pour répondre à ces problèmes,

INTRODUCTION

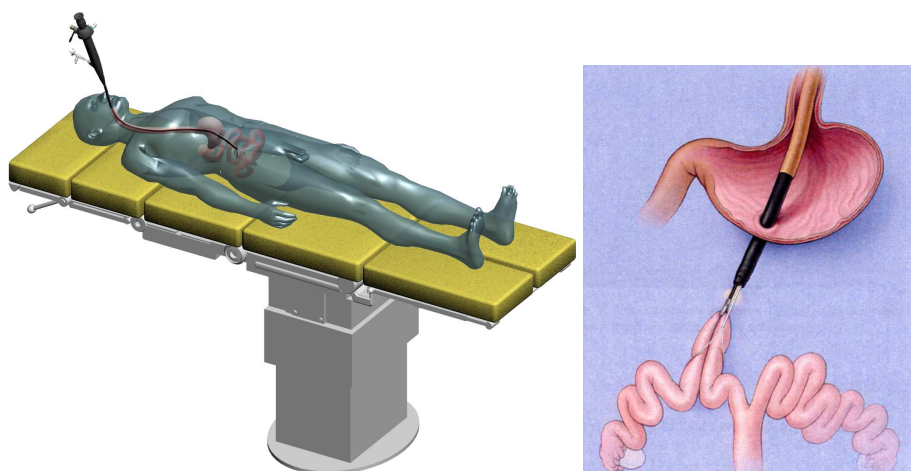


FIG. 1 – Principe de la chirurgie par les voies naturelles avec approche transgastrique

plusieurs prototypes endoscopiques ont été proposés par les équipementiers médicaux ou les laboratoires de recherche. Ces nouveaux systèmes proposent, pour la plupart, d'articuler les instruments afin d'offrir davantage de possibilités au chirurgien et d'apporter l'angle de triangulation nécessaire. A l'heure actuelle, la principale difficulté à résoudre réside dans les efforts que les instruments doivent être capables d'appliquer sur l'environnement.

Problématique de la manipulation

La chirurgie par les voies naturelles, telle qu'elle est pratiquée aujourd'hui, se situe à la frontière de deux spécialités médicales distinctes. D'une part l'intervention sur des organes de la cavité abdominale fait appel au savoir-faire du chirurgien digestif. D'autre part la manipulation de l'endoscope flexible à travers les voies naturelles appartient au domaine de la gastroentérologie. Le chirurgien doit donc se familiariser rapidement avec une instrumentation dont la manipulation s'avère délicate. En effet, l'endoscope, de part sa nature flexible, permet difficilement de prévoir les mouvements de la caméra embarquée à son extrémité. En outre, l'orientation de la tête et la forme de l'endoscope ne sont pas visibles par le chirurgien. Les mouvements appliqués sur le système peuvent donc avoir des effets imprévisibles sur l'image et déstabiliser le praticien. Par ailleurs, l'ajout de degrés de liberté par l'intermédiaire des instruments flexibles décrits précédemment rend la manipulation impossible pour un seul chirurgien. Plusieurs praticiens sont nécessaires pour la réalisation de l'intervention. Ils doivent partager un espace restreint et être parfaitement coordonnés. La solution d'une assistance robotique semble la plus appropriée aux problèmes cités. Outre la possibilité de téléopérer l'ensemble des degrés de liberté depuis un seul poste de commande, la robotisation permettrait de supprimer les effets indésirables dans l'image ou de combiner les degrés de liberté de façon optimale pour la réalisation de la tâche souhaitée.

Déroulement de la thèse et organisation du manuscrit

Cette thèse, débutée en novembre 2007, a été effectuée au sein de l'équipe AVR (Automatique, Vision et Robotique) du laboratoire LSIIT (Laboratoire des Sciences de l'Informatique, de l'Image et de la Télédétection), sous la direction du Pr. Michel de Mathelin de l'Université de Strasbourg. Elle a été encadrée par Florent Nageotte, Maître de Conférence à l'Université de Strasbourg, et par Philippe Zanne, ingénieur de recherche CNRS. Cette thèse s'inscrit dans le cadre des projets ANUBIS (2005-2008) et ISIS (2009-2012), labellisés par le pôle de compétitivité AlsaceBiovalley. Ces projets autour de la chirurgie NOTES et à trocart unique associent l'IRCAD (Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif), la société Karl Storz (Tübingen, Allemagne) et l'équipe AVR.

L'objectif de ce travail se divise en deux parties :

- le développement d'un prototype endoscopique robotisé, avec la collaboration de l'entreprise Karl Storz, permettant de résoudre une partie des problématiques évoquées. Ce prototype est composé de plusieurs segments flexibles rattachés à un endoscope flexible traditionnel.
- la modélisation et la commande du prototype avec pour objectif la télémanipulation du système.

Dans le **premier chapitre**, nous décrivons le contexte médical dans lequel s'inscrivent ces travaux. L'évolution des techniques chirurgicales jusqu'à l'apparition de la chirurgie NOTES y est présentée. Puis nous détaillons le principe de cette nouvelle chirurgie, les instruments qu'elle utilise ainsi que les bénéfices qu'elle pourrait apporter. Cependant, il apparaît clairement que le développement de cette technique n'est possible qu'en répondant aux problématiques évoquées précédemment. Nous dressons donc un état de l'art des premières solutions apportées par les laboratoires et les entreprises, qu'elles soient manuelles ou robotiques.

Le **deuxième chapitre** est consacré au prototype endoscopique robotisé, mis au point par l'équipe AVR, depuis le choix des moteurs jusqu'au système maître/esclave final. Après avoir présenté un état de l'art sur les robots continus, catégorie à laquelle appartient notre robot, nous détaillons les modélisations géométrique et cinématique d'une section continue seule puis la façon dont ces différents modèles s'assemblent pour former le système complet. Le chapitre se termine sur une étude de l'espace de travail.

Le **troisième chapitre** présente les premiers essais réalisés avec le prototype robotique. Le choix d'un capteur y est également détaillé ainsi que le banc expérimental mis en place. Un état de l'art des diverses techniques de mesures existantes montre la difficulté d'obtenir des informations sur la position ou la forme d'un robot flexible continu. Les premiers essais n'étant pas entièrement satisfaisants, une amélioration de la stratégie de commande est proposée en fin de chapitre.

Enfin, le **quatrième chapitre** met en lumière le comportement non-linéaire de la transmission du mouvement entre le moteur et la section continue commandée. Les différents éléments de la transmission, contenus dans la poignée de l'endoscope, ont été étudiés. A partir des mesures obtenues, nous proposons une discussion sur l'origine des

INTRODUCTION

non-linéarités. Finalement, après avoir présenté les travaux dans le domaine de la compensation des jeux et autres non-linéarités de type hystérésis, nous présentons notre approche du problème et les résultats obtenus.

Communications scientifiques

Communications à des conférences internationales avec actes et comité de lecture

- B. Bardou, F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin. Design of a Telemanipulated System for Transluminal Surgery, dans *IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference (EMBC'09)*, Minneapolis (MN), USA, septembre 2009.
- B. Bardou, P. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin. Control of a multiple sections flexible endoscopic system, dans *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'10)*, Taipei, Taïwan, octobre 2010.
- B. Bardou, F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin. Improvements in the control of a flexible endoscopic system, dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'12)*, St Paul (MN), USA, mai 2012.

Participations à des ouvrages

- B. Bardou, F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin. Design of a robotized flexible endoscope for natural orifice transluminal endoscopic surgery, dans *Computational Surgery and Dual Training*, Chap. 9, pp. 155–170, M. Garbey, B. L. Bass, C. Collet, M. de Mathelin, R. Tran-Son-Tay (Eds.), Springer, 2010.

Communications diverses

- B. Bardou, P. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin. Poster - Conception et commande d'un système pour la chirurgie transluminale. *Journées Nationales de la Recherche en Robotique (JNRR'09)*, novembre 2009.
- B. Bardou, P. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin. Conception et commande d'un système télémanipulé pour l'assistance à la chirurgie transluminale. *Groupe de Travail Robotique Médicale-GDR Robotique*, octobre 2010.



Chapitre 1

Contexte Médical

Sommaire

1.1	Évolution des techniques de chirurgie digestive	7
1.2	La chirurgie transluminale	10
1.2.1	Le matériel d'endoscopie flexible	10
1.2.2	Principe	12
1.2.3	Avantages	14
1.2.4	Problématiques	14
1.3	Evolution des systèmes pour NOTES	16
1.3.1	Systèmes endoscopiques manuels	16
1.3.2	Systèmes robotiques	19
1.3.3	Objectifs du travail de thèse	26

Dans ce chapitre, nous présentons les évolutions qui ont permis l'apparition de la chirurgie par les voies naturelles. Actuellement, les industriels ainsi que les laboratoires de recherche travaillent à l'élaboration de nouveaux systèmes (manuels ou robotiques) pour faciliter la réalisation de cette approche chirurgicale particulière. La deuxième moitié du chapitre est consacrée à un tour d'horizon des travaux en cours.

1.1 Évolution des techniques de chirurgie digestive

Anciennement, la chirurgie regroupait toutes les spécialités chirurgicales. Un chirurgien pouvait aussi bien opérer l'estomac que le cœur ou la jambe. Peu à peu, des spécialités se sont distinguées : chirurgie orthopédique, vasculaire, cardiaque, urologique... La chirurgie digestive constitue une branche très récente de la chirurgie générale dont la reconnaissance universitaire date seulement des années 80 [Par98]. Elle concerne les organes creux de type digestif (œsophage, estomac, colon ou intestin grêle), les organes

CHAPITRE 1. CONTEXTE MÉDICAL

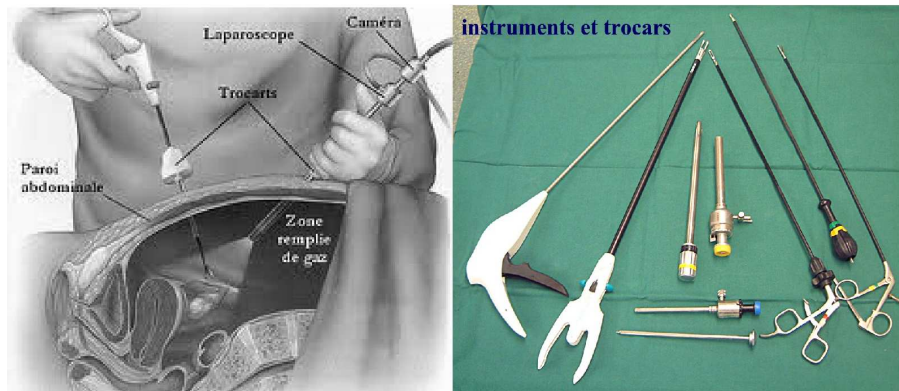


FIG. 1.1 – Principe et instruments de laparoscopie

abdomino-pelviens et endocriniens (vésicule, foie, rate, reins), les interventions de la paroi abdominale (hernie, éventration) et les interventions pour obésité (anneau gastrique, bypass, etc.). Le traitement des cancers digestifs est l'une des activités principales de cette spécialité.

Techniquement il existe plusieurs voies d'accès. Pour des raisons évidentes, la première méthode chirurgicale apparue est la chirurgie ouverte (ou laparotomie) qui consiste à atteindre le site opératoire en effectuant une ouverture de la cavité abdominale et/ou thoracique (incision de 20cm ou plus). Pendant près d'un siècle, l'ablation de la vésicule biliaire (cholécystectomie) ouverte réalisée par K. Langenbuch en 1882 est restée une référence en la matière. Cette technique, hautement invasive, laisse des séquelles importantes aux patients dont le temps de rétablissement est long. Elle présente aussi de nombreux risques de contaminations et de complications durant les périodes per et post-opératoires.

Les avancées techniques réalisées en miniaturisation optique ont permis l'apparition de l'endoscopie. L'introduction d'un système optique à l'intérieur de la cavité abdominale par des incisions de quelques millimètres ou par voie naturelle, était au départ à visée diagnostique uniquement. Grâce à une évolution parallèle des techniques et instruments mis à la disposition des chirurgiens digestifs (pince à suture mécanique, scalpel électrique par exemple) et à l'opiniâtreté des pionniers qui ont ouvert la voie, la chirurgie cœlioscopique (ou laparoscopique de *laparo* : paroi et *scopie* : regarder) a pu voir le jour. La première cholécystectomie par laparoscopie est réalisée en 1987 par le chirurgien français P. Mouret. Cette technique, qualifiée de "mini-invasive", permet de pratiquer une intervention grâce à la création d'un espace de travail par insufflation de dioxyde de carbone dans la cavité abdominale et d'introduire une caméra et différents instruments par un ou plusieurs orifices de 0.5 à 1cm de diamètre à l'aide de "trocar" (cf. figure 1.1). Cette technique s'applique maintenant couramment à la chirurgie de la vésicule, des hernies, du colon, etc.

R. Veldkramp et al. ont mené une étude clinique sur les effets à court terme de la chirurgie laparoscopique dont les résultats sont présentés dans [VKH⁺05]. Ainsi, la consom-

1.1. ÉVOLUTION DES TECHNIQUES DE CHIRURGIE DIGESTIVE

mation d'opioïdes ou d'analgésiques des 536 patients ayant bénéficié d'une chirurgie laparoscopique pour le cancer du colon était nettement diminuée en comparaison aux 546 patients ayant subi une laparotomie. Il en va de même du temps d'hospitalisation. Les résultats du suivi sur 5 ans d'un groupe de patients, présentés dans [GSO04], ont montré une nette réduction des douleurs et des effets postopératoires durant les 12 à 36 mois ayant suivi l'intervention laparoscopique. Les intérêts sont donc multiples :

- diminution de “l'agression” chirurgicale sur le corps du patient d'où une moindre douleur postopératoire,
- diminution des risques infectieux,
- diminution des risques de complications “pariétales” (abcès des parois, éventration),
- diminution de la durée d'hospitalisation,
- intérêt esthétique.

En contrepartie, la difficulté pour le chirurgien augmente et réside en 3 points principaux :

- il est privé de la vision en 3 dimensions,
- il perd en mobilité des instruments et doit se familiariser avec de nouveaux gestes en particulier en raison de l'inversion des mouvements due au point d'entrée des instruments,
- il est privé de sensations tactiles directes.

Cet “éloignement” du chirurgien par rapport au patient est réel depuis l'entrée de la robotique dans le bloc opératoire. La première “téléopération”, opération Lindbergh, a été réalisée avec succès en 2001 entre New-York et Strasbourg par le Pr. J. Marescaux, à l'aide du robot de chirurgie laparoscopique “Zeus” de la société Computer Motion. Depuis 2003, le robot Da Vinci (cf. figure 1.2), fabriqué par l'entreprise américaine Intuitive Surgical, contribue à l'introduction de la robotique en salle d'opération avec 1750 exemplaires en service dans le monde (avril 2011).

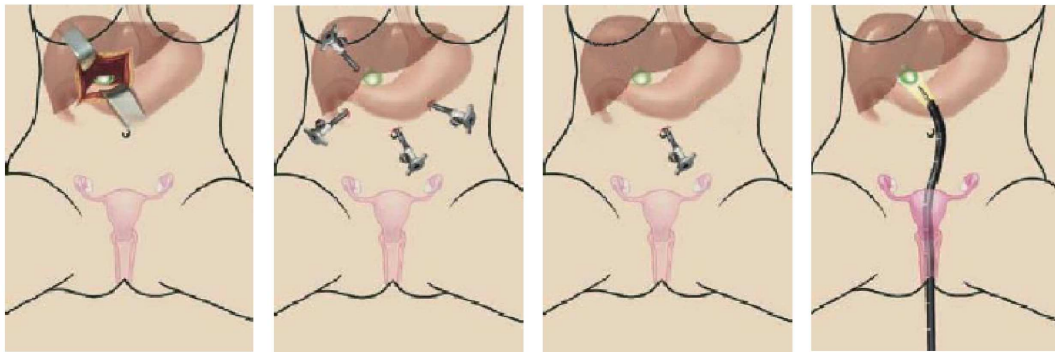


FIG. 1.2 – Robot *Da Vinci* en salle d'opération

Tandis que la chirurgie mini-invasive s'oriente désormais vers une chirurgie à trocart unique via l'ombilic, une nouvelle technique commence à apparaître : la chirurgie endoscopique par les voies naturelles (NOTES : Natural Orifice Transluminal Endoscopic Sur-

CHAPITRE 1. CONTEXTE MÉDICAL

gery). En remplaçant le tube rigide introduit à travers la paroi abdominale en laparoscopie par un long endoscope flexible introduit par les orifices naturels tels que la bouche, l'anus ou le vagin, cette nouvelle technique pourrait supprimer toute incision visible et remplacer les interventions laparoscopiques pour un large panel de procédures. Les premières interventions réalisées chez l'homme par abord transluminal sont des nécrosectomies pancréatiques transgastriques par H. Seifert en 1998. Mais l'intérêt pour cette nouvelle approche thérapeutique s'est développé en 2004 à la suite de la publication des travaux expérimentaux du Dr. A. Kalloo sur des péritonéoscopies transgastriques. Depuis, de nombreuses études sur des modèles précliniques et plusieurs cas cliniques ont montré la faisabilité de la chirurgie NOTES. En avril 2007, à l'hôpital universitaire de Strasbourg, le Pr. J. Marescaux et son équipe ont effectué la première cholécystectomie par voie transvaginale. La figure 1.3 récapitule l'évolution des techniques de chirurgie digestive, de la plus invasive à la moins invasive.



Réduction du caractère invasif grâce aux progrès de la chirurgie

FIG. 1.3 – Illustration des différents accès à la cavité abdominale et plus précisément à la vésicule biliaire. De gauche à droite : laparotomie, laparoscopie, accès par trocart unique, accès transvaginal.

1.2 La chirurgie transluminale

1.2.1 Le matériel d'endoscopie flexible

L'avènement de l'endoscope flexible à fibre optique dans les années 1960 et l'ajout de canaux opérateurs permettant l'insertion d'instruments chirurgicaux, ont permis aux gastroentérologues d'effectuer des traitements à l'intérieur de l'appareil digestif du patient sans avoir recours aux techniques chirurgicales invasives. Lorsque la chirurgie NOTES est apparue, le matériel de gastroentérologie était alors, et est toujours le seul capable de s'adapter à une approche par les voies naturelles.



FIG. 1.4 – Endoscope flexible

Un endoscope est constitué d'un long corps souple terminé par un segment flexible et orientable. La lumière et la caméra sont généralement embarquées à l'extrémité distale de la tête flexible. Une poignée de commande, munie de molettes directionnelles, permet au praticien d'orienter la tête flexible dans une ou deux directions perpendiculaires (cf. figure 1.4). Il existe plusieurs modèles d'endoscopes flexibles selon la cavité à explorer et l'opération à effectuer (diagnostic ou thérapie). Ces modèles varient en longueur, de 700mm pour un sigmoïdoscope (exploration du rectum) à 1500mm pour un colonoscope, et en diamètre selon le nombre d'instruments qu'ils peuvent contenir (de 6mm à 13.3mm). Les entreprises leader dans le domaine de l'endoscopie médicale sont Olympus, Pentax, Karl Storz et Fujinon. D'autres entreprises telles que USGI medical se sont même spécialisées dans la chirurgie endoscopique sans cicatrice.

L'endoscope flexible est un outil d'imagerie. Ce sont les instruments, insérés dans les canaux opérateurs de l'endoscope, qui vont permettre au chirurgien de réaliser l'opération. Chaque instrument a une fonction précise qu'on peut classer en 3 grandes catégories :

- les outils de dissection : ils permettent d'effectuer une section des tissus, qu'il s'agisse d'une incision, afin d'ouvrir un passage vers une autre cavité, ou de la découpe d'un organe interne. Ils peuvent prendre plusieurs formes : aiguilles électrique (needle knife), anses diathermiques ou ciseaux mécaniques. Certains outils de découpe permettent aussi la coagulation des tissus (cf. figure 1.5).
- les outils de préhension : il existe toute une panoplie de pinces permettant la manipulation ou le prélèvement des tissus. L'extraction d'une partie sectionnée est réalisée grâce à des paniers ou des filets endoscopiques qui emprisonnent le corps à extraire (cf. figure 1.6).
- les outils de suture : la suture est une étape délicate de l'intervention endoscopique et de nombreux outils sont actuellement en développement afin d'en améliorer la réalisation. La suture est en général réalisée au moyen de clips largables (cf. figure 1.7). D'autres méthodes, encore marginales, ont été proposées par Olympus

CHAPITRE 1. CONTEXTE MÉDICAL

(le Eagle claw) ou par USGI medical (le G-prox).

Il existe aussi d'autres instruments spécifiques tels que les ballons hydrostatiques pour dilater des orifices ou les aiguilles rétractables pour les injections. Durant une intervention, le chirurgien est amené à changer plusieurs fois d'instrument.

1.2.2 Principe

La chirurgie NOTES, comme cela a été abordé dans la partie 1.1, consiste à introduire des instruments dans le corps du patient par un orifice naturel puis à atteindre un organe de la cavité abdominale grâce à la perforation d'un viscère. Le but est de réaliser une intervention chirurgicale sans abord transpariétal et sans incision cutanée, donc sans cicatrice.

Les études réalisées sur modèle animal ont montré que la plupart des procédures chirurgicales abdominales pouvaient être réalisées par une approche transluminale. E.D. Flora et al. rapportent dans leur étude [FWM⁺08], que les opérations suivantes ont été effectuées avec succès : appendicectomies, anastomoses, biopsies, ligatures des trompes de Fallope, cholécystectomies, ablations de la rate. Il existe plusieurs voies d'accès assurant une approche sûre de la cavité abdominale pour réaliser les interventions précédemment citées. La voie transgastrique est le plus souvent employée. Elle a été décrite pour la première fois en 2004 par A.N. Kalloo et al. dans [KSJ⁺04]. L'endoscope est introduit via la bouche et l'œsophage jusqu'à l'estomac. Une incision est ensuite réalisée dans la paroi stomacale avec une aiguille électro-dissectrice (needle knife) afin d'entrer dans la cavité abdominale. Mais d'autres voies d'accès sont aussi à l'étude. M. Sugimoto et al. comparent dans [SYK⁺09] les approches transgastriques et transvaginales, mais les voies transvésicales et transcoloniques sont aussi possibles. Le choix du point d'entrée dépend de nombreux critères tels que la facilité d'accéder à l'organe désiré, les risques infectieux, la difficulté à inciser/suturer la paroi [SPC⁺11].

En 2006, l'American Society for Gastrointestinal Endoscopy (ASGE) et la Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons (SAGES) ont conjointement organisé un groupe de travail réunissant chirurgiens et gastroentérologues afin d'établir les nouveaux standards pour la pratique de chirurgie transluminale. Ce groupe est connu sous le nom de Natural Orifice Surgery Consortium for Assessment and Research (NOSCAR [NOS]). Un livre blanc sur NOTES a ensuite été publié [RK06]. Il identifie les principaux domaines de recherche devant être abordés avant que NOTES puisse devenir une application clinique viable pour l'être humain.

Depuis cette première description du concept NOTES, de nombreux rapports d'essais cliniques sont apparus dans la littérature. B. Santos et E. Hungness proposent dans [SH11], un examen des données humaines disponibles abordant les axes de recherche initialement établis par le livre blanc, notamment la détermination de la meilleure voie d'accès, les méthodes de suture appliquées, le développement de plateforme multi-tâches, l'analyse des risques d'infection, la gestion des complications, les progrès technologiques et la formation des chirurgiens aux gestes chirurgicaux pour NOTES. L'analyse de la lit-

1.2. LA CHIRURGIE TRANSLUMINALE



FIG. 1.5 – Outils de dissection. De gauche à droite : needle-knife, anse diathermique, électrode de coagulation.



FIG. 1.6 – Outils de préhension. De gauche à droite : pinces à biopsie, pince panier, panier endoscopique.

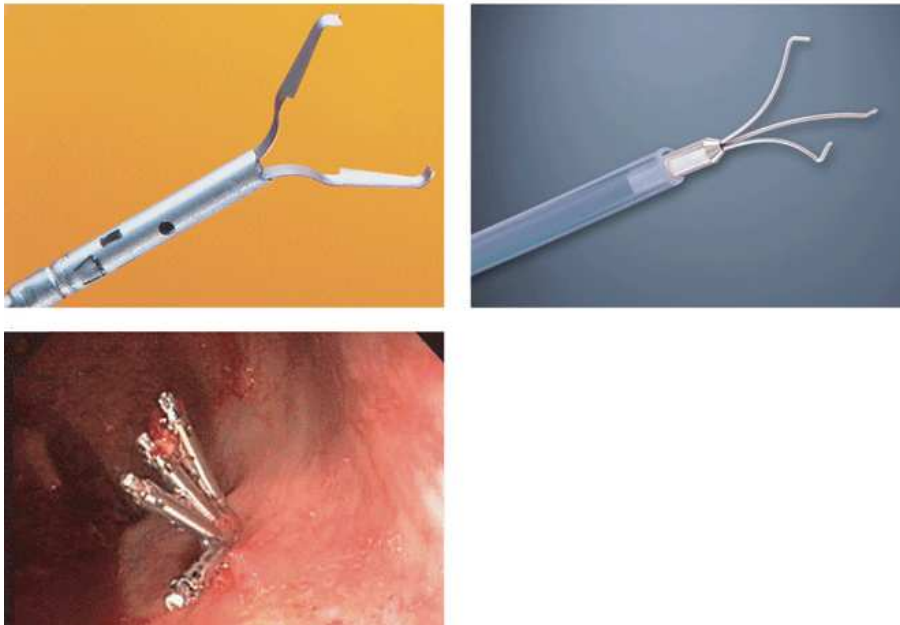


FIG. 1.7 – Pose de clips de suture

CHAPITRE 1. CONTEXTE MÉDICAL

térature a révélé que l'accès transvaginal s'avère être la technique la plus adaptée avec toutefois un nombre croissant d'interventions transgastriques, transrectales et transœsophagiales sur l'être humain.

1.2.3 Avantages

La chirurgie laparoscopique présente des avantages indéniables par rapport à la chirurgie ouverte comme cela a été détaillé dans la partie 1.1. Se pose donc la question de savoir si la technique NOTES offre encore un intérêt supplémentaire vis à vis de la chirurgie laparoscopique. A ce jour le nombre d'études menées ([HCT⁺09], [MDP⁺09], [PDA⁺10]) est encore insuffisant pour conclure à une diminution réelle des douleurs postopératoires, du temps d'hospitalisation et des risques infectieux. Etant donnée la complexité technique de l'approche NOTES, les risques de complications intra-abdominales peropératoires semblent plus importants. Les quelques interventions rapportées dans la littérature (comme par exemple [APA⁺09]) ne font état d'aucune complication postopératoire et la majorité des patients quittent l'hôpital le lendemain de l'intervention et retournent à leurs activités quotidiennes rapidement. Par ailleurs, cette nouvelle chirurgie pourrait s'avérer particulièrement adaptée aux patients dont la paroi abdominale est fragilisée (grands brûlés par exemple) ou ceux dont les risques d'infections pariétales sont très élevés (patients atteints d'obésité).

En revanche, l'avantage esthétique de la chirurgie transluminale est certain par rapport aux techniques usuelles. La question est de savoir si les patients, informés des risques et des avantages possibles d'une intervention transluminale, choisiraient cette option. Les résultats de l'enquête [VTD08], concernant la cholécystectomie, ont montré que 97% d'entre eux choisiraient une approche NOTES si le taux de complication était de 3%. Cependant ce taux d'acceptation diminue à 6% si les risques de complications atteignent les 9%. Le cas de l'abord transvaginal chez les femmes pose d'autres questions et prouve que l'aspect esthétique n'est pas toujours déterminant. Dans l'enquête menée auprès de 100 femmes dans [PRA⁺09], 68% d'entre elles accepteraient une approche transvaginale. Parmi ce pourcentage, seulement 39% le feraient pour des raisons esthétiques. En effet les femmes sont d'avantage concernées par les risques d'infections qui pourraient entraîner une infertilité (61%) ou une dyspareunie (81%).

1.2.4 Problématiques

En dépit de l'enthousiasme initial soulevé par la chirurgie NOTES, les limitations à son application clinique sont actuellement encore importantes. Les problèmes rencontrés par les chirurgiens lors de la mise en pratique d'une approche NOTES ont plusieurs origines. Tout d'abord l'instrumentation issue de la gastroentérologie :

- La méthode actuelle de fermeture des incisions (la pose de clips présentée dans 1.2.1) ne semble pas garantir l'étanchéité. La suture est un point crucial de la chirurgie transluminale.

1.2. LA CHIRURGIE TRANSLUMINALE



FIG. 1.8 – Expérimentations en chirurgie NOTES à l'IRCAD Strasbourg

- La flexibilité des outils chirurgicaux, nécessaire à la navigation du système endoscopique dans le tube digestif, ne permet pas de développer des efforts suffisants à la manipulation des organes.
- Les instruments peuvent seulement être translattés et tournés mais n'ont aucune articulation. De ce fait ils offrent peu de mouvements possibles et limitent les possibilités du chirurgien.
- Les canaux de l'endoscope forcent les instruments à rester parallèles à l'axe optique de la caméra endoscopique. L'absence de triangulation des instruments limite l'espace de travail et rend difficile la perception en 3 dimensions.

Les chirurgiens doivent aussi faire face à de nombreuses difficultés de manipulation :

- La forme du corps souple de l'endoscope est définie par les structures anatomiques qui sont en contact avec l'endoscope et ne peut pas être contrôlée. Le chirurgien peut donc difficilement prévoir les effets des mouvements de la poignée de commande sur l'image.
- La caméra est directement liée aux instruments par l'endoscope. Par conséquent, l'image est souvent instable pendant la réalisation de l'acte chirurgical. A cela s'ajoute les perturbations dues aux mouvements physiologiques engendrés notamment par la respiration.
- Le chirurgien doit combiner plusieurs mouvements en amont pour obtenir le déplacement désiré à l'extrémité du système, ce qui demande un effort mental supplémentaire.
- Il est difficile pour le chirurgien de réaliser plusieurs tâches indépendamment, telles que tenir un organe et découper des tissus simultanément. De plus, le nombre important de mobilités à gérer nécessite l'intervention de plusieurs praticiens, comme l'illustre la figure 1.8. Ils doivent partager un espace de travail exigü et faire preuve d'une bonne coordination.

Ces limites sont actuellement au centre de recherches, tant de l'industrie que des équipes hospitalières ou universitaires.

1.3 Evolution des systèmes pour NOTES

Depuis la première description du concept de chirurgie transluminale par les voies naturelles dans le livre blanc en 2006, un nombre substantiel d'essais cliniques a prouvé la faisabilité de cette technique. Il reste cependant de nombreux obstacles à surmonter pour la rendre viable et en particulier en ce qui concerne l'instrumentation. Laboratoires et entreprises travaillent donc à la résolution des problèmes cités dans la partie précédente. Dans cette partie, nous présentons les prototypes développés pour améliorer la manipulabilité et les possibilités des instruments chirurgicaux. Depuis quelques années, les acteurs industriels majeurs de l'instrumentation médicale ont proposé de nouvelles plateformes endoscopiques multi-tâches manuelles encore à l'essai. De leur côté, les laboratoires universitaires se sont davantage intéressés à une réponse robotique en particulier pour rendre la manipulation des nouveaux systèmes plus intuitive. La suite de cette partie fait un inventaire des principaux systèmes développés dans ces deux catégories.

1.3.1 Systèmes endoscopiques manuels

Les sociétés Olympus et USGI Medical proposent une amélioration du système endoscopique multi-canaux traditionnel. Le premier, nommé *R-scope* (figure 1.9), dispose de deux sections flexibles en série et de deux canaux opérateurs. Chaque canal permet de déplacer l'instrument dans une direction supplémentaire, autre que selon l'axe optique, grâce à un système de levier.

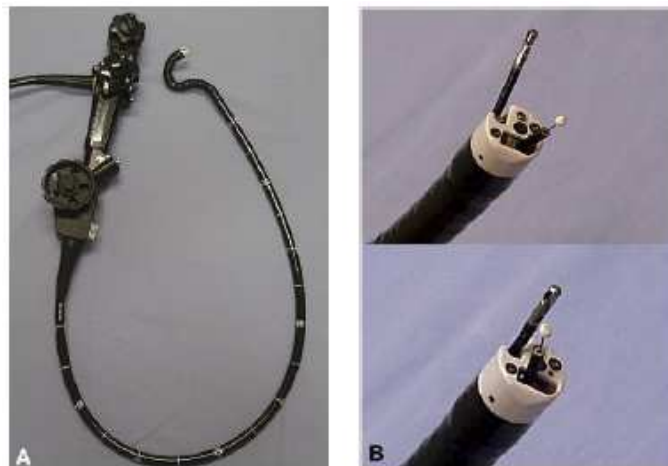


FIG. 1.9 – Le *R-scope* développé par Olympus

Le système *Transport* de USGI Medical est en réalité un tube flexible possédant plusieurs canaux opérateurs dans lesquels sont insérés un endoscope de faible diamètre, pour le retour visuel et l'illumination, et les instruments (figure 1.10). Ce système est équipé de la fonctionnalité *ShapeLock* permettant de rigidifier le guide dans sa position courante

1.3. EVOLUTION DES SYSTÈMES POUR NOTES

afin d'offrir une meilleure stabilité. L'extrémité est également orientable. Ce système est désormais commercialisé. Pour ces deux prototypes, les instruments ne sont pas articulés



FIG. 1.10 – La plateforme *Transport* de la société USGI Medical

et ne permettent pas la triangulation souhaitée par les chirurgiens.

C'est pourquoi USGI Medical présente dans [SKP⁺05] une évolution de son prototype précédent appelé *Cobra*. Il s'agit toujours d'un guide rigidifiable mais équipé de trois canaux opérateurs (un canal pour l'endoscope et deux canaux pour les instruments), les instruments utilisés ayant leurs propres mobilités. Grâce à ces degrés de liberté supplémentaires, la triangulation entre les instruments est possible comme on peut le voir sur la figure 1.11.



FIG. 1.11 – Système *Cobra* de USGI Medical

Olympus a proposé une plateforme multi-tâches similaire, le *Endosamurai*. Le système endoscopique est constitué d'un guide flexible dont la section distale est orientable. Il dispose également de sources lumineuses et d'une caméra CCD. Deux instruments articulés à 5 degrés de liberté sont ensuite introduits dans le guide flexible. Une interface ergonomique transmet mécaniquement le mouvement des deux poignées de commande aux instruments articulés (figure 1.12). Ces instruments sont écartables à la sortie du guide pour offrir une meilleure triangulation. Le guide flexible possède un canal supplémentaire pour l'insertion d'instrument classique.

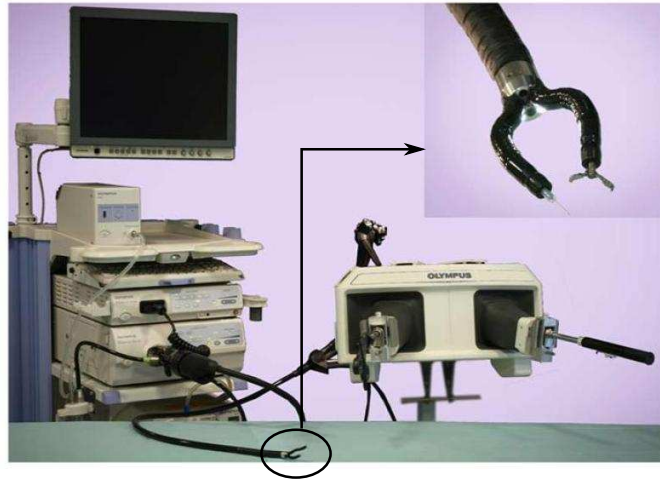


FIG. 1.12 – Plateforme multi-tâches *Endosamurai* et extrémité de l'esclave endoscopique développés par Olympus

La société Boston Scientific a développé une plateforme multi-tâches similaire, le *Direct-Drive Endoscopic System* (figure 1.13) présenté dans [TRS⁺09]. Comme les prototypes précédents, le système esclave est un long guide flexible à l'extrémité distale orientable. Des canaux permettent d'insérer un endoscope de faible diamètre et des instruments spécialement conçus pour la plateforme. Les instruments sont constitués d'une poignée de commande, d'une longue partie souple terminée par une section flexible et orientable dans deux directions. Chaque poignée est montée sur un rail en liaison pivot glissant de manière à réaliser l'enfoncement et la rotation propre de l'instrument. Contrairement à ses concurrents dans le domaine, le système endoscopique ne permet pas la triangulation des instruments.

Enfin, Karl Storz propose un nouveau système endoscopique dédié à la chirurgie par les voies naturelles : l'*Anubiscope*, récemment approuvé par la SAGES. Comme son nom l'indique, ce prototype a vu le jour dans le cadre du projet *Anubis* en partenariat avec l'équipe médicale de l'IRCAD qui a réalisé les tests et fourni un retour sur les améliorations à apporter au système [DPM⁺09]. Le système se compose d'un long guide flexible de 16mm de diamètre dont l'extrémité est orientable selon deux directions commandables depuis des molettes à la manière d'un endoscope. Le retour visuel et la lumière sont embarqués sur la tête flexible. Cet endoscope comprend 2 canaux latéraux, diamétralement opposés, de 4.2 mm et un troisième canal de 3.2mm. Les canaux latéraux sont terminés par des ailettes métalliques qui, lorsqu'elles sont fermées, forment un bec facilitant l'insertion du système. Une fois correctement positionné, le chirurgien ouvre les ailettes déviant ainsi la sortie du canal opérateur et permettant la triangulation des instruments. Des instruments ont été spécialement conçus pour l'*Anubiscope*. Ils disposent d'une section distale flexible selon une direction et commandée par une gâchette montée sur la poignée. La poignée permet aussi de bloquer l'instrument dans sa configuration courante.



FIG. 1.13 – Plateforme multi-tâches *DDES* et extrémité de l’esclave endoscopique développés par Boston Scientific

Les autres degrés de liberté, tels que la rotation propre et l’insertion, sont directement obtenus par la manipulation de l’instrument par le chirurgien. Le système est illustré sur la figure 1.14.

1.3.2 Systèmes robotiques

Pourquoi une solution robotique ?

L’augmentation du nombre de degrés de liberté et l’ajout de la triangulation ont rendu la réalisation de nombreuses tâches possibles. En contrepartie, les systèmes se sont complexifiés et certains problèmes liés à leur manipulation se sont accentués. Une solution robotique, sous sa forme la plus courante de maître/esclave, peut permettre à un seul chirurgien de télémanipuler le robot esclave depuis l’interface maître. La combinaison des mouvements de base pour obtenir un mouvement complexe serait calculée par ordinateur afin de faciliter la tâche du chirurgien. De plus, l’assistance robotique pourrait augmenter la précision des gestes en corrigeant les effets visuels indésirables grâce à la compensation automatique des mouvements respiratoires, le suivi visuel d’une cible ou la stabilisation de l’image. Le nombre de fonctionnalités serait ainsi augmenté.

On peut classer les solutions robotiques en 3 catégories :

- l’assistance à la chirurgie endoscopique, qui comprend les améliorations apportées aux endoscopes flexibles traditionnels pour faciliter la navigation ou augmenter la précision des gestes,
- les systèmes endoscopiques robotisés, qui comprend le développement de systèmes endoscopiques complexes souvent constitués de plusieurs instruments eux-mêmes articulés,



FIG. 1.14 – *Anubiscope* mis au point par Karl Storz et dédié à la chirurgie par les voies naturelles

- les robots miniatures, dont la petite taille permet une insertion complète du système dans le corps du patient.

L'assistance à la chirurgie

Les premiers travaux effectués dans le domaine de la chirurgie transluminale par les orifices naturels, ont proposé une assistance à la chirurgie en apportant des améliorations aux endoscopes classiques. Dans cette idée, la motorisation de la flexion de l'endoscope permet d'automatiser diverses fonctions. R. Reilink et al. proposent dans [RdBF⁺10] de commander la position de la caméra endoscopique à partir des mouvements de la tête du chirurgien de sorte qu'il n'ait à manipuler que les instruments. Un capteur, monté sur la tête du chirurgien, fournit l'information d'orientation de la tête qui est ensuite traduite en une position de la caméra. Pour que le chirurgien puisse toujours avoir le retour visuel endoscopique face à lui, quelle que soit la position de sa tête, il lui est possible de porter un masque vidéo. Dans [RSM10], le même dispositif endoscopique motorisé est utilisé afin de faciliter l'insertion de l'endoscope dans le corps du patient. Par un algorithme de commande par vision, l'endoscope est capable de maintenir l'orientation de sa tête flexible au centre du lumen. De cette manière, le chirurgien ne gère que l'insertion du dispositif. D'autres travaux d'automatisation des mouvements de l'endoscope sont présentés par L. Ott et al. dans [ONZdM09] et [ONZdM11]. Les mouvements de la tête peuvent être téléopérés via un joystick ou automatisés pour compenser les perturbations dues à la respiration afin de stabiliser l'image.

Les travaux présentés précédemment ont adapté un endoscope classique aux besoins des chirurgiens. Mais d'autres ont repensé le système endoscopique complet. La société

1.3. EVOLUTION DES SYSTÈMES POUR NOTES



FIG. 1.15 – Le système *NES* de la société NeoGuide

NeoGuide, rachetée par Intuitive Surgical en 2009, a ainsi développé un colonoscope avec plusieurs sections articulables. Le système peut ainsi suivre avec davantage de précision la forme du colon afin de diminuer les à-coups contre la paroi et les effets de “boucles” (lorsque le colonoscope “pousse” le colon au lieu de progresser à l’intérieur du lumen). Seule la première section est orientable par l’utilisateur, les sections suivantes sont automatiquement contrôlées pour suivre le chemin défini par la section distale. Les premiers résultats d’essais cliniques sur patients humains ont été rapportés dans [EDJ⁺06]. Parmi les nouveaux systèmes développés pour l’assistance à la chirurgie, on peut aussi citer le prototype mis au point par J. Shang et al., présenté dans [SNP⁺11] et illustré par la figure 1.16. Ce dispositif, utilisable en chirurgie à accès unique ou par les orifices naturels, se compose d’une tige rigide terminée par une section articulée à 7 degrés de liberté indépendamment contrôlables et arrangés de sorte à constituer 2 rotules et 3 liaisons pivot. L’actionnement est déporté à l’extérieur du patient et le mouvement est transmis des moteurs à l’extrémité par des câbles. Le système comprend un canal opérateur de 3mm de diamètre et une caméra. Le tout est contrôlé à distance grâce à une poignée de commande.

S. Maeda et al. [MAY⁺96] et W. Makishi et al. [MMHE06] ont développé un endoscope flexible dont l’extrémité distale est actionnée par des bobines d’alliages à mémoire de forme. Un autre prototype de colonoscope, le *Aer-O-scope* développé par GI View [giv], est capable d’évoluer dans le colon à l’aide d’une propulsion pneumatique sous forme de ballons.

Les systèmes endoscopiques robotisés pour la chirurgie NOTES

La majorité des systèmes développés pour la chirurgie par les orifices naturels sont de type “serpent” ou “continu”, avec des sections flexibles comme les prototypes présentés précédemment. Le système *ViaCath* de la société EndoVia (cf. figure 1.17), est

CHAPITRE 1. CONTEXTE MÉDICAL



FIG. 1.16 – Interface maître à gauche et esclave à droite lors d'un test in vivo du système développé par l'Imperial College de Londres

composé d'instruments longs et flexibles dont l'extrémité est constituée de deux sections articulées (4 degrés de liberté) et commandables grâce à un système de câbles. A cela s'ajoutent l'insertion et la rotation propre de chaque instrument ainsi que l'actionnement de l'outil, ce qui donne un total de 7 degrés de liberté par instrument. Ils sont introduits dans le corps du patient conjointement à un endoscope flexible classique. L'ensemble du système est téléopéré depuis une console maître. Une seconde génération d'instruments, non plus flexibles mais articulés, est actuellement en développement et est présentée dans [ABRP07].



FIG. 1.17 – Système endoscopique *ViaCath* de la société EndoVia à gauche, console maître de Laproteck en haut à droite et nouvelle génération d'instrument articulé en bas à droite

L'université de Tokyo propose dans [HSS+06] et [SHT+09] un prototype constitué de deux à quatre forceps télémanipulés attachés à la tête d'un endoscope classique. Le fléchissement des instruments selon deux directions est rendu possible grâce au corps

1.3. EVOLUTION DES SYSTÈMES POUR NOTES

élastique de chaque instrument et est réalisé au moyen de câbles, comme le montre la figure 1.18. L'endoscope est inséré et orienté manuellement.

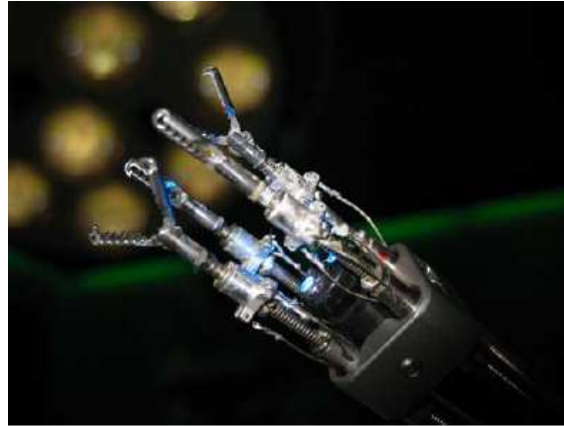


FIG. 1.18 – Prototype endoscopique développé par l'université de Jikey à Tokyo

Cependant ces technologies ne permettent pas toujours d'appliquer des efforts suffisants. Par ailleurs, la modélisation nécessaire à la mise en œuvre de la commande s'avère parfois délicate en particulier en raison de l'aspect compliant des mécanismes flexibles qui peuvent se déformer au contact de l'environnement dans lequel ils évoluent. L'université de Nanyang à Singapour [PLH⁺09] propose un système endoscopique, illustré sur la figure 1.19, également composé d'un endoscope classique auquel sont attachés deux bras robotiques télémanipulés. Les bras sont articulés par 5 liaisons discrètes plus une pour l'actionnement de l'outil. En raison de la longueur du système, l'actionnement est réalisé par des câbles attachés à chaque liaison. Une interface de commande spécifique a été développée pour commander le système de façon plus intuitive.

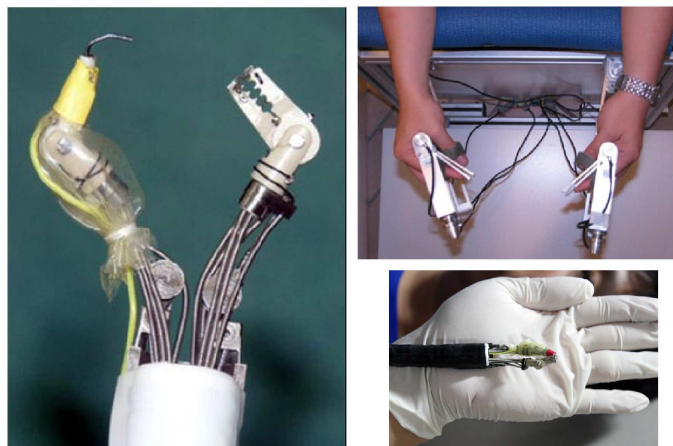


FIG. 1.19 – Master and Slave Transluminal Endoscopic Robot (MASTER) développé par l'université de Nanyang à Singapour

CHAPITRE 1. CONTEXTE MÉDICAL

Les robots miniatures

La troisième catégorie de robots concerne les robots miniatures, introduits dans le corps du patient et capables de se déplacer dans les organes du système digestif par eux-mêmes. Ces robots sont introduits intégralement à l'intérieur du corps du patient. Leurs déplacements sont possibles soit par une action extérieure comme l'utilisation d'aimant soit de façon autonome par des mouvements rampants par exemple.

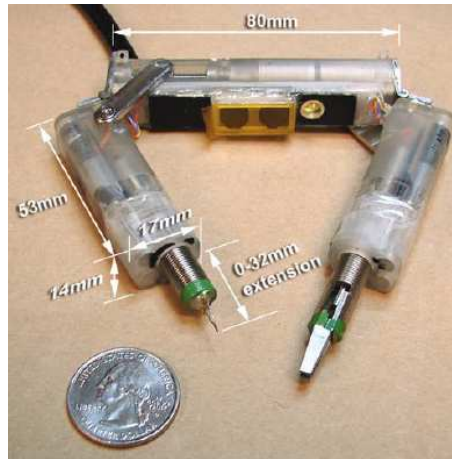


FIG. 1.20 – Robot miniature de l'université du Nebraska

L'université du Nebraska présente, dans [LDW⁺09], un robot dextre télémanipulé, introduit dans le corps du patient par voie laparoscopique et capable de développer une force suffisante pour réaliser diverses tâches chirurgicales. Le robot se compose d'un corps central auquel sont attachés 2 bras de 3 degrés de liberté chacun et terminés par un instrument (figure 1.20). Le système est positionné correctement dans le corps du patient à l'aide d'un aimant permanent extérieur qui le maintient contre la paroi abdominale. Les bras sont ensuite commandés via une interface maître par le chirurgien. Le robot ne disposant pas de retour visuel, ni de sources lumineuses, ceux-ci doivent être introduits soit à l'aide d'autres robots miniatures soit par laparoscopie.

Les projets européens ARES (Assembling Reconfigurable Endoluminal Surgical system), VECTOR (Versatile Endoscopic Capsule for gastrointestinal TumOr Recognition and therapy) et ARAKNES (Array of Robots Augmenting the KiNematics of Endoluminal Surgery) ont pour objectif de développer des modules robotiques coopératifs (un module pour la vision, un module pour la lumière, un module par instrument) pouvant aussi s'assembler et se reconfigurer afin de former le robot le plus adapté pour la tâche à réaliser (figure 1.21). A. Menciassi et P. Dario, de l'université de Pise, présentent dans [MD09] différentes approches modulaires possibles.

Enfin d'autres projets ambitieux de miniaturisation sont actuellement en développement comme les Micro-Robots de l'université de Ritsumeikan au Japon. Il s'agit d'un module composé d'une caméra et de petits bras robotiques pour réaliser des traitements ou des prélèvements (figure 1.22). Il est ingéré par le patient et est ensuite déplacé à l'aide

1.3. EVOLUTION DES SYSTÈMES POUR NOTES

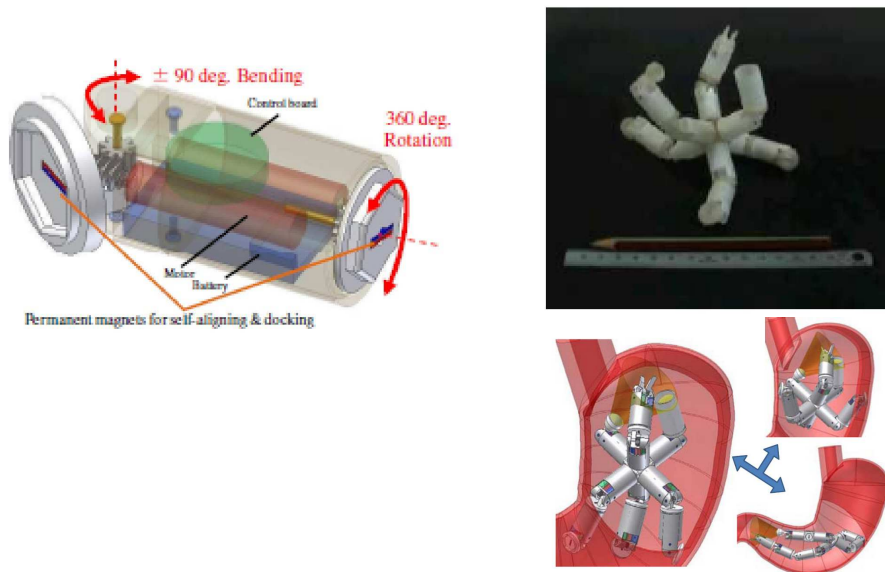


FIG. 1.21 – Prototype robotique du projet ARAKNES

d'un champ magnétique extérieur. Cet état de l'art pourra être complété par la lecture de [TRL⁺10].

Malgré l'engouement pour les techniques de chirurgie par les voies naturelles, les nombreuses difficultés rencontrées dans le développement d'un système adéquat ont poussé les médecins et les chercheurs à se réorienter vers une technique plus abordable à courts termes, la chirurgie laparoscopique à incision unique.



FIG. 1.22 – Robot miniature pour la thérapie endoluminale de l'université de Ritsumeikan au Japon

1.3.3 Objectifs du travail de thèse

Le projet ANUBIS (2005-2008) est le premier projet de Recherche et Développement collaboratif labellisé en 2005 par le pôle de compétitivité Alsace Biovalley. Il concerne le développement de l'approche NOTES pour la chirurgie digestive. Entre 2007 (année de la première cholécystectomie réalisée à Strasbourg par cette approche) et 2009, 25 patients ont bénéficié de cette technique. Dans le cadre de ce projet, un premier travail de thèse, visant à apporter une assistance robotique, a été soutenue en 2009 par L. Ott [Ott09]. Ce travail était axé sur la motorisation des degrés de liberté d'un endoscope flexible traditionnel afin d'en faciliter la manipulation, ainsi que sur une assistance au geste chirurgical grâce à la stabilisation de l'image endoscopique par asservissement visuel afin de compenser les mouvements physiologiques comme la respiration.

Débutée en 2007, ce travail de thèse s'inscrit dans la continuité des travaux déjà réalisés par l'équipe AVR dans le cadre du projet ANUBIS. Il vise à concevoir et à télémanipuler un prototype conçu pour la chirurgie NOTES afin de répondre aux limitations énoncées précédemment.

Conception du prototype

Le premier objectif concerne la conception d'un prototype qui réponde aux problématiques citées dans le paragraphe 1.2.4. Il doit principalement fournir la triangulation nécessaire entre les instruments et des degrés de liberté supplémentaires. Le but n'est pas de concevoir un système endoscopique. Cette tâche est prise en charge par l'entreprise Karl Storz, porteuse du projet, qui s'engage à nous procurer des éléments utilisables dans l'élaboration d'un système d'étude. Notre rôle est de concevoir une motorisation de l'ensemble des degrés de liberté avec le souci d'intégrer les acquis de la manipulation manuelle dans la version télémanipulée.

Commande

Le deuxième objectif de la thèse concerne l'amélioration des méthodes de commande des systèmes multi-bras continus et flexibles appliquées au milieu médical, que ce soit pour la télémanipulation (contrôle à distance par un opérateur humain) ou pour des modes automatiques. Les axes de travail pour atteindre cet objectif sont nombreux. Nous nous sommes focalisés sur les choix de stratégies de commande entre l'interface maître et l'esclave permettant de tenir compte des non-linéarités inhérentes aux systèmes flexibles à câbles. Ces travaux de thèse visent à évaluer les possibilités du premier prototype conçu afin de juger des limites et des apports de la robotisation.

Chapitre 2

Conception et modélisation

Sommaire

2.1	Contexte	27
2.2	Conception d'un système maître/esclave pour l'assistance à la chirurgie par les voies naturelles	28
2.2.1	Le système endoscopique	28
2.2.2	La robotisation du système esclave	31
2.2.3	La console maître	32
2.3	Les robots continus - Un tour d'horizon	34
2.4	Modélisation	37
2.4.1	Fonctionnement mécanique d'une section flexible	37
2.4.2	Modèle géométrique direct d'une section flexible	39
2.4.3	Modèle géométrique inverse	48
2.4.4	Modèle cinématique direct d'une section flexible avec instrument	48
2.4.5	Modèle du prototype endoscopique complet	49
2.5	Étude de l'espace de travail	52
2.5.1	Espace de travail en position d'une section flexible	53
2.5.2	Singularités du système	53
2.5.3	Surface de coopération entre les instruments	55
2.5.4	Conclusion	55

2.1 Contexte

L'endoscope seul n'étant pas suffisant pour réaliser l'intervention chirurgicale, le système complet doit donc être repensé pour satisfaire les exigences d'une approche NOTES.

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

Initialement, le prototype devait être constitué d'un endoscope flexible plus large que d'ordinaire afin de permettre l'insertion d'instruments flexibles et orientables. Afin de répondre à la problématique de triangulation, l'extrémité de l'endoscope devait pouvoir dévier les instruments de l'axe de la caméra. L'ensemble des mobilités devait ensuite être motorisé et télémanipulé depuis une console de téléopération. Dans l'idéal, la motorisation devait pouvoir être facilement démontable afin de permettre également une utilisation manuelle. Une opération transluminale utilisant un tel système pourrait se dérouler de la manière suivante :

- Le chirurgien installe la console maître à l'endroit adéquat pour réaliser l'opération.
- L'endoscope est ensuite introduit dans le corps du patient. L'insertion est faite manuellement tandis que l'orientation de la tête est contrôlée depuis l'interface maître.
- L'endoscope motorisé est fixé à l'extrémité de la table d'opération.
- Les instruments flexibles motorisés sont ensuite insérés dans le corps du patient, guidés par l'endoscope, puis fixés en position.
- Le chirurgien pratique l'opération depuis la console maître et peut revenir à une utilisation manuelle s'il le souhaite.

Dans la pratique, nous avons dû faire des choix de conception répondant au mieux au cahier des charges précédent. Le système endoscopique présenté dans ce chapitre est un prototype de laboratoire développé en vue d'élaborer et de tester différentes stratégies de commande. Le système endoscopique esclave, dont la robotisation est détaillée par la suite, est constitué d'un endoscope classique auquel nous avons attaché deux bras creux, flexibles et orientables dans deux directions perpendiculaires, pareillement à l'endoscope. Ces bras supplémentaires, dans lesquels sont introduits les instruments, sont fixés à la circonférence de la tête endoscopique par l'intermédiaire d'un embout. Cet embout permet également la triangulation des instruments en déviant l'orientation des bras de l'axe de la caméra endoscopique. L'ensemble des mobilités du prototype est motorisé.

2.2 Conception d'un système maître/esclave pour l'assistance à la chirurgie par les voies naturelles

2.2.1 Le système endoscopique

L'endoscope, à partir duquel est constitué le prototype, est un gastroscopie à deux canaux opérateurs Karl Storz 13806PKS. Il est doté d'une caméra et d'un système d'éclairage. Il est constitué d'un corps souple de 110cm de long et 1.2cm de diamètre terminé par une section flexible commandable longue d'environ 9cm. La caméra endoscopique est embarquée à l'extrémité de la section flexible, au bout d'un segment rigide de 3cm, ce qui porte la longueur totale de la partie orientable à 12cm (cf. figure 2.19). Une poignée de commande permet d'orienter cette section distale à l'aide de molettes directionnelles (cf. figure 2.1). La déflexion de la tête se fait selon deux directions orthogonales par l'inter-

2.2. CONCEPTION D'UN SYSTÈME MAÎTRE/ESCLAVE POUR L'ASSISTANCE À LA CHIRURGIE PAR LES VOIES NATURELLES

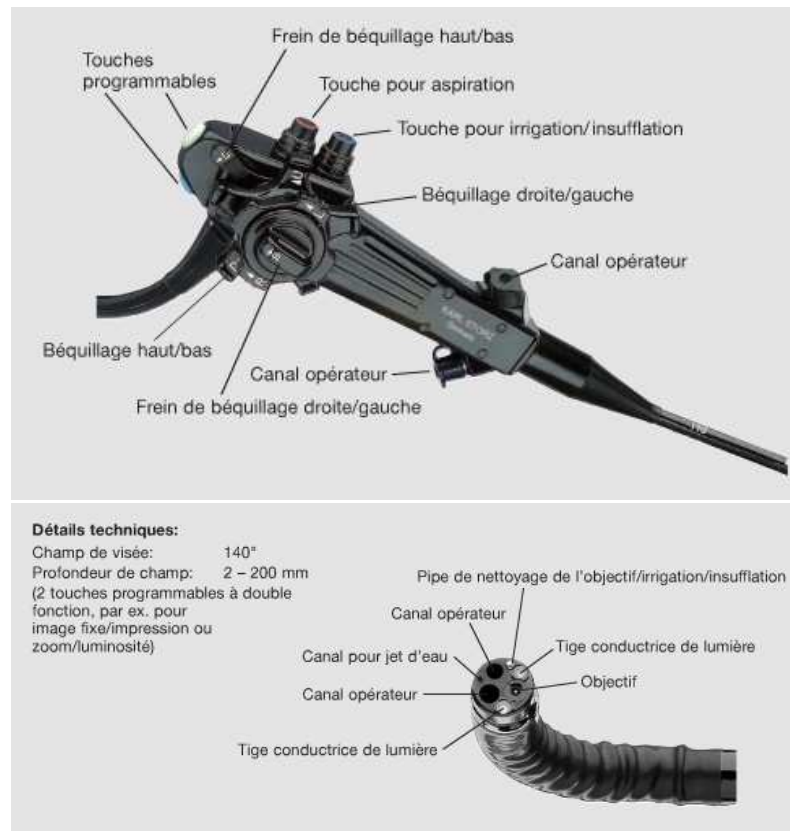


FIG. 2.1 – Poignée de commande et extrémité orientable d'un gastroscopie Karl Storz à 2 canaux opératoires

médiaire de deux paires de câbles passant à l'intérieur du corps de l'endoscope. Chaque câble est relié aux molettes de commande par des poulies. Les angles de déflexion de la tête flexible sont de 200° vers le haut, 100° vers le bas, 120° vers la gauche et la droite. Les molettes sont montées à l'extérieur de la poignée sur deux arbres coaxiaux qui font le lien avec les poulies internes entraînant les câbles.

Les bras sont des structures flexibles creuses dans lesquelles on peut introduire des instruments mais ne disposant pas de retour visuel ni de source lumineuse. Les bras ont une partie souple d'une longueur de 2m et de 4mm de diamètre. La partie distale mesure 35mm. Elle est orientable selon deux directions orthogonales et est actionnée par une poignée munie de molettes similaires à celles de l'endoscope. La déflexion est assurée par deux câbles passant à travers la partie souple et reliés aux molettes par une chaîne et un pignon (cf. figure 2.2). En l'absence d'instrument, les angles de déflexion de la tête flexible sont de 180° dans les 4 directions. Les instruments sont introduits sur le site opératoire à travers les bras et éventuellement les canaux de l'endoscope.

Les bras sont fixés uniquement à la tête de l'endoscope par un embout plastique, les corps souples étant laissés libres. La figure 2.3 (a) montre une vue de la tête du proto-

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

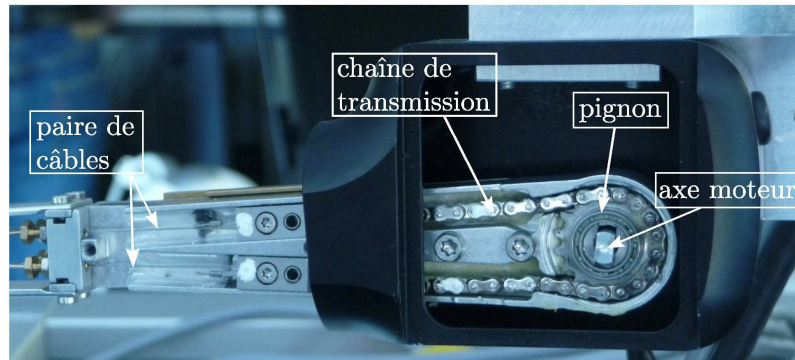


FIG. 2.2 – Photographie du mécanisme de transmission à l'intérieur de la poignée de commande d'un bras

type. L'embout détermine la position des bras autour de la tête de l'endoscope. Il permet aussi de dévier les instruments de la direction principale de l'endoscope et fournit l'angulation nécessaire entre les instruments et l'axe optique de la caméra. L'écartement de sortie des bras par rapport à l'endoscope est paramétrée par l'angle ψ . Cet angle permet aux chirurgiens de travailler avec un angle entre les instruments similaire à celui présent en laparoscopie. L'angle entre les instruments est appelé angle de triangulation. Par abus de langage, nous parlerons de l'angle ψ comme de l' "angle de triangulation". Plusieurs embouts ont été réalisés par une entreprise extérieure selon un cahier des charges préalablement établi, nous donnant ainsi la possibilité de varier les angulations. Lorsque les bras sont insérés dans l'embout, leur orientation propre est inconnue et doit être déterminée avant leur utilisation.

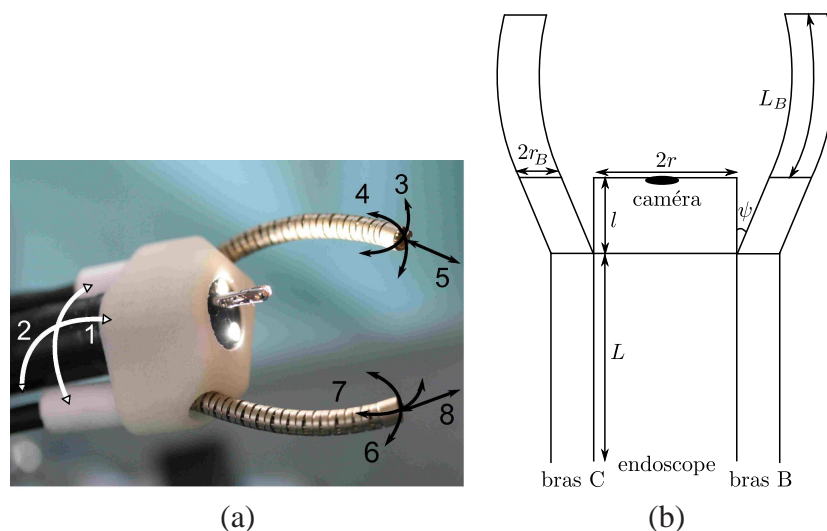


FIG. 2.3 – (a) Vue de la tête du prototype (b) Représentation schématique du prototype.

2.2. CONCEPTION D'UN SYSTÈME MAÎTRE/ESCLAVE POUR L'ASSISTANCE À LA CHIRURGIE PAR LES VOIES NATURELLES

Les dimensions de la tête du prototype sont les suivantes (cf. figure 2.3 (b)) :

- rayon de l'endoscope $r=6\text{mm}$,
- longueur de la partie flexible de l'endoscope $L=90\text{mm}$,
- longueur de la partie rigide de l'extrémité de l'endoscope $l=30\text{mm}$,
- rayon des bras $r_B=2\text{mm}$,
- longueur de la partie flexible du bras $L_B=35\text{mm}$.

Le système possède au total 8 degrés de liberté (cf. figure 2.3 (a)) qui peuvent être combinés de plusieurs manières différentes afin d'accomplir diverses tâches chirurgicales et de répondre au mieux aux besoins du chirurgien.

2.2.2 La robotisation du système esclave

Dans le système motorisé, les molettes des poignées de commande des différents éléments orientables ont été remplacées par des moteurs.

La motorisation de la poignée de l'endoscope est montrée sur la figure 2.4. Afin de choisir la motorisation adéquate, nous avons mesuré le couple nécessaire pour atteindre les positions extrêmes de l'espace de travail. L'encombrement et le poids des moteurs sont aussi des critères de choix importants. Les moteurs Harmonic Drive FHA-8C à arbre creux et équipés de codeurs incrémentaux remplissaient les conditions détaillées dans le tableau 2.1.

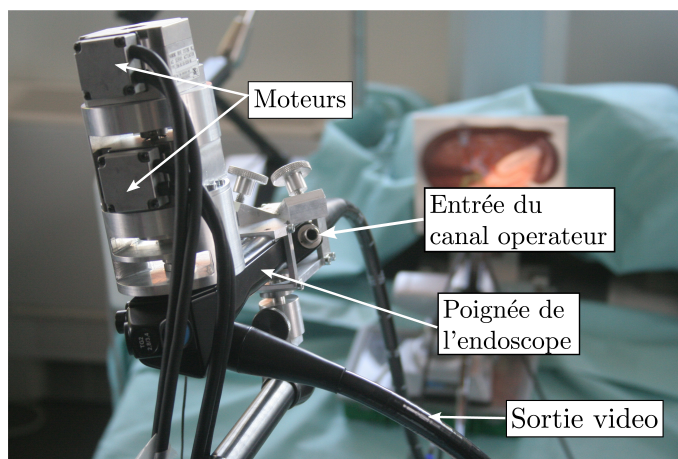


FIG. 2.4 – Motorisation de la poignée de l'endoscope

Le couple nécessaire à l'actionnement des bras étant inférieur à celui de l'endoscope (cf. tableau 2.1), il était possible de choisir des moteurs plus petits et donc moins encombrants. L'absence de caméra, et donc de câble vidéo sortant de la poignée, a permis d'accéder au mécanisme de manière symétrique de part et d'autre de la poignée comme le montre la figure 2.5. Les moteurs sélectionnés sont des Harmonic Drive RSF équipés de codeurs incrémentaux.

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

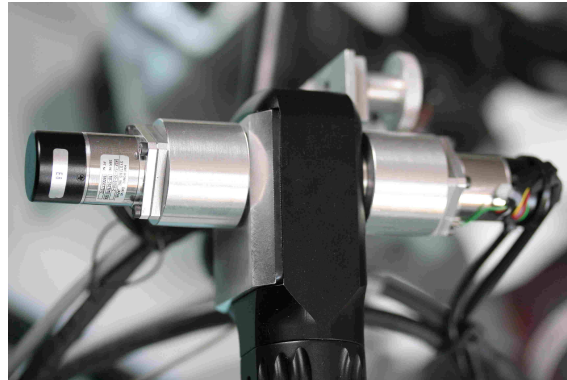


FIG. 2.5 – Motorisation de la poignée du bras

	Couple max. req.	moteur	Couple max. cont. du moteur
Endoscope	1.3Nm	HD FHA	1.5Nm
Bras latéraux	0.20Nm	HD RSF	0.45Nm

TAB. 2.1 – Tableau récapitulatif du choix des moteurs

Les instruments sont introduits sur le site opératoire à travers les bras et les canaux de l'endoscope. Leurs déplacements en translation sont effectués par des moteurs linéaires LinMot P01-23Sx80 possédant une course maximale de 50mm. L'instrument passe à travers un moteur Harmonic Drive à arbre creux supplémentaire qui permet sa rotation propre. Ce dernier moteur est fixé au moteur linéaire pour former une unité de translation amovible illustrée par la figure 2.6. Le degré de liberté visant à faire tourner les instruments dans les canaux a finalement été supprimé. En effet, les frottements des instruments à l'intérieur des bras se sont avérés trop importants pour permettre leur rotation.

Les 3 poignées motorisées ont été attachées à des bras articulés magnétiquement fixés à une plateforme de positionnement XYZ, elle-même montée sur un chariot mobile. Une armoire, fixée au chariot, contient l'électronique de puissance, les variateurs et les 2 contrôleurs Adept permettant de gérer l'ensemble des moteurs.

Cette approche de la robotisation présente l'avantage d'être adaptable aux modèles existants d'endoscopes flexibles. De plus, le choix de bras creux articulés au lieu d'instruments articulés permet d'utiliser des instruments traditionnels, moins coûteux, qui peuvent être changés facilement pendant l'opération.

2.2.3 La console maître

La console maître comprend deux écrans de contrôle et deux interfaces de commande. Le joystick, par sa simplicité d'utilisation et son coût réduit, a été envisagé en premier lieu pour le contrôle de l'endoscope seul [Ott09]. Dans [CJM⁺05], MC. Csencsits et al. ont

2.2. CONCEPTION D'UN SYSTÈME MAÎTRE/ESCLAVE POUR L'ASSISTANCE À LA CHIRURGIE PAR LES VOIES NATURELLES

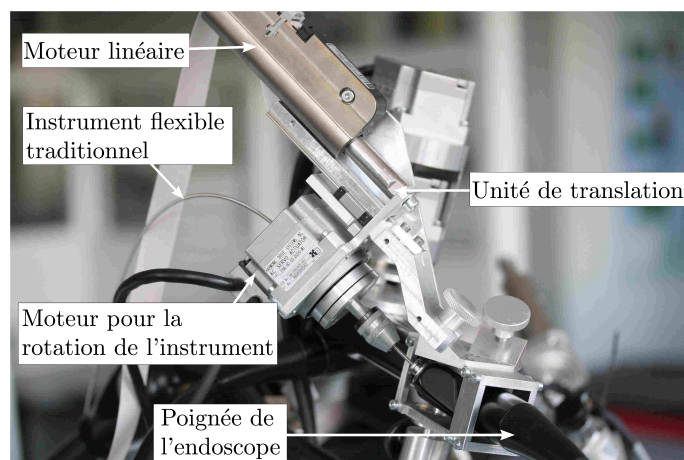


FIG. 2.6 – Unité de translation des instruments

étudié la correspondance et les modes de commande possibles entre un joystick traditionnel et un robot série à multiples parties flexibles et ont démontré la faisabilité d'une manipulation intuitive. Toutefois, les tests d'utilisation du joystick lors d'interventions chirurgicales nécessitant de la précision, n'ont pas été concluants d'après les auteurs de [AOA⁺09]. Le choix de l'interface de télémanipulation s'est finalement porté sur les interfaces Omega de chez Force Dimension qui offrent chacune 7 degrés de liberté. Ces interfaces ont été choisies en raison de leur facilité de prise en main et du nombre de mobilités qu'elles offrent. La figure 2.7 donne une vue d'ensemble du prototype.

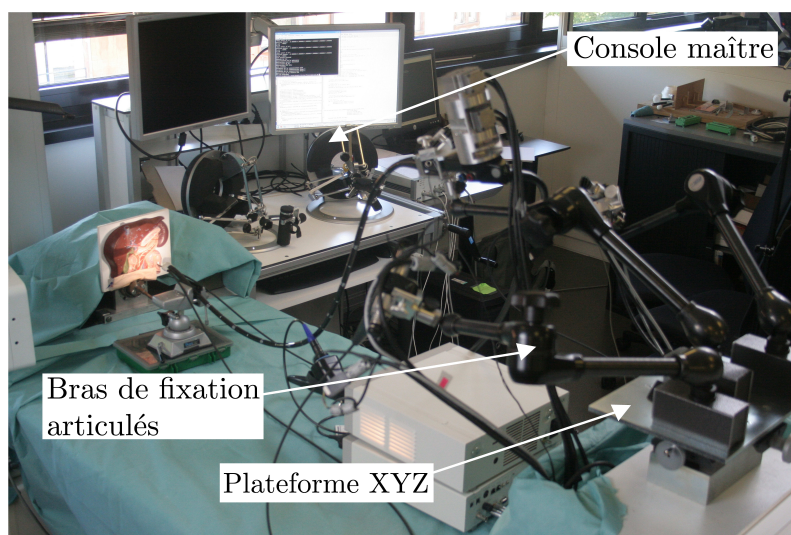


FIG. 2.7 – Vue d'ensemble du prototype

2.3 Les robots continus - Un tour d'horizon

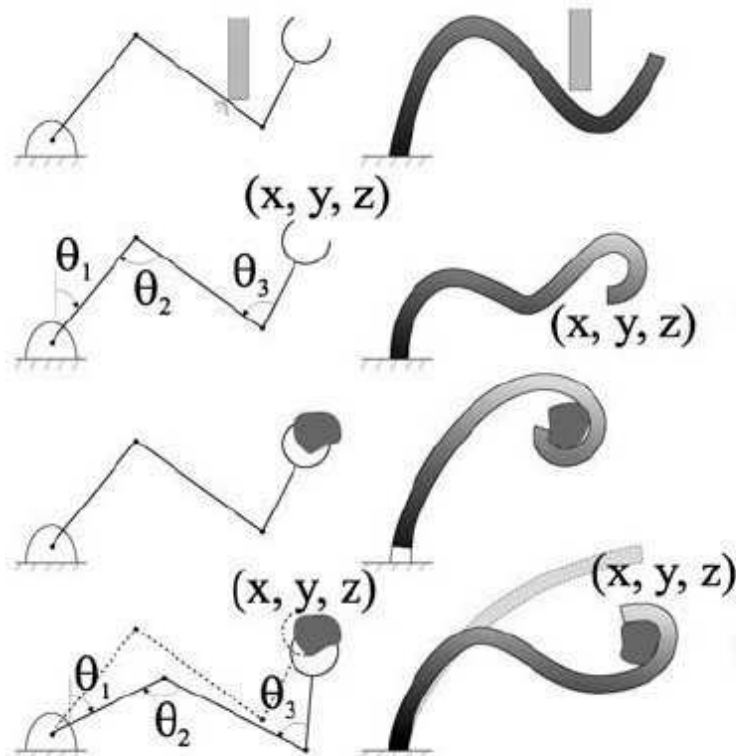


FIG. 2.8 – Illustration des catégories de robots d’après [TRKW08] : robot à articulations discrètes (à gauche) et robot continu (à droite)

Notre prototype est constitué de divers éléments flexibles qui appartiennent à une catégorie de robot particulière : les robots continus.

La plupart des robots sont des mécanismes constitués d’une série de sections rigides reliées entre elles par des articulations discrètes qui permettent de générer les mouvements. Les éléments intermédiaires peuvent être considérés comme infiniment rigides et permettent de connaître la position de chaque articulation par rapport à la précédente.

Une deuxième catégorie de robots, appelés robots “serpents”, utilisent aussi des articulations discrètes mais les sections rigides intermédiaires sont très courtes et le nombre d’articulations très important. La grande mobilité potentielle de ces mécanismes permet de produire des mouvements plus fluides et de donner au système des formes plus complexes.

Enfin les robots dits “continus” ne possèdent pas d’articulation discrète. Par conséquent le mouvement ne peut pas être généré au niveau de l’articulation. Le schéma de la figure 2.8, extrait de [TRKW08], illustre la différence structurelle entre les robots continus et les robots articulés. Fréquemment utilisé dans la littérature et dans ce manuscrit,

2.3. LES ROBOTS CONTINUS - UN TOUR D'HORIZON

le terme de “section flexible” désigne un segment actif d’un robot continu. Une section flexible peut être composée d’une seule pièce compliant ou, au contraire, d’un ensemble de liaisons passives qui se déforme sous l’effet d’une contrainte.

Souvent inspirés par le monde animal (tentacule, trompe d’éléphant, langue, ver), ces robots se présentent généralement sous la forme d’une structure multi-sections où chaque section est actionnée indépendamment. L’actionnement est soit intrinsèque au système via l’utilisation de matériaux déformables, tels que les alliages à mémoire de forme, ou de “muscles” pneumatiques ou hydrauliques, soit déporté et transmis par des câbles. Tandis que les robots articulés traditionnels ne peuvent manipuler des objets qu’avec leur organe terminal, les robots continus sont capables d’utiliser la totalité de leur structure afin de s’adapter à la forme des objets et de les saisir. Cette catégorie de robot permet aussi des configurations complexes appréciables dans de nombreux domaines tels que l’inspection d’environnements contraignants, le secours aux personnes dans des endroits difficiles d’accès ou la chirurgie.

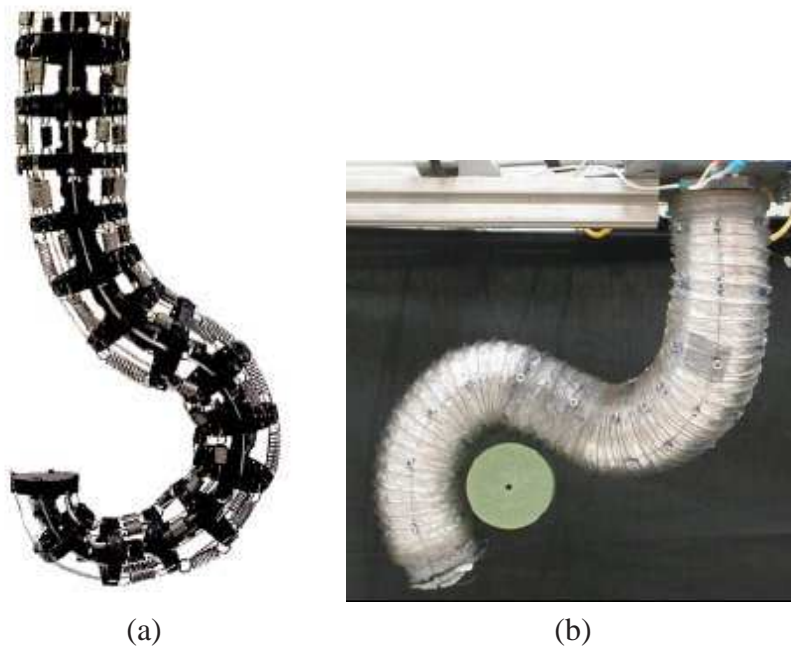


FIG. 2.9 – L’*elephant trunk* (a) et l’*Air-Octor* de l’Université de Clemson en Caroline du Sud.

Depuis l’état de l’art de G. Robinson en 1999 [RD99], de nombreux systèmes continus ont été développés. L’université de Clemson en Caroline du Sud est particulièrement active dans ce domaine et a développé de nombreux prototypes robotiques utilisant divers moyens d’actionnement. A partir de l’étude du comportement des tentacules des céphalopodes et des trompes d’éléphants, divers concepts ont été explorés [MJW⁺04]. L’*Elephant Trunk* est une combinaison série de 16 éléments mis bout à bout et composés de plateformes reliées par des ressorts (cf. figure 2.9 (a)). Ces 16 éléments sont répartis

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

en 4 sections de 4 éléments chacune et sont actionnées à l'aide de 2 paires de câbles. Chaque section est orientable selon 2 directions [HW00]. Le robot continu de l'université de l'Iowa [YJAM06], s'inspire de l'*Elephant Trunk* mais propose une conception des éléments intermédiaires légèrement différente. Cette architecture mécanique a également été utilisée par la NASA dans la conception d'un système continu pour l'inspection des parties endommagées des aéronefs lors des vols spatiaux et inaccessibles aux astronautes [MDCV06]. L'*Air-Octor* est également actionné par câbles mais une chambre centrale pressurisée fait office de colonne vertébrale déformable (cf. figure 2.9 (b)). Si le système possède plusieurs sections alors chaque section est pressurisée individuellement [MJW05], ce qui rend chaque section extensible. Dans le même esprit, l'*OctArm* [NJM⁺07], composé de 9 actionneurs McKibben (muscles artificiels pneumatiques détaillés dans [PR04]), permet de développer des efforts plus importants que l'*Air-Octor* pour la manipulation d'objet. Cependant l'actionnement pneumatique reste peu répandu car, bien que permettant des efforts importants, il est difficilement miniaturisable. Or la miniaturisation est un point clé, en particulier pour les systèmes à application médicale et chirurgicale. Dans ce domaine, on peut citer les travaux de G. Chen et al. sur la conception et la commande d'un colonoscope à actionnement pneumatique présentés dans [CPR06] et [CPR08].

Une grande variété de robots continus a été développée pour la chirurgie mini-invasive avec des modes d'actionnement tout aussi variés. Communément utilisés pour le diagnostic et la thérapie, les systèmes continus à câbles tels que les cathéters et les endoscopes (cf. chapitre 1) ont depuis quelques années été robotisés afin d'en faciliter la manipulation mais aussi afin d'apporter plus de précision et de permettre la standardisation de certains gestes. La société Hansen Medical [han], en partenariat avec l'université de Stanford en Californie, propose un cathéter multi-sections et télémanipulé pour la chirurgie cardiaque, nommé *SenseiX* et dont la cinématique est détaillée dans [CMC⁺08]. Dans le même champ d'application, l'université de Carnegie-Mellon a développé le *CardioARM* [ODS⁺08], un guide flexible articulé permettant l'insertion de cathéter d'ablation. Le système est actuellement en phase d'industrialisation via l'entreprise Medrobotics. L'utilisation de matériaux déformables et le développement de méthodes d'actionnement ingénieuses ont permis de miniaturiser davantage les instruments de thérapie, les cathéters et les aiguilles actives. Parmi les actionnements alternatifs rapportés dans la littérature, les alliages à mémoire de forme sont souvent utilisés pour le contrôle d'endoscopes et de cathéters. Ainsi le premier endoscope actif faisant appel à cette technologie a été décrit par le Pr. Ikuta en 1986 [Iku88]. Les travaux menés par J. Jayender et al. dans [JPN09] ou par V. de Sars et al. dans [dSHS10] ont suivi une voie similaire. Grâce à de nouveaux matériaux et à de nouveaux processus de fabrication, l'université de Nagoya a mis au point des micro-valves permettant le développement d'un cathéter multi-sections à actionnement hydraulique [IISY06]. Avec ce procédé, le diamètre initial de 2.5mm a été réduit à 0.3mm. Enfin, les récents travaux de l'université de Harvard menés par P. Dupont [DLIB10], proposent une nouvelle approche pour la réalisation de robots continus, basée sur la combinaison de tubes télescopiques, élastiques et précourbés. En orientant et en

translatant les tubes les uns par rapports aux autres, la configuration spatiale de chaque section se combine pour positionner et orienter l'extrémité du système et pour donner sa forme finale à l'ensemble du robot.

En chirurgie, la complianc des robots flexibles continus permet à ces systèmes de s'adapter aux contraintes de l'environnement dans lequel ils évoluent. En contrepartie, peu de ces systèmes permettent d'appliquer des efforts suffisants en particulier lors de la manipulation d'organes. Ils présentent aussi des difficultés de modélisation en raison du nombre de paramètres nécessaires à la description de leur comportement, en particulier lors d'interaction avec l'environnement extérieur. Par ailleurs, la commande de ce type de robot est délicate en raison de leur nombre de degrés de liberté, de l'absence de correspondance intuitive entre les mouvements de l'utilisateur et ceux du robot et enfin en raison de l'absence de visualisation de la forme globale du système. En effet, les capteurs disponibles actuellement sont souvent incompatibles avec leur taille et leur flexibilité. Enfin, une des limitations des robots continus, en ce qui concerne leur application médicale, réside dans la difficulté à mesurer et à restituer les efforts s'appliquant sur la partie distale du système. Une étude a été menée à ce sujet par K. Xu et N. Simaan dans [XS08].

Le lecteur intéressé trouvera un état de l'art sur les robots continus à courbure constante actuellement à l'étude et leur modélisation dans l'article de R. Webster et B. Jones [WJ10].

2.4 Modélisation

Le système complet a une structure arborescente : 2 bras latéraux dans lesquels translatent les instruments (instrument B et instrument C) reliés par une chaîne cinématique commune (endoscope). Dans un premier temps, nous nous attacherons à l'analyse géométrique de la déflexion d'une section flexible commandée par l'intermédiaire de câbles. Puis, nous prendrons en considération la totalité des éléments constituant notre système pour proposer un modèle global du robot.

2.4.1 Fonctionnement mécanique d'une section flexible

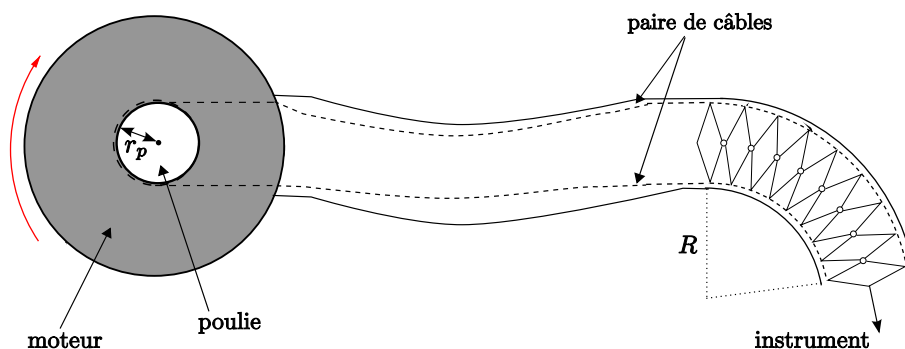


FIG. 2.10 – Schéma reliant la déflexion d'une section flexible au moteur

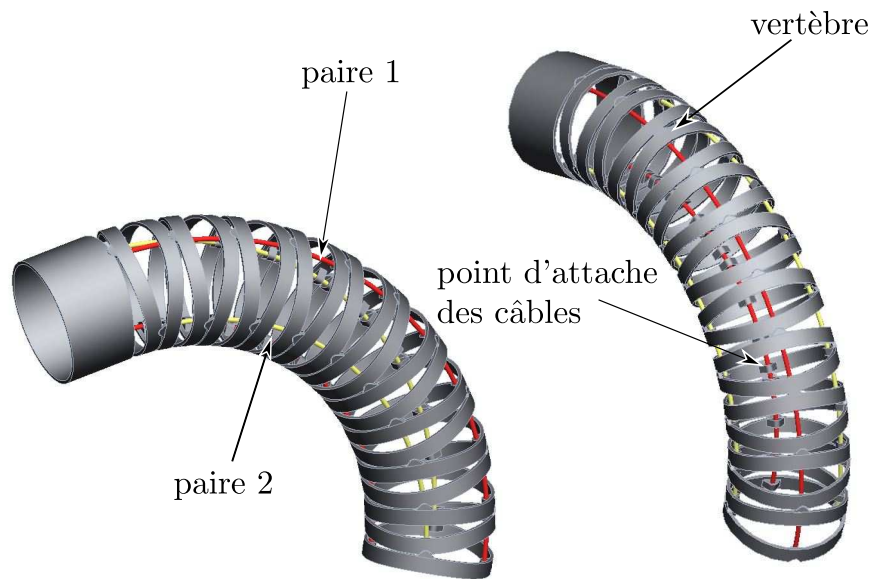


FIG. 2.11 – Schéma CAO des bras flexibles

Comme cela a été évoqué dans la première partie du chapitre 2, les éléments commandables de notre système sont des segments continus orientables dans deux directions perpendiculaires de l'espace. Deux paires de câbles parcourent la longueur du corps souple, de la poignée de commande jusqu'à la section flexible. Chaque câble de la paire est attachée, en une extrémité, en bout de la section flexible et, à l'autre extrémité, à la poulie. La rotation du moteur entraîne la rotation de la poulie (de rayon r_p) et fait varier la longueur relative des deux parties de la paire. La partie raccourcie contraint alors la section flexible à se courber dans une direction. Le déplacement est symétrique pour l'autre câble de la paire. La direction perpendiculaire est actionnée par une autre paire de câbles, reliée à une poulie indépendante de la première. Le chemin d'une paire de câbles depuis la poignée jusqu'à l'extrémité de la section flexible est représenté sur le schéma de la figure 2.10.

Remarque 2.1. *En réalité, la longueur totale du câble ne varie pas. Seule la répartition de cette longueur de part et d'autre de la poulie est modifiée. Par abus de langage, nous parlerons de rétrécissement et d'allongement pour parler de cette variation de répartition.*

Un segment continu est constitué d'une série de petites vertèbres métalliques articulées. Dans le corps souple, les câbles sont guidés par des gaines métalliques. Au niveau de la tête flexible, ils sont contraints à translater le long des vertèbres (cf. figure 2.11).

Nous émettrons trois hypothèses concernant la déflexion des sections flexibles de notre système :

Hypothèse 1. *Les sections flexibles sont inextensibles.*

Hypothèse 2. *Le rayon de courbure d'une section flexible (R) est uniforme.*

Hypothèse 3. La torsion d'une section flexible est négligeable : le plan contenant une paire de câbles à la base de la section flexible est le même à son extrémité.

Nous considérons une hypothèse supplémentaire concernant les câbles :

Hypothèse 4. les câbles sont uniformément répartis à 90° autour de la circonférence d'une section flexible.

On peut déduire des hypothèses précédentes que la section flexible se déforme dans un plan que nous appellerons "plan de courbure" et qui sera noté Π dans la suite du chapitre. La description de la déflexion se résume alors à son rayon de courbure et à l'orientation du plan de courbure.

2.4.2 Modèle géométrique direct d'une section flexible

Le modèle géométrique présenté dans cette section a pour objectif d'exprimer la position de l'extrémité de la section flexible dans le repère lié à la base de cette même section. Le repère de base de la section flexible \mathcal{R}_0 est le repère associé au point d'abscisse curviligne $s = 0$ tandis que le repère associé à l'extrémité distale de la section est associé au point d'abscisse $s = L$, L étant la longueur de la section. Afin d'associer les câbles aux directions principales de déplacement de la section flexible, nous utiliserons le repère \mathcal{R}_0 représenté sur la figure 2.12. D'après l'hypothèse 4, on peut définir l'orientation des vecteurs $\vec{i}(0)$ et $\vec{j}(0)$ par la position des câbles sur la circonférence du bras ou de l'endoscope. L'origine du repère O_0 est placée au centre de la section flexible en $s = 0$. Le vecteur $\vec{k}(0)$ est orienté selon la tangente à la courbure, dans le sens des s croissants.

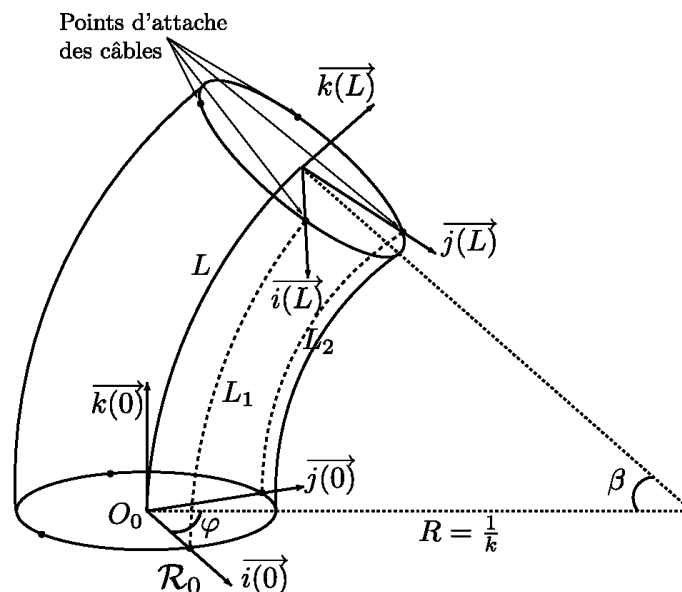


FIG. 2.12 – Représentation tridimensionnelle d'une section continue à courbure constante

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

L'actionnement de la section flexible est assuré par des câbles eux-mêmes actionnés par les moteurs. D'après les hypothèses posées dans la section 2.4.1, la déflexion de la section flexible est décrite par le rayon de courbure R (la courbure étant définie comme l'inverse du rayon de courbure $k = \frac{1}{R}$) et son plan de courbure, défini par l'angle φ par rapport \vec{i}_0 . Nous allons donc exprimer les paramètres géométriques, $\Phi = [\varphi, k]^T$, en fonction des variations de longueurs des câbles, $\Delta L = [\Delta L_1, \Delta L_2]^T$, et finalement en fonction des positions moteurs, $\mathbf{q} = [q_1, q_2]^T$.

Remarque 2.2. *L'indexation des éléments d'actionnement fait référence à une paire de câbles. La paire 1 est associée à l'axe $\vec{i}(0)$ du repère de base, tandis que la paire 2 est associée à $\vec{j}(0)$. Le comportement des câbles d'une même paire étant symétrique, on se limite à l'étude de la longueur des câbles dont les points d'attache sont respectivement, pour la paire 1 et 2, $(1; 0; 0)$ et $(0; 1; 0)$ comme l'indique la figure 2.12.*

Une rotation de la poulie p_i d'un angle Δq_i modifie la distribution de longueur du câble i de telle sorte que :

$$\Delta L_i = r_p \Delta q_i, \quad i \in \{1, 2\} \quad (2.1)$$

où r_p est le rayon de la poulie.

En l'absence de rotation des moteurs, la section flexible est en configuration tendue et la longueur des câbles au repos est égale à la longueur de la section flexible. On définit donc la variation de longueur d'un câble par rapport à sa longueur au repos L :

$$\Delta L_i = L - L_i. \quad (2.2)$$

Ainsi lorsque L_i rétrécit (au profit de l'allongement de l'autre câble de la paire), on a $\Delta L_i \geq 0$. Le câble L_i a un rayon de courbure R_i défini par :

$$R_i = \frac{L_i}{\beta} = \frac{L_i}{kL}, \quad (2.3)$$

où β est l'angle de courbure.

Lorsque la longueur du câble varie, son rayon de courbure est également modifié. De part sa position sur la circonférence de la section flexible, ce rayon de courbure est différent de celui de la section flexible. En projetant les câbles dans le plan de courbure (cf. figure 2.13), on peut exprimer cette variation par rapport au rayon de courbure de la section flexible :

$$\Delta R_i = R - R_i. \quad (2.4)$$

Dans ces conditions, on peut écrire

$$\begin{aligned} \Delta L_i &= L - L_i \\ &= L - kLR_i \\ &= L - kL\left(\frac{1}{k} - \Delta R_i\right) \\ &= kL\Delta R_i. \end{aligned} \quad (2.5)$$

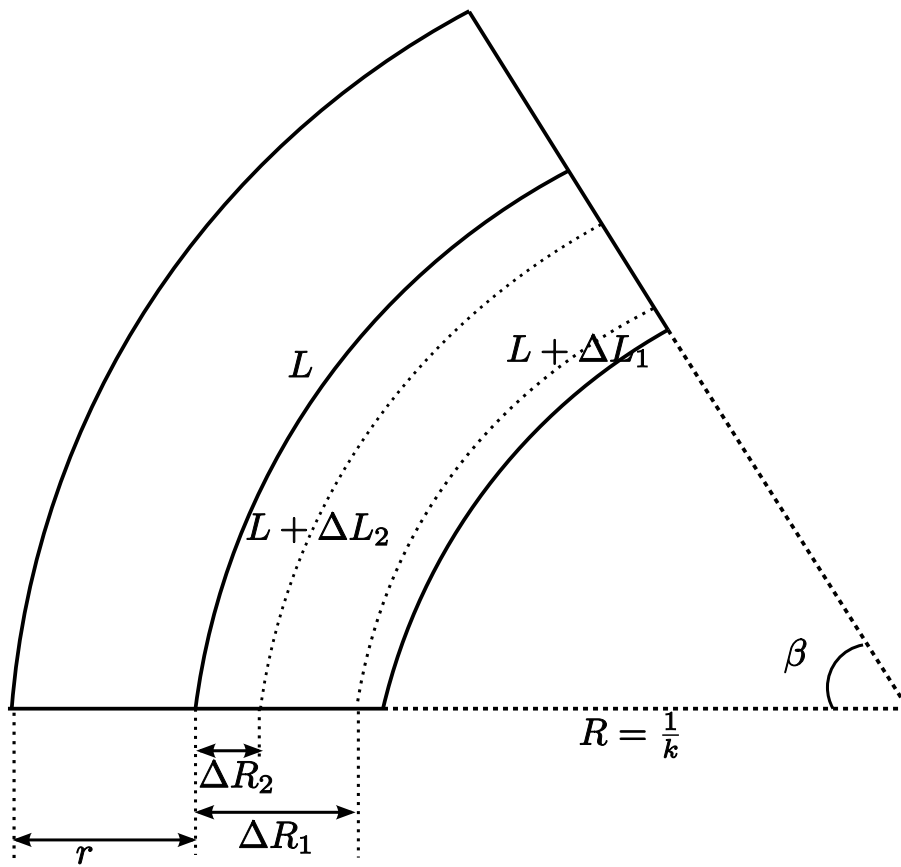


FIG. 2.13 – Coupe d'une section flexible selon le plan de courbure

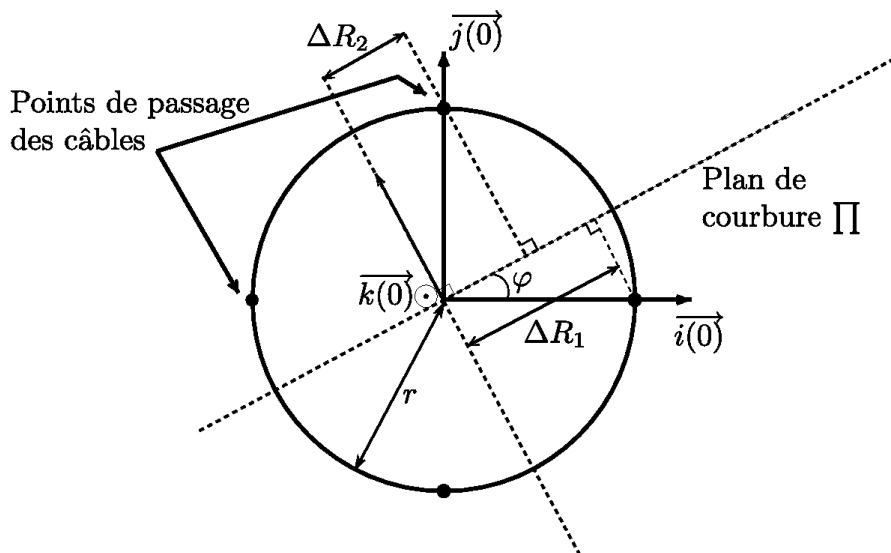


FIG. 2.14 – Coupe selon le plan de base

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

En projetant les points de passage des câbles de la base de la section dans le plan de courbure (cf. figure 2.14), on obtient :

$$\Delta R_1 = r \cos(\varphi) \quad \text{et} \quad \Delta R_2 = r \sin(\varphi) \quad (2.6)$$

où r est la rayon de la section flexible.

On déduit des équations (2.5) et (2.6)

$$\Delta L_1 = kLr \cos(\varphi) \quad \text{et} \quad \Delta L_2 = kLr \sin(\varphi). \quad (2.7)$$

On obtient alors

$$\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2 = k^2 L^2 r^2 \quad (2.8)$$

et on choisit

$$k = \frac{\sqrt{(\Delta L_1)^2 + (\Delta L_2)^2}}{Lr} \Rightarrow k \in \mathfrak{R}^+ \quad (2.9)$$

Pour que la section flexible décrive tout l'espace, l'orientation du plan de courbure doit parcourir l'intervalle $[0; 2\pi]$. D'après (2.7), on obtient

$$\varphi = \arctan 2(\Delta L_2, \Delta L_1) \quad (2.10)$$

où $\arctan 2()$ est l'inverse de la fonction tangente définie par :

$$\arctan 2(y, x) = \begin{cases} \arctan\left(\frac{y}{x}\right) & \text{si } x > 0 \text{ et } y \neq 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & \text{si } x < 0 \text{ et } y \neq 0 \\ \frac{\pi}{2} \text{sign}(y) & \text{si } x = 0 \text{ et } y \neq 0 \\ 0 & \text{si } x = 0 \text{ et } y = 0. \end{cases} \quad (2.11)$$

Il faut maintenant établir le lien entre les paramètres géométriques $\Phi = [\varphi, k]^T$ et la position de l'extrémité de la section flexible dans le repère de base.

Représentation de Denavit-Hartenberg appliquée aux robots continus

Une modélisation approchée d'une section flexible à courbure constante, inspirée des travaux de M. Hannan et I. Walker sur l'*elephant's trunk* [HW03], est proposée. Y. Ganji propose une approche similaire pour la modélisation d'un cathéter actif dans [GJS09]. L'étude géométrique d'une section flexible peut être ramenée à une procédure de modélisation de type Denavit-Hartenberg (DH), généralement appliquée aux robots discrets. Cette approche permet de travailler avec des matrices homogènes qui facilitent l'étude cinématique et l'implémentation du modèle. Avant de pouvoir décrire la structure flexible par une structure cinématique plus traditionnelle, il est nécessaire de définir l'ensemble des paramètres qui caractérisent une section flexible.

D'après le schéma de la figure 2.15, la déflexion dans le plan de courbure peut être décrite par 3 mouvements discrets et interdépendants :

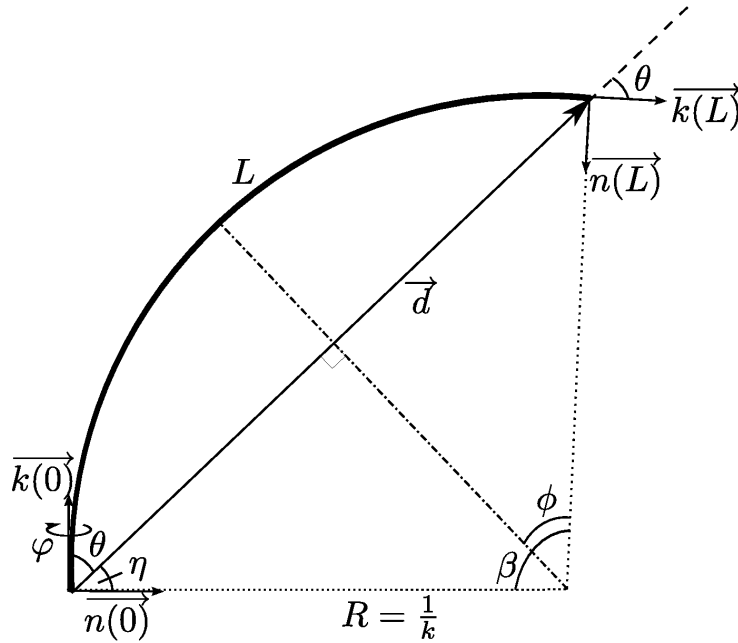


FIG. 2.15 – Analyse géométrique dans le plan de courbure défini par le vecteur tangent à la courbure $\vec{k}(0)$ et le vecteur normal $\vec{n}(0)$.

- une rotation d'angle θ ,
- une translation de vecteur \vec{d} ,
- une seconde rotation d'angle θ .

Quant à l'orientation du plan de courbure dans l'espace, elle est paramétrée par une rotation indépendante supplémentaire d'angle φ autour de l'axe tangent initial $\vec{k}(0)$. Afin de se conformer à l'hypothèse 3, une rotation finale d'angle $-\varphi$ autour de $\vec{k}(L)$ est nécessaire. Les paramètres précédents peuvent être déterminés par l'analyse géométrique classique d'une section à courbure constante, de courbure k et de longueur L (cf. figure 2.15) :

$$\beta = \frac{L}{R} = kL \quad (2.12)$$

$$\phi = \frac{\beta}{2} = \frac{kL}{2} \quad (2.13)$$

$$\theta = \frac{\pi}{2} - \eta = \frac{\pi}{2} - (\pi - \frac{\pi}{2} - \phi) = \frac{kL}{2}. \quad (2.14)$$

De même nous pouvons calculer la norme de la translation $\|\vec{d}\|$:

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

$$\frac{\|\vec{d}\|}{2} = \frac{1}{k} |\sin(\theta)| \quad (2.15)$$

$$\|\vec{d}\| = \frac{2}{k} |\sin(\theta)| = \frac{2}{k} \left| \sin\left(\frac{kL}{2}\right) \right| \quad (2.16)$$

Maintenant que nous avons une description du mouvement de flexion par des mouvements discrets, il est possible d'établir un schéma cinématique équivalent et de calculer le modèle géométrique direct de la section continue en appliquant la convention de DH. Par nécessité, les repères \mathcal{R}_0 et \mathcal{R}_5 sont directement liés aux repères de base $(O_0; \vec{i}(0); \vec{j}(0); \vec{k}(0))$ et au repère final $(O_L; \vec{i}(L); \vec{j}(L); \vec{k}(L))$ de manière à faire correspondre les axes z_0 et z_5 avec les vecteurs tangents à la courbure. La rotation du plan de courbure se fait donc toujours autour de la tangente initiale à la courbe. Les autres repères ont été positionnés en respectant la convention de DH comme l'illustre le schéma cinématique de la figure 2.16. La liaison prismatique bleue est une liaison supplémentaire dont l'utilisation sera expliquée par la suite. La représentation cinématique d'une section flexible s'arrête donc à l'articulation 5. On obtient le tableau de DH 2.17 associé au schéma cinématique.

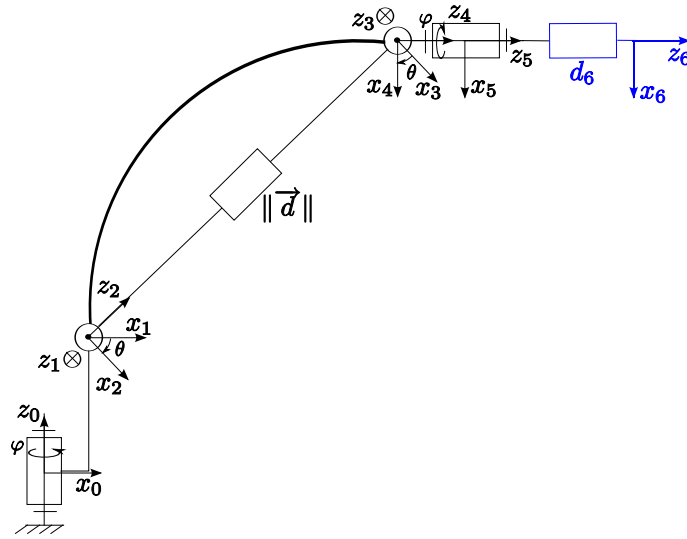


FIG. 2.16 – Schéma cinématique équivalent

	θ_i	d_i	α_i	a_i
0 – 1	θ_1	0	$-\frac{\pi}{2}$	0
1 – 2	θ_2	0	$\frac{\pi}{2}$	0
2 – 3	0	d_3	$-\frac{\pi}{2}$	0
3 – 4	θ_4	0	$\frac{\pi}{2}$	0
4 – 5	θ_5	0	0	0
5 – 6	0	d_6	0	0

FIG. 2.17 – Tableau de DH d'une section flexible et continue

Les relations suivantes permettent d'établir le lien entre la représentation cinématique et la description géométrique :

$$\theta_1 = \varphi \quad \theta_2 = \theta_4 = \theta = \frac{kL}{2} \quad (2.17)$$

$$d_3 = d = \frac{2}{k} \left| \sin\left(\frac{kL}{2}\right) \right| \quad (2.18)$$

$$\theta_5 = -\varphi. \quad (2.19)$$

$$(2.20)$$

La matrice homogène de DH exprime la transformation entre le repère de base et le repère terminal d'une section flexible. Elle s'écrit :

$$\mathbf{DH}_{05} = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R}_{05} & {}^0\mathbf{T}_{05} \\ \mathbf{O}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.21)$$

La matrice de rotation, exprimée dans le repère de base, entre la base de la section flexible et son extrémité est donnée par :

$${}^0\mathbf{R}_{05} = \begin{bmatrix} c^2\varphi c(kL) + s^2\varphi & c\varphi s\varphi(c(kL) - 1) & c\varphi s(kL) \\ c\varphi s\varphi(c(kL) - 1) & s^2\varphi c(kL) + c^2\varphi & s\varphi s(kL) \\ -c\varphi s(kL) & -s\varphi s(kL) & c(kL) \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

et le vecteur de translation, exprimé dans le repère de base,

$${}^0\mathbf{T}_{05} = \begin{bmatrix} \frac{1}{k}c\varphi(1 - c(kL)) \\ \frac{1}{k}s\varphi(1 - c(kL)) \\ \frac{1}{k}s(kL) \end{bmatrix}. \quad (2.23)$$

Le modèle d'une section flexible est maintenant complet et permet d'exprimer la position ${}^0\mathbf{X}$ et/ou l'orientation ${}^0\Theta$ de l'extrémité dans le repère lié à la base de cette même section flexible en fonction des différents paramètres. Ce modèle complet peut être représenté de la façon suivante :

$$(q_1, q_2) \xrightarrow{f_2} (\Delta L_1, \Delta L_2) \xrightarrow{f_1} (\varphi, k) \xrightarrow{\mathbf{DH}_{05}} [{}^0\mathbf{X}, {}^0\Theta]^T \quad (2.24)$$

où f_1 fait référence aux relations (2.9) et (2.10) et f_2 à l'équation (2.1).

Ajout d'un instrument

Une liaison prismatique d_6 a été ajoutée en bout de chaîne cinématique sur la figure 2.16 et dans le tableau 2.17 de DH. Cette liaison supplémentaire permet de modéliser un instrument en translation à l'intérieur d'une section flexible. La translation de l'instrument d'une distance I selon $\vec{k}(L)$ définit le repère attaché à l'extrémité de l'instrument \mathcal{R}_I :

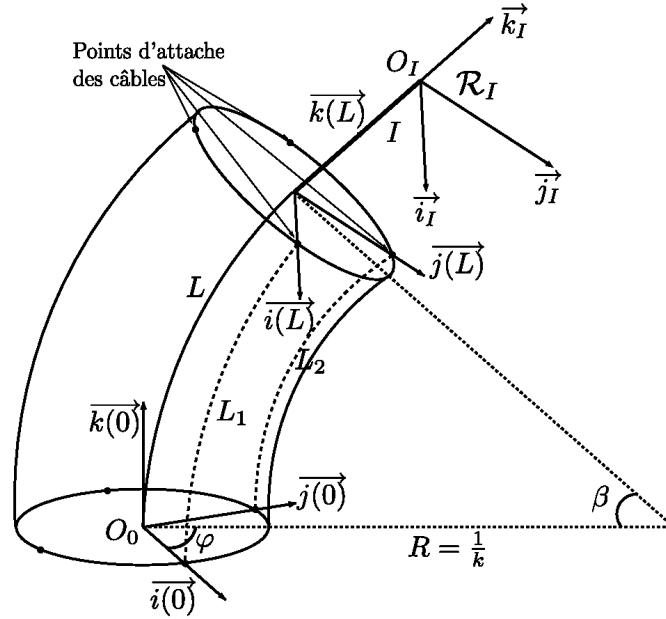


FIG. 2.18 – Représentation 3D d'une section flexible avec instrument

$(O_I; \vec{i}_I; \vec{j}_I; \vec{k}_I)$ (cf. figure 2.18). La matrice de rotation, exprimée dans le repère de base, entre la base de la section flexible et l'extrémité d'un instrument est inchangée :

$${}^0\mathbf{R}_{06} = {}^0\mathbf{R}_{05}. \quad (2.25)$$

En revanche, le vecteur de translation, exprimé dans le repère de base, devient :

$${}^0\mathbf{T}_{06} = \begin{bmatrix} Ic\varphi s(kL) + \frac{1}{k}c\varphi(1 - c(kL)) \\ Is\varphi s(kL) + \frac{1}{k}s\varphi(1 - c(kL)) \\ Ic(kL) + \frac{1}{k}s(kL) \end{bmatrix}. \quad (2.26)$$

La matrice homogène de DH, exprimant la transformation entre le repère de base et le repère terminal d'un instrument en translation à l'intérieur de la section, s'écrit

$$\mathbf{DH}_{06} = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R}_{06} & {}^0\mathbf{T}_{06} \\ \mathbf{O}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.27)$$

Cette translation est directement actionnée par un moteur linéaire, q_3 , de telle sorte que

$$I = q_3. \quad (2.28)$$

Le modèle permettant d'exprimer la position ${}^0\mathbf{X}_I$ et/ou l'orientation ${}^0\Theta_I$ de l'instrument dans le repère lié à la base de la section flexible, peut s'écrire sous la forme suivante :

$$(q_1, q_2, q_3) \xrightarrow{(f_2, f_3)} (\Delta L_1, \Delta L_2, I) \xrightarrow{f_1} (\varphi, k, I) \xrightarrow{\mathbf{DH}_{06}} [{}^0\mathbf{X}_I, {}^0\Theta_I]^T \quad (2.29)$$

où f_1 et f_2 font toujours référence aux expressions (2.9), (2.10) et (2.1) et où f_3 représente l'actionnement de l'instrument (2.28).

Par la suite, l'étape intermédiaire f_1 ne sera plus considérée et les matrices DH_{05} et DH_{06} seront directement exprimées en fonction de ΔL_1 et ΔL_2 :

$$(q_1, q_2, q_3) \begin{matrix} (f_2, f_3) \\ \rightarrow \end{matrix} (\Delta L_1, \Delta L_2, I) \xrightarrow{M_{06}} [{}^0\mathbf{X}_I, {}^0\Theta_I]^T \quad (2.30)$$

Les matrices de passages seront alors notées M_{05} et M_{06} . Leur expression est détaillée en annexe pour des raisons de lisibilité.

Singularité de représentation

Pour des facilités de modélisation, nous avons décomposé le mouvement en une rotation φ puis une courbure θ . En réalité, le système ne se comporte pas de cette manière : la configuration de la section est le résultat du couplage entre 2 courbures. Ce choix de paramétrage introduit une singularité de représentation. Ainsi on peut constater que la matrice de passage DH_{06} (et donc M_{06}) n'est plus définie lorsque

$$\theta = 0 \Leftrightarrow k = 0 \Leftrightarrow \Delta L_1 = \Delta L_2 = 0 \quad (2.31)$$

Ce cas correspond à une section flexible tendue. Dans cette configuration toute modification de l'angle φ n'affecte pas la position de l'instrument. Il y a donc une infinité de représentations possibles pour cette configuration géométrique.

Pour pallier ce problème, il faut soit redéfinir le modèle, soit utiliser un paramétrage différent lorsque le système est en position singulière. Une solution est de substituer au modèle géométrique son développement de Taylor à l'ordre 2 lorsque $\Delta L_1 = \Delta L_2 = 0$. Les matrices R_{06} et T_{06} deviennent alors :

$${}^0\mathbf{R}'_{06} = \begin{bmatrix} 1 - \frac{\Delta L_1^2}{2r^2} & -\frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{2r^2} & \frac{\Delta L_1}{r} \\ -\frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{2r^2} & 1 - \frac{\Delta L_2^2}{2r^2} & \frac{\Delta L_2}{r} \\ -\frac{\Delta L_1}{r} & -\frac{\Delta L_2}{r} & 1 - \frac{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}{2r^2} \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

et

$${}^0\mathbf{T}'_{06} = \begin{bmatrix} \frac{\Delta L_1}{r} \left(I + \frac{L}{2} \right) \\ \frac{\Delta L_2}{r} \left(I + \frac{L}{2} \right) \\ L + I \left(1 - \frac{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}{2r^2} \right) \end{bmatrix}. \quad (2.33)$$

Le modèle ainsi obtenu est défini en $\Delta L_1 = \Delta L_2 = 0$. Il faut donc changer de modèle au voisinage de la position tendue. Ce voisinage est défini en fonction de la précision de calcul et a été fixé à 10^{-15} . Puisqu'il s'agit d'une singularité liée à la représentation géométrique du système, la vitesse articulaire reste définie au voisinage de la position singulière.

2.4.3 Modèle géométrique inverse

Le modèle géométrique inverse permet de calculer les valeurs de k et de φ pour une position de l'extrémité de la section (x, y, z) dans le repère de base. D'après le modèle géométrique direct décrit par (2.26), le système à résoudre est un système de 3 équations non linéaires à 2 inconnues et dont les équations sont interdépendantes :

$$(S) \begin{cases} x = \frac{1}{k}c\varphi(1 - c(kL)) & (1) \\ y = \frac{1}{k}s\varphi(1 - c(kL)) & (2) \\ z = \frac{1}{k}s(kL) & (3) \end{cases} \quad (2.34)$$

Il vient directement des équations (1) et (2) :

$$\varphi = \arctan 2(y, x). \quad (2.35)$$

On peut calculer k en combinant les équations (1), (2) et (3) de la manière suivante

$$x^2 + y^2 + z^2 = \frac{2}{k^2}(1 - c(kL)) \quad (2.36)$$

$$\text{et } x^2 + y^2 = \frac{1}{k^2}(1 - c(kL))^2. \quad (2.37)$$

On déduit de (2.36)

$$c(kL) = 1 - \frac{k^2}{2}(x^2 + y^2 + z^2), \quad (2.38)$$

ce qui nous donne, en substituant dans (2.37),

$$k = \frac{2\sqrt{x^2 + y^2}}{x^2 + y^2 + z^2}. \quad (2.39)$$

En réalité le point de coordonnées (x, y, z) est atteignable seulement s'il appartient à l'espace de travail de la section flexible, espace de travail limité par la longueur L de la section. De ce fait, l'inverse n'a de sens que si le point donné est accessible. Si on ajoute un instrument en bout de section, alors il n'existe pas de solution analytique simple au problème inverse.

2.4.4 Modèle cinématique direct d'une section flexible avec instrument

Le modèle cinématique présenté par la suite exprime les vitesses opérationnelles de l'extrémité de l'instrument dans le repère de base de la section flexible \mathcal{R}_0 . Comme pour un robot conventionnel, le modèle cinématique direct d'un robot "continu" comprenant une seule section flexible et un instrument peut s'écrire :

$${}^0\mathcal{C}_{\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0}^{O_I} = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) \\ {}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) \end{bmatrix} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (2.40)$$

où ${}^0\mathcal{C}_{\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0}^{O_I}$ est le torseur cinématique de l'effecteur exprimé dans le repère de base du robot "continu" et \mathbf{q} est le vecteur articulaire propre au système étudié $[q_1, q_2, q_3]^T$.

Pour une section flexible, la matrice jacobienne peut être obtenue par dérivation des différents éléments de la chaîne cinématique :

$$\begin{matrix} \mathbf{J}_1 & \mathbf{J}_0 \\ (\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3) \rightarrow (\Delta\dot{L}_1, \Delta\dot{L}_2, \dot{I}) \rightarrow [{}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0), {}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0)]^T \end{matrix} \quad (2.41)$$

$$\text{et } \mathbf{J} = \mathbf{J}_0\mathbf{J}_1. \quad (2.42)$$

La matrice \mathbf{J}_1 s'obtient simplement en dérivant respectivement les expressions (2.1) et (2.28) par rapport au temps :

$$\Delta\dot{L}_i = r_p\Delta\dot{q}_i \quad (2.43)$$

$$\dot{I} = \dot{q}_3 \quad (2.44)$$

d'où

$$\mathbf{J}_1 = \begin{bmatrix} r_p & 0 & 0 \\ 0 & r_p & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.45)$$

Finalement \mathbf{J}_0 est le jacobien qui relie $\dot{\Delta\mathbf{L}}$ au torseur cinématique. Son calcul peut être découpé en 2 parties. Pour la partie translation du torseur, on peut écrire :

$${}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) = \dot{\mathbf{T}}_{06} = \frac{\partial\mathbf{T}_{06}}{\partial\Delta L_1}\Delta\dot{L}_1 + \frac{\partial\mathbf{T}_{06}}{\partial\Delta L_2}\Delta\dot{L}_2 + \frac{\partial\mathbf{T}_{06}}{\partial I}\dot{I} \quad (2.46)$$

et pour la partie rotation, on obtient le vecteur vitesse de rotation en calculant sa matrice antisymétrique, $\mathbf{AS}({}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0))$:

$$\mathbf{AS}({}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0)) = \dot{\mathbf{R}}_{06}\mathbf{R}_{06}^T = \frac{\partial\mathbf{R}_{06}}{\partial\Delta L_1}\mathbf{R}_{06}^T\Delta\dot{L}_1 + \frac{\partial\mathbf{R}_{06}}{\partial\Delta L_2}\mathbf{R}_{06}^T\Delta\dot{L}_2 + \frac{\partial\mathbf{R}_{06}}{\partial I}\mathbf{R}_{06}^T\dot{I}. \quad (2.47)$$

Lorsque $\Delta L_1 = \Delta L_2 = 0$, les vecteurs vitesses du torseur cinématique doivent être recalculés à partir des matrices \mathbf{R}'_{06} et \mathbf{T}'_{06} issues du développement de Taylor à l'ordre 2 et données par les expressions (2.32) et (2.33).

En raison de la taille des expressions qui constituent la matrice jacobienne \mathbf{J}_0 , les résultats détaillés des calculs précédents sont donnés en annexe.

2.4.5 Modèle du prototype endoscopique complet

Le système complet a une structure arborescente. Selon l'organe terminal et le repère de référence dans lequel l'utilisateur souhaite le commander, le modèle géométrique direct peut être constitué d'une ou plusieurs sections flexibles en série. Il est donc nécessaire de définir toutes les matrices de passage entre les différents éléments du système. La matrice finale, notée \mathbf{M} , sera alors calculée en combinant les matrices adéquates.

Matrice homogène de changement de repère entre la base de l'endoscope et la caméra

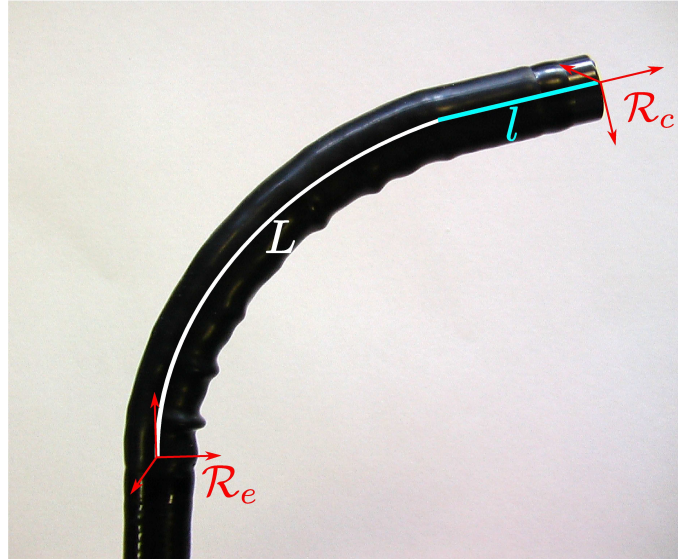


FIG. 2.19 – Définition des repères de l'endoscope

Sur l'extrémité de l'endoscope, la caméra est embarquée à l'extrémité d'une section rigide à la distance l de la section flexible. On fait l'hypothèse que la caméra est située au centre de l'endoscope et que le repère \mathcal{R}_c qui lui est associé, est aligné avec les câbles de sorte que la rotation entre les repères \mathcal{R}_L et \mathcal{R}_c est l'identité. En appliquant le modèle géométrique précédent, dans lequel d_6 ne représenterait plus une liaison prismatique mais un segment rigide (de longueur l), on obtient la matrice de passage M_{ec} , déduite de la matrice DH_{06} , entre le repère de base de l'endoscope \mathcal{R}_e et le repère attaché à la caméra \mathcal{R}_c . Les repères sont représentés sur la figure 2.19.

Matrice de changement de repère entre le repère caméra et la base du bras

Les bras sont attachés à la partie rigide de l'endoscope par un embout. La position du bras B autour de la circonférence de l'endoscope est paramétrée par l'angle α entre le bras et l'axe \vec{i}_c du repère caméra. La matrice de passage entre \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_α est une rotation d'angle α autour de l'axe \vec{k}_c , $R(\vec{k}_c, \alpha)$ (cf. figure 2.21). Le bras C est séparé du bras B par l'angle γ . Par conséquent, la matrice de passage entre \mathcal{R}_C et \mathcal{R}_γ est une rotation d'angle $\alpha + \gamma$ autour de l'axe \vec{k}_c , $R(\vec{k}_c, \alpha + \gamma)$ (les détails des transformations concernant le bras C sont donnés en annexe).

L'embout permet de dévier l'axe des bras de l'axe optique de la caméra afin de permettre la triangulation entre les instruments. L'angle de déviation est noté ψ . La transformation entre \mathcal{R}_α et \mathcal{R}_ψ est la combinaison d'une translation le long de l'axe \vec{i}_α ,

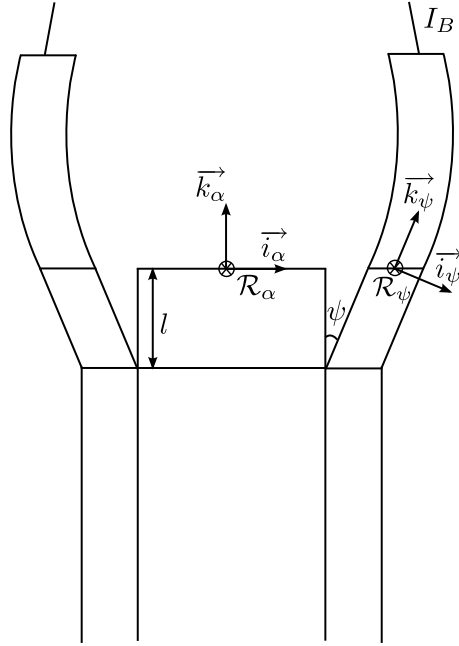


FIG. 2.20 – Schéma dans le plan de coupe des bras avec $\gamma = \pi$. Transformation entre le repère \mathcal{R}_α et le repère après triangulation \mathcal{R}_ψ pour le bras B.

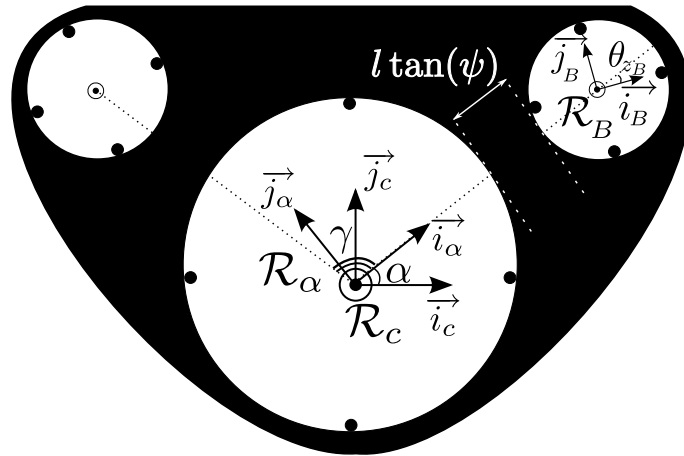


FIG. 2.21 – Schéma dans le plan de coupe de l'embout avec γ quelconque. Description des transformations successives entre \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_B . La description des transformations successives pour le bras C est donnée en annexe.

$T(\vec{i}_\alpha, r + r_B + l \tan(\psi))$, et d'une rotation d'angle ψ autour de l'axe \vec{j}_α , $R(\vec{j}_\alpha, \psi)$. Le même enchaînement peut s'appliquer au bras C.

Finalement, la position des câbles des bras B et C par rapport aux câbles de l'endoscope est définie par les angles θ_{zB} et θ_{zC} . Le repère de base du bras B, \mathcal{R}_B , est donc obtenu après une dernière rotation d'angle θ_{zB} autour de l'axe \vec{k}_ψ , $R(\vec{k}_\psi, \theta_{zB})$. De même,

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

le repère de base du bras C \mathcal{R}_C est donc obtenu après une dernière rotation d'angle θ_{zC} .

Les paramètres et les repères sont représentés sur les schémas de les figures 2.20 et 2.21. La matrice de transformation finale entre \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_B est notée M_{Bc} et la matrice de transformation finale entre \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_C est notée M_{Cc} . Les différentes matrices de transformation sont données en annexe.

Matrice homogène de changement de repère entre la base du bras et l'extrémité de l'instrument

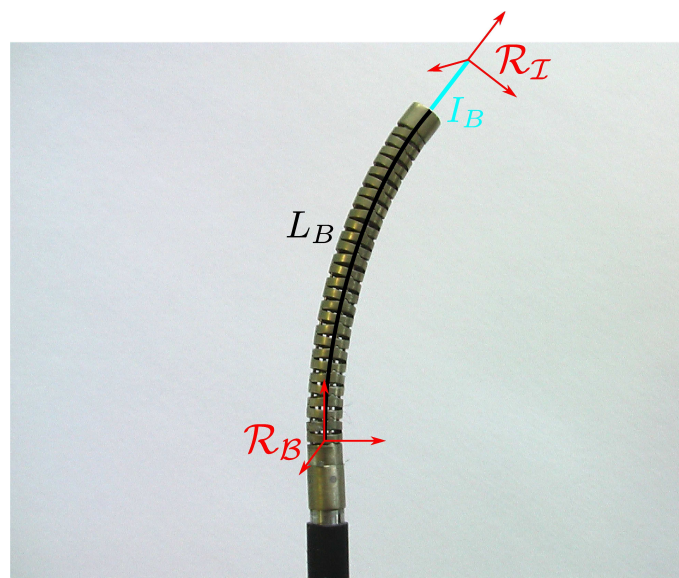


FIG. 2.22 – Définition des repères d'un bras

Chacun des bras peut accueillir un instrument donc la translation sera notée I_B ou I_C . La matrice homogène du bras 1, notée DH_{BI} , traduit le changement de repère entre \mathcal{R}_B et \mathcal{R}_I . La matrice de changement de repère du bras C sera notée DH_{CI} . La figure 2.22 montre les repères associés au bras.

2.5 Étude de l'espace de travail

En utilisant tous les axes du robot (endoscope et bras), le jacobien pour un instrument est de dimensions 6×5 . Au mieux nous pouvons espérer commander la position de l'instrument tout en garantissant 2 orientations sur 3. Il serait intéressant d'étudier les capacités d'orientation du système. Néanmoins, dans un premier temps, la priorité a été mise sur le positionnement de l'instrument sans considérer son orientation.

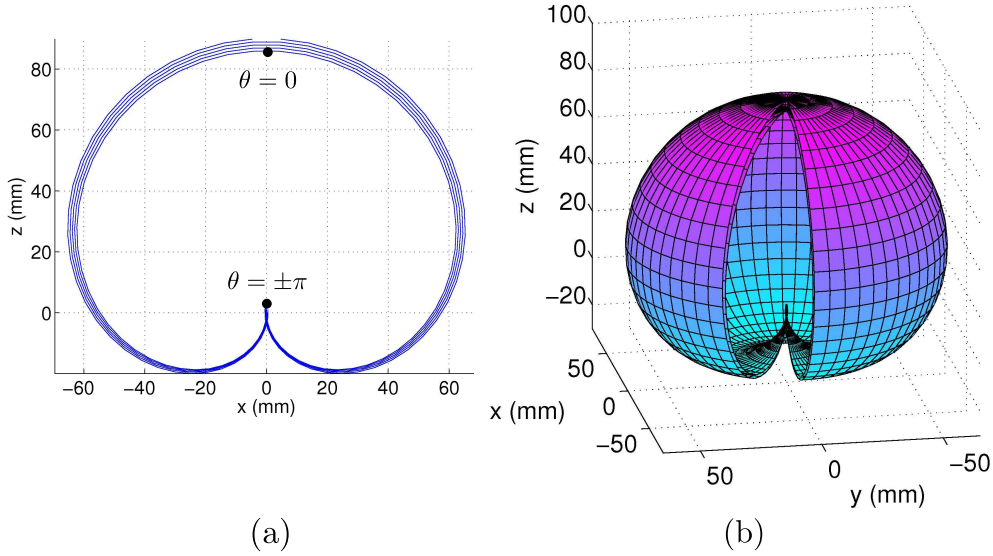


FIG. 2.23 – (a) Espace de travail dans le plan de courbure pour différentes valeurs de I (b) Surface de travail pour $I = 0$

2.5.1 Espace de travail en position d'une section flexible

En faisant varier θ de $-\pi$ à π , on peut observer l'évolution de la position de l'extrémité de la section flexible dans son plan de courbure. $\theta = 0$ correspond à la configuration tendue, tandis que $\theta = \pm\pi$ amène l'extrémité distale en contact avec la base de la section (cf. figure 2.23).

L'ajout de l'angle φ permet de faire évoluer la courbe précédente dans l'espace 3D. Pour $\theta \in [-\pi; \pi]$ et $\varphi \in [0; 2\pi]$, le modèle géométrique permet de générer la surface des points atteignables de la figure 2.23. La translation de l'instrument en sortie de la section flexible permet de "gonfler" la surface.

2.5.2 Singularités du système

L'analyse des singularités peut être menée à travers l'analyse de la matrice jacobienne et de son déterminant. La matrice \mathbf{J}_1 étant toujours régulière, l'étude se limite à la matrice \mathbf{J}_0 et plus précisément aux 3 premières lignes puisque nous ne considérons pas l'orientation de l'instrument. Pour $k \neq 0$, le déterminant D de la matrice \mathbf{J}_0 réduite s'écrit

$$D = -\frac{1}{k^3}(c(kL) - 1 - Iks(kL))(c(kL) - 1 - ILk^2). \quad (2.48)$$

Pour que le déterminant s'annule il suffit que l'un des facteurs du produit s'annule :

$$c(kL) - 1 - Iks(kL) = 0 \quad \text{ou} \quad c(kL) - 1 - ILk^2 = 0, \quad (2.49)$$

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

ce qui conduit, pour une valeur quelconque $k \neq 0$, à

$$I = \frac{c(kL) - 1}{Lk^2} < 0 \quad \text{ou} \quad I = \frac{c(kL) - 1}{ks(kL)} < 0 \quad (2.50)$$

En tenant compte de l'hypothèse selon laquelle $I \geq 0$ ($I \leq 0$ correspondrait à un instrument qui "rentre" à l'intérieur du canal, ce qui ne présente aucun intérêt), le déterminant ne peut pas s'annuler sur la plage de variation des coordonnées articulaires.

Pour $k = 0$, on obtient le déterminant D' suivant

$$D' = \frac{1}{r^2} \left(I + \frac{L}{2} \right)^2 \quad (2.51)$$

qui pour les mêmes raisons que précédemment, est toujours strictement positif. Ces résultats sont illustrés par le graphique de la figure 2.24. Une section flexible avec instrument

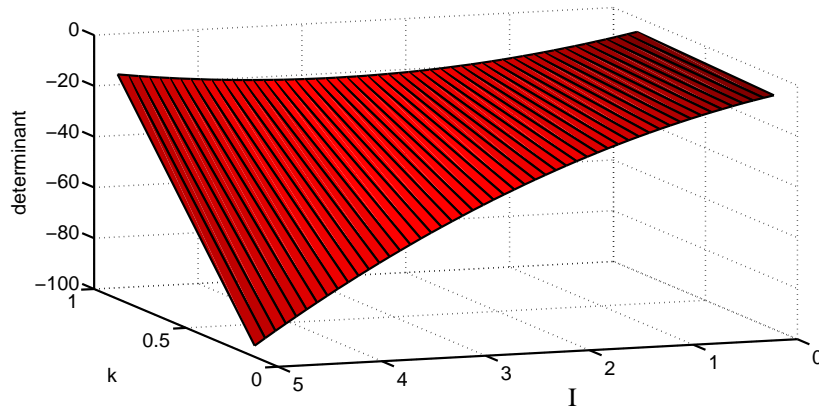


FIG. 2.24 – Valeurs du déterminant du jacobien d'une section flexible avec instrument en fonction des variables articulaires de courbure k et de translation I

ne présente donc pas de singularité cinématique si ce n'est en bordure de l'espace de travail en raison des limitations mécaniques du système.

Chaque chaîne arborescente du robot est constituée de 2 sections flexibles en série. La matrice jacobienne complète \mathbf{J} est une matrice 3×5 constituée de la matrice jacobienne de l'endoscope \mathbf{J}_e et de la matrice \mathbf{J}_0 réduite :

$$\mathbf{J} = [\mathbf{J}_e \quad \mathbf{J}_0] . \quad (2.52)$$

Le rang de \mathbf{J} est égal à l'ordre du plus grand mineur non nul. Par conséquent, $\text{rang}(\mathbf{J}) = \text{rang}(\mathbf{J}_0) = 3$. Pour toute position du système, l'instrument peut se déplacer dans toutes les directions de l'espace.

2.5.3 Surface de coopération entre les instruments

Une fois l'espace de travail identifié pour un bras, nous nous sommes intéressés à l'interaction entre les espaces de travail des 2 bras. En effet, les bras seront amenés à coopérer pour réaliser diverses tâches, il est donc important de s'assurer que l'espace de coopération des bras soit le plus grand possible. Les dimensions de cet espace dépendent principalement de l'angle de triangulation ψ . Les paramètres suivants ont été fixés lors de la conception du système :

- $L_B = 35mm$
- $I_B \in [0; 5]mm$
- $\gamma = \pi$, ce qui signifie que les bras sont diamétralement opposés par rapport à la caméra.

L'angle ψ a pour effet d'écarter les bras de la tête de l'endoscope. Plus ψ est grand, plus la triangulation entre les instruments est importante. Une étude menée par le Dr. Chandra de l'institut de laparoscopie de New Delhi [Cha08] a montré que la position la plus confortable pour le chirurgien correspondait à une triangulation des instruments de 60° . Dans le cas de la chirurgie endoscopique, la triangulation des instruments ne se répercute pas directement sur la posture du chirurgien. Il faut donc un autre critère pour évaluer l'impact de l'angle ψ sur la réalisation d'une tâche chirurgicale.

Une étude clinique comparative pourrait être menée afin d'évaluer le temps de réalisation d'une tâche chirurgicale donnée avec différents angles de triangulation. Nous nous limiterons ici à l'observation de l'influence de ψ sur le comportement du système et plus précisément sur la coopération entre les instruments. L'angle ψ a surtout pour effet de modifier la position et le déplacement des bras le long de la direction $\overrightarrow{O_c O_B}$ (cf. section 2.4.5). Nous restreindrons donc l'étude de l'espace de coopération à la surface contenue dans le plan $(O_\alpha; \vec{i}_\alpha; \vec{k}_\alpha)$, comme le montre la figure 2.25. Cette aire est calculée numériquement comme étant la surface délimitée par l'intersection des trajectoires extrémales pour I_B minimum et maximum (représentées en traits épais sur la figure 2.25). Un critère supplémentaire, définissant la distance minimale à la caméra (3mm), permet de fermer le périmètre de la surface si nécessaire. L'aire de la surface de coopération ainsi obtenue peut être approximée par l'aire du polygone défini par les points d'intersection des trajectoires externes et représentés par des croix sur la figure 2.25. En faisant varier ψ de 0 à 50° par pas de 1° , on obtient une surface maximale pour un angle $\psi = 12^\circ$ (cf. figure 2.26).

2.5.4 Conclusion

Le robot tel qu'il est présenté dans ce chapitre est une preuve de concept constituée de plusieurs segments continus présentant la même cinématique. Le modèle du système établi permet, sous certaines hypothèses, de représenter une section continue par une chaîne cinématique discrète et ainsi de travailler avec les matrices homogènes issues de la convention de Denavit-Hartenberg. Cette modélisation présente l'avantage d'être modulable. En effet, quelle que soit la configuration nécessaire à la réalisation d'une tâche chirurgicale, un modèle du système peut être obtenu en combinant les éléments de mo-

CHAPITRE 2. CONCEPTION ET MODÉLISATION

délimitation initiaux. La modélisation repose sur plusieurs hypothèses simplificatrices et introduit de nombreux paramètres géométriques. Certains de ces paramètres pourront être fixés et connus lors de la conception des prototypes suivants. Actuellement, l'ensemble des paramètres géométriques étant modifiables, il est nécessaire de les identifier avant toute utilisation du modèle.

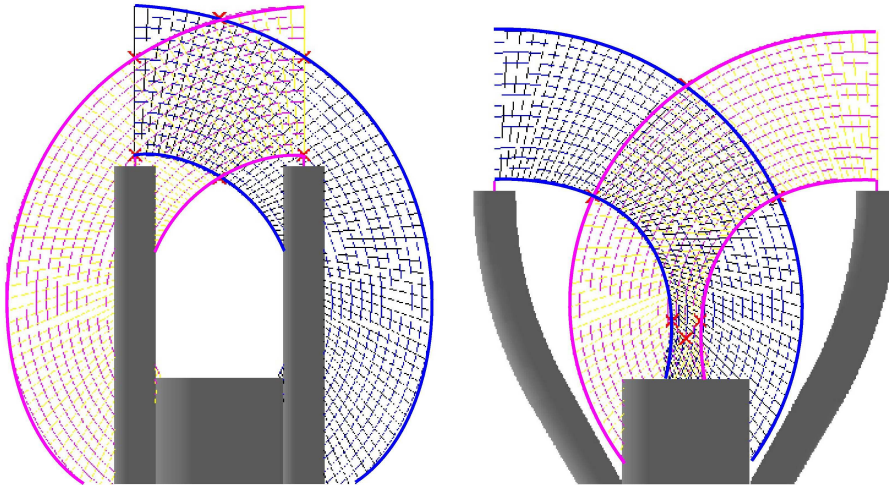


FIG. 2.25 – Optimisation de l'aire de coopération pour un angle $\psi = 0^\circ$ à gauche et $\psi = 30^\circ$ à droite.

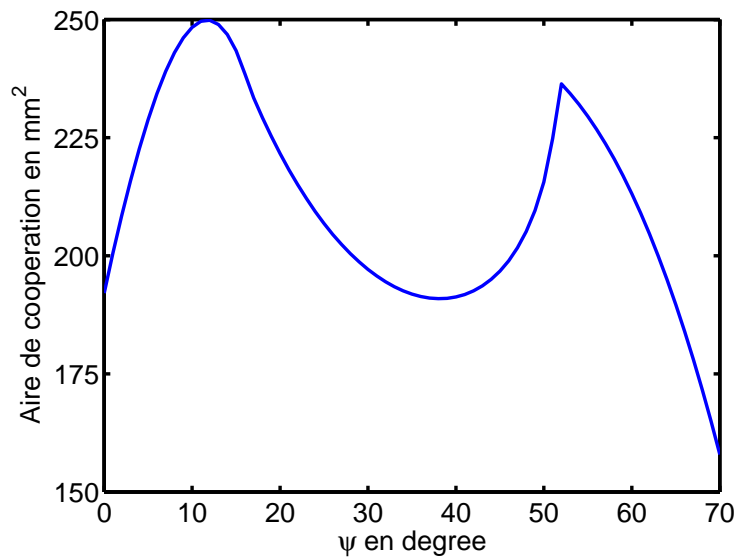


FIG. 2.26 – Évolution de la surface de coopération en fonction de l'angle de triangulation

Chapitre 3

Commande en position cartésienne

Sommaire

3.1	Étude du dispositif expérimental	58
3.1.1	Système d'acquisition des mesures	58
3.1.2	Description du dispositif expérimental	59
3.1.3	Validation du modèle géométrique	62
3.2	Calibration du système	65
3.2.1	Estimation de la position cartésienne de l'instrument	65
3.2.2	Estimation des paramètres géométriques invariants du proto- type endoscopique	70
3.2.3	Estimation de l'orientation des câbles actionnant le bras B θ_{zB} .	71
3.2.4	Précision des mesures	72
3.3	Effet des incertitudes de modélisation sur la commande	73
3.4	Commande de la position cartésienne de l'instrument en boucle fermée	76
3.4.1	Schéma et principes de commande	76
3.4.2	Expérimentations sur le prototype de laboratoire	79
3.4.3	Ajout d'un terme d'anticipation	80
3.4.4	Conclusion	81

Un des objectifs de la robotisation du système endoscopique est de rendre sa manipulation plus simple pour l'utilisateur. En effet, commander le déplacement de l'instrument en agissant indépendamment sur chacun des degrés de liberté disponibles ne résout pas tous les problèmes d'une utilisation manuelle. Il reste à l'utilisateur à combiner les mouvements articulaires pour obtenir le mouvement souhaité. Un intérêt possible d'une assistance robotique réside dans la prise en charge de l'ensemble des mobilités pour obtenir la position cartésienne finale désirée.

Le système développé offre huit degrés de liberté que le chirurgien peut combiner à sa guise pour réaliser la tâche chirurgicale. Une fois le système introduit dans le corps du patient et correctement positionné, seuls les bras et les instruments sont utilisés pour interagir avec l'environnement. C'est pourquoi la suite du travail se focalisera sur la commande des 3 degrés de liberté liés à un des bras avec un instrument tandis que les degrés de liberté de l'endoscope pourront être utilisés pour des tâches annexes comme le repositionnement de la caméra ou la compensation de mouvements physiologiques [ONZdM08]. Par ailleurs, les seules informations dont dispose le chirurgien pour s'orienter une fois dans le corps du patient, proviennent de la caméra endoscopique. Il semble donc cohérent de définir la position de l'instrument par rapport à la caméra et ainsi d'attacher le repère de référence au repère de la caméra. L'objectif de ce chapitre est de commander la position cartésienne de l'instrument dans le repère attaché à la caméra, \mathcal{R}_c .

3.1 Étude du dispositif expérimental

3.1.1 Système d'acquisition des mesures

Sur les robots manipulateurs discrets, le déplacement de chaque articulation est mesuré grâce à des capteurs intégrés à l'actionnement tels que des codeurs ou des potentiomètres. Il est ensuite possible d'en déduire la position de l'organe terminal via le modèle géométrique direct du robot. Les robots continus flexibles, dont l'actionnement est déporté, présentent des mouvements beaucoup plus difficiles à mesurer et en particulier une forme globale dont l'évaluation reste délicate. Par ailleurs, la mesure de la position de l'extrémité des sections flexibles actionnées est un élément déterminant du développement de ce type de robot. En effet, elle est indispensable à la validation des modèles établis, à l'estimation des paramètres inconnus du modèle ou encore à l'évaluation des performances des lois de commande implémentées.

Le choix du capteur est soumis à de nombreuses contraintes. Si l'évaluation de la forme globale de la section flexible est un plus considérable, peu de capteurs permettent de le faire. A notre connaissance, trois entreprises, Measurand Inc. [Mea], TFT-FOS [TFT] et Luna Innovation [Lun] (brevet déposé [CGD⁺06]), proposent actuellement des fibres optiques avec réseau de Bragg permettant de reconstruire la forme tridimensionnelle de l'objet auquel elles sont attachées. Cette mesure repose sur la variation de la réfraction lumineuse à l'intérieur de la fibre optique engendrée par la déformation de l'objet. La forme 3D est ensuite estimée à l'aide d'un modèle. Depuis 2007, Luna Innovations travaille en partenariat avec Intuitive Surgical pour l'intégration des capteurs optiques au matériel médical. Malheureusement, ces capteurs n'ont pas pu être envisagés en raison de leur taille trop imposante, de leur coût trop élevé ou encore de leur fréquence d'acquisition trop faible. On pourrait également envisager de mesurer la forme d'une section continue en se basant sur une mesure des contraintes de déformation. Cependant, cette méthode manque de précision, en particulier sur les systèmes de taille réduite, car elle repose sur des modèles qui peuvent être incomplets ou simplifiés [YNHF10]. Une autre

3.1. ÉTUDE DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

solution possible est d'évaluer la forme d'un objet en deux ou trois dimensions à l'aide d'une mesure non plus interne mais externe, par exemple à l'aide de caméras. I. Walker et al., dans [HW05] et [CBDW04], ont proposé de reconstruire la configuration plane puis tridimensionnelle de leur trompe d'éléphant robotique à l'aide d'une seule caméra et de marqueurs. Mais les occlusions possibles des marqueurs en limitent l'application, et les auteurs concluent à la nécessité d'un système avec plusieurs caméras. Dans ce domaine, on peut citer les travaux présentés dans [CRRI10], où la forme des tubes pré-courbés qui constituent le robot est estimée à l'aide d'un système de stéréo-vision, et dans [CLCS08], où la configuration 3D d'un cathéter est reconstruite à l'aide de 3 caméras.

A défaut d'estimer la forme globale du robot, il est aussi envisageable de mesurer la position de l'extrémité à l'aide de la vision. Dans un premier temps, nous avons utilisé un système de stéréovision combiné à des marqueurs afin de mesurer la position de l'extrémité du bras dans le repère lié à la base de l'endoscope. Le dispositif expérimental est présenté sur la figure 3.1. De même que pour les systèmes de mesure par vision cités

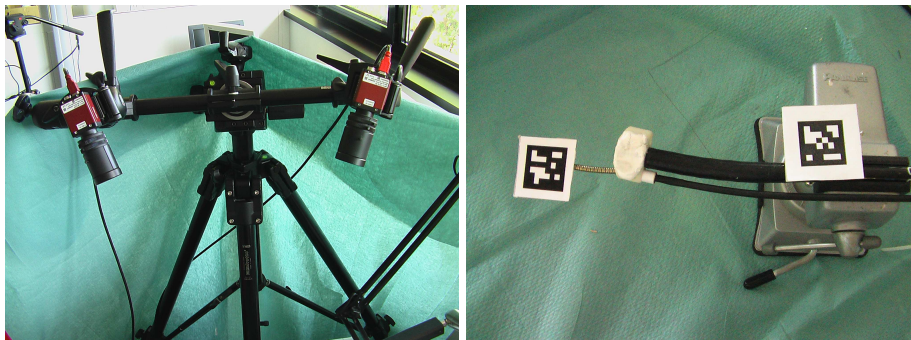


FIG. 3.1 – Système de mesure par stéréovision

précédemment, une mesure extérieure de ce type n'est plus utilisable une fois le robot endoscopique introduit dans le corps du patient. Il faudrait alors embarquer la stéréovision dans la tête de l'endoscope pour espérer avoir l'information sur la forme des bras, comme sur le prototype endoscopique proposé par K. Xu et al. dans [XGD⁺09].

Finalement, notre choix s'est porté sur la mesure électromagnétique Aurora de la société NDI [NDI] qui semble répondre correctement à nos besoins. Y. Ganji et al. ont aussi choisi cette solution pour valider leur modèle de cathéter actif dans [GJS09]. Ce système de mesure présente l'avantage d'être peu encombrant et facilement intégrable. De plus, la société NDI propose des capteurs compatibles avec le milieu médical qui pourraient, à long terme, être intégrés au système endoscopique.

3.1.2 Description du dispositif expérimental

Le système de mesure Aurora se compose d'un générateur de champ magnétique, de capteurs sous forme de petits solénoïdes d'une longueur d'environ 10mm et de 1mm de

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

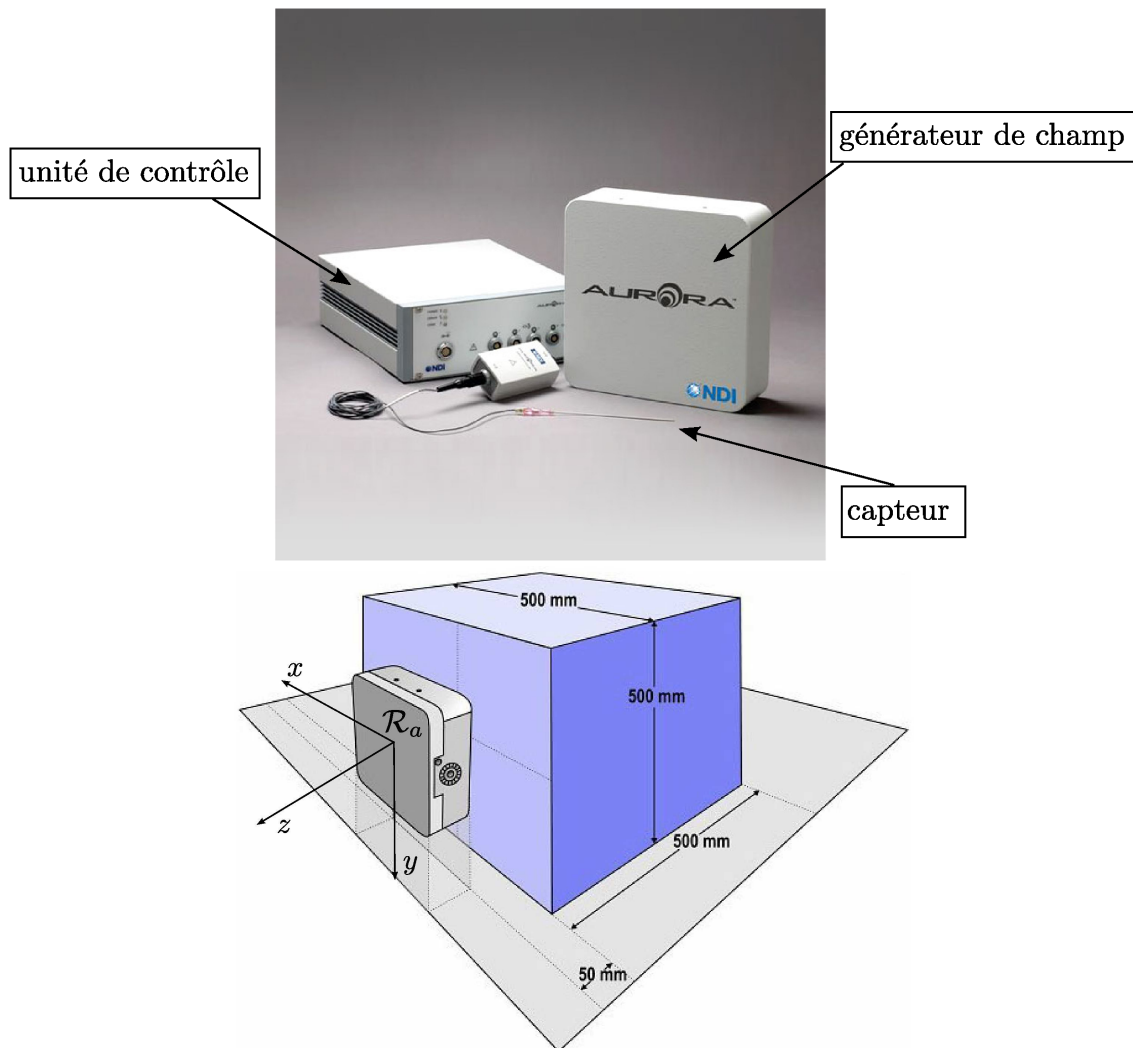


FIG. 3.2 – Système de mesure magnétique Aurora

diamètre et d'une unité de contrôle qui relie les éléments précédents à un ordinateur de commande.

Le système possède un volume de mesure cubique de 50cm de coté accolé au générateur et visible sur la figure 3.2. Lorsqu'un capteur est placé dans le volume de mesure, l'unité de contrôle détermine la position de son centre ainsi que l'orientation de son axe principal (figure 3.3). NDI propose des capteurs à 5 degrés de liberté ou à 6 degrés de liberté permettant la mesure de la rotation du capteur autour de son axe. La position du capteur est donnée par un vecteur en mm. La précision théorique fournie par le constructeur est de 0.9mm. L'orientation est donnée sous forme de quaternion, la précision étant de 0.3° . Les mesures sont exprimées dans le repère du générateur, \mathcal{R}_a . En utilisant au plus 4 capteurs, le système Aurora a un taux de rafraîchissement maximal des mesures de 40Hz et introduit un retard de 75ms.

3.1. ÉTUDE DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

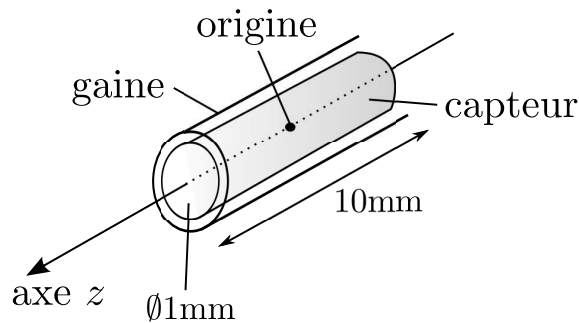


FIG. 3.3 – Schéma d'un capteur Aurora

Étant donné que le système nécessite la mesure d'un champ magnétique, il est nécessaire de vérifier la compatibilité des matériaux du système endoscopique, au risque de fausser la mesure. Différents métaux et alliages sont compatibles avec l'Aurora. Toutefois, afin de nous assurer de la validité de nos mesures, nous avons effectué une série d'expériences comparatives. Nous avons mesuré la position des capteurs Aurora avec et sans le système endoscopique dans le champ de mesure et n'avons pas constaté de variation des résultats.

Afin de pouvoir à terme exprimer la position de l'instrument dans le repère de la caméra endoscopique, nous avons placé 3 capteurs à 5 degrés de liberté sur le prototype robotique : un capteur c_1 à la base de l'endoscope, un capteur c_2 à l'extrémité de l'endoscope et un capteur c_3 à l'extrémité du bras. Le dernier capteur n'a pu être embarqué directement sur l'instrument en raison de sa taille et de son poids trop important. L'axe \vec{z} de chaque capteur (\vec{z}_1 , \vec{z}_2 et \vec{z}_3) est orienté selon la tangente à la courbure de la section flexible à laquelle il est attaché. Le dispositif expérimental est présenté à la figure 3.4.

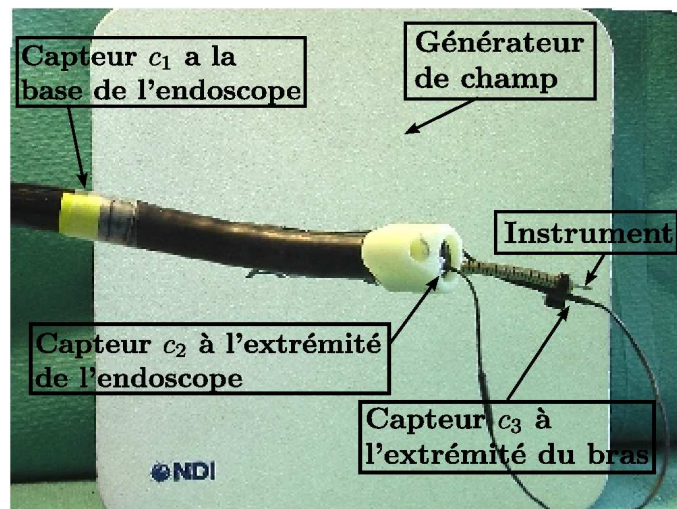


FIG. 3.4 – Prototype endoscopique muni des 3 capteurs Aurora

3.1.3 Validation du modèle géométrique

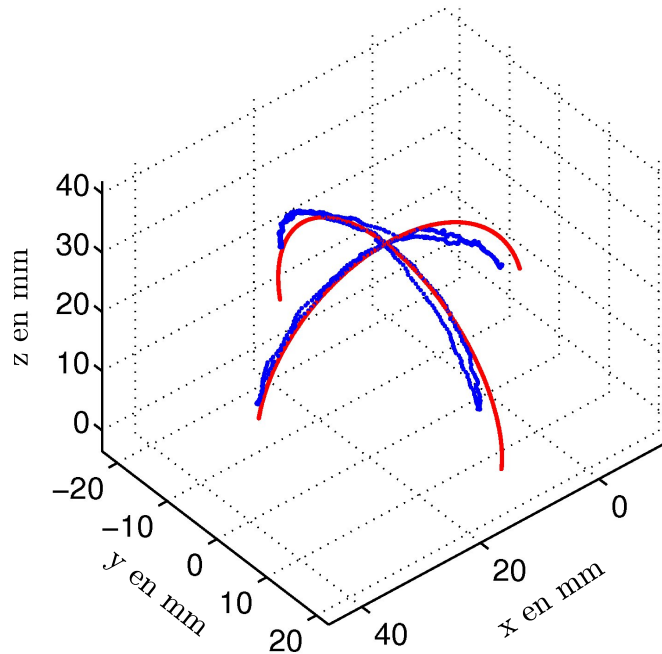


FIG. 3.5 – Représentation 3D des positions du bras mesurées (en bleu) et simulées (en rouge)

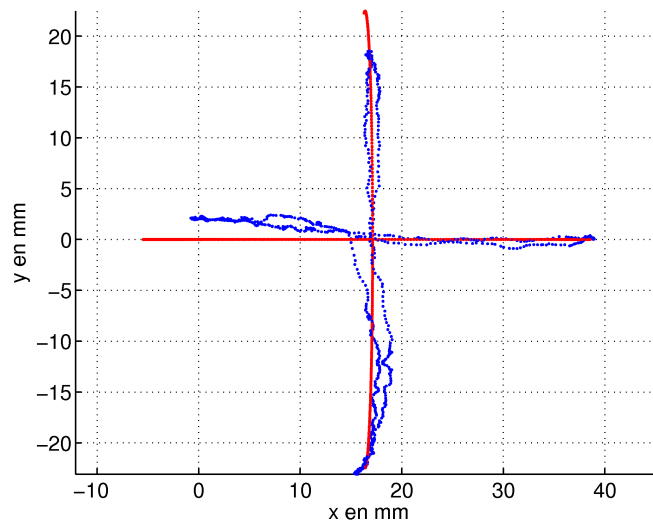


FIG. 3.6 – Positions du bras mesurées (en bleu) et simulées (en rouge) dans le plan (xy)

Lors de la modélisation, un certain nombre d'hypothèses simplificatrices ont été posées. Afin de comparer le modèle proposé au fonctionnement réel d'une section flexible,

3.1. ÉTUDE DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

nous avons effectué des aller-retours d'une butée à l'autre, dans les deux directions principales de déflexion du bras. Nous avons mesuré la position cartésienne de l'extrémité du bras dans le repère \mathcal{R}_c à l'aide du capteur Aurora c_3 et de la reconstruction présentée dans la section suivante. Nous avons confronté les mesures aux trajectoires obtenues à partir du modèle géométrique établi dans le chapitre 2. Les résultats sont présentés sur les figures 3.5 et 3.6.

La distance moyenne entre la surface de l'espace de travail mesurée et obtenue par le modèle est de 1.3mm avec un écart type de 0.8mm et une erreur maximale de 3.5mm. L'erreur maximale est mesurée pour une courbure très importante de la section flexible. Dans cette situation, il est probable que la courbure ne soit plus uniforme ou que la torsion ne soit plus négligeable contrairement aux hypothèses de modélisation posées dans le chapitre 2. Toutefois, le modèle offre une bonne approximation du comportement d'une section flexible autour des positions d'utilisation courantes.

En revanche, si on s'intéresse à l'erreur point à point, alors l'erreur moyenne est de 12.6mm avec un écart type de 9mm et une distance maximale de 34.8mm. Cette dégradation de la prédiction par rapport à la mesure est essentiellement due aux fortes non-linéarités auxquelles est soumis le système et qui n'ont pas été prises en compte dans le modèle géométrique. Les non-linéarités sont localisées au niveau de la transmission entre la rotation du moteur et la configuration de la section flexible.

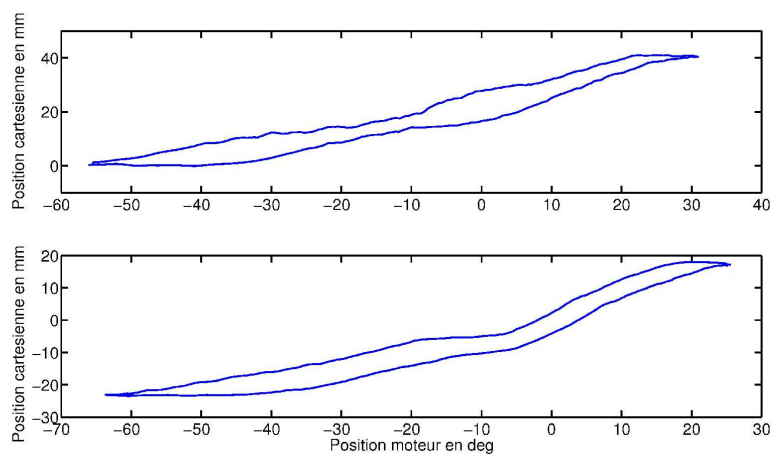


FIG. 3.7 – Caractéristique statique d'un bras pour chaque direction principale.

La figure 4.1 montre la caractéristique statique mesurée entre la position des moteurs et la position cartésienne du bras dans le plan de la trajectoire. Les courbes ont une forme d'hystérésis. Lorsque la vitesse de rotation du moteur est inversée, le bras n'est pas entraîné tant que le moteur n'a pas traversé une zone morte. La largeur angulaire maximale des zones-mortes relevée sur chacun des axes moteurs est d'environ 20° . On constate aussi la présence de zones dans lesquelles la vitesse du bras s'annule sans changement de sens du moteur. Puisqu'à une position cartésienne donnée peuvent correspondre plusieurs

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

positions moteurs, les positions codeurs ne sont pas des données fiables pour estimer la position cartésienne de l'instrument.

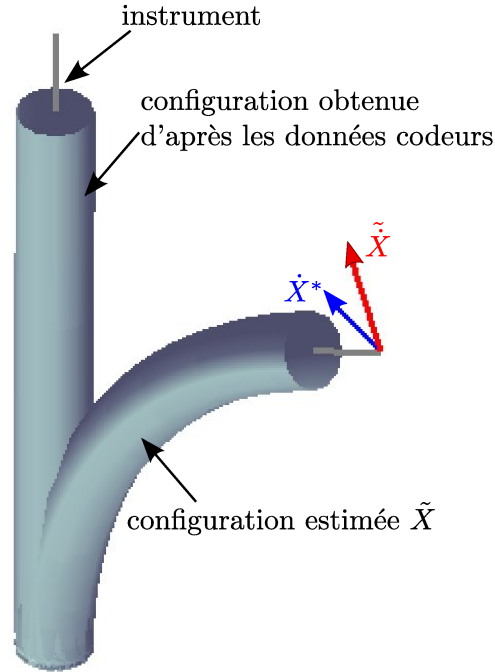


FIG. 3.8 – Visualisation 3D d'une section flexible. La vitesse cartésienne souhaitée est comparée à la vitesse réellement obtenue en raison des non-linéarités.

Nous pouvons également étudier l'effet des erreurs sur l'évaluation du jacobien. Pour illustrer l'erreur induite par les non-linéarités sur le jacobien, on définit \mathbf{q}_B le vecteur articulaire donné par les codeurs et $\tilde{\mathbf{q}}_B$ le vecteur articulaire correspondant à l'estimation de la configuration réelle de la section flexible $\tilde{\mathbf{X}}$. Le vecteur des vitesses articulaires permettant d'obtenir la vitesse opérationnelle de l'instrument désirée $\dot{\mathbf{X}}^*$, est calculé à l'aide de la matrice jacobienne et des données codeurs

$$\dot{\mathbf{q}}_B = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}_B)\dot{\mathbf{X}}^*. \quad (3.1)$$

En réalité, les vitesses articulaires obtenues seront appliquées au système dans la configuration $\tilde{\mathbf{X}}$, ce qui entraînera un déplacement selon

$$\tilde{\dot{\mathbf{X}}} = \mathbf{J}(\tilde{\mathbf{q}}_B)\dot{\mathbf{q}}_B \quad (3.2)$$

et non selon $\dot{\mathbf{X}}^*$ initialement prévu. L'erreur d'orientation entre les vitesses cartésiennes souhaitée et effective (appliquée à la configuration réelle du bras) est donnée par

$$\tilde{\dot{\mathbf{X}}} = \mathbf{J}(\tilde{\mathbf{q}}_B)\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}_B)\dot{\mathbf{X}}^* \quad (3.3)$$

et est illustrée sur la figure 3.8.

Pour une zone-morte d'une largeur de 20° sur q_{B1} et de 10° sur q_{B2} , l'erreur d'orientation pour une vitesse opérationnelle donnée varie de 1.4° à 178.6° . Les données codeurs ne peuvent pas être utilisées pour évaluer la matrice jacobienne au risque d'orienter le déplacement dans la mauvaise direction et de déstabiliser le système. Par conséquent, le système ne pourra pas être commandé en boucle ouverte à partir des positions fournies par les moteurs. Il est donc nécessaire de coupler une mesure extéroceptive avec le modèle géométrique afin de pouvoir corriger les erreurs de positionnement et de direction. Le capteur Aurora sera utilisé à cet effet.

3.2 Calibration du système

Avant de pouvoir utiliser le système, il est nécessaire d'identifier les paramètres du modèle qui n'ont pas pu être mesurés avec les outils de mesure classiques. De plus la commande de l'instrument dans le repère attaché à la caméra va nécessiter la mesure de la position cartésienne du bras dans \mathcal{R}_c , afin d'évaluer les performances des stratégies implémentées. L'ensemble de ces mesures peut être réalisé par le système Aurora. Toutefois, un recalage préalable doit être effectué entre le repère du système Aurora \mathcal{R}_a et le repère attaché à la caméra endoscopique \mathcal{R}_c . Dans la suite de cette section, nous décrivons les étapes de calibration du prototype endoscopique permettant d'obtenir la matrice de passage M_{ac} et les différents paramètres géométriques.

3.2.1 Estimation de la position cartésienne de l'instrument

Le système Aurora fournit les positions des capteurs dans son propre repère. L'objectif étant de commander la position de l'instrument dans le repère attaché à la caméra \mathcal{R}_c , un recalage est nécessaire pour établir la transformation entre le repère du système Aurora \mathcal{R}_a et \mathcal{R}_c . Nous nous intéressons essentiellement aux problèmes liés à la commande de l'instrument. Afin d'éviter les problèmes liés au traitement d'image, le repère \mathcal{R}_c est attaché au capteur c_2 . Cette approche nous permet dans un premier temps de valider les stratégies de commande présentées par la suite.

La reconstruction de la position de l'instrument dans le repère \mathcal{R}_c que nous proposons a pour objectif d'affranchir l'estimation de la position cartésienne du modèle géométrique direct et des erreurs de modélisation. Ce recalage s'effectue en 3 étapes. Étant donné que l'orientation des repères du modèle est définie par le repère de base de l'endoscope, lui-même établi en fonction des câbles, il faut dans un premier temps identifier leurs positions. Cette étape de calibration nous permettra d'établir la transformation entre le repère \mathcal{R}_a et le repère de base de l'endoscope, \mathcal{R}_e . La deuxième étape consiste à déterminer la position et l'orientation du repère caméra sans avoir recours au modèle géométrique, c'est-à-dire à calculer la matrice de transformation entre le repère caméra et le repère Aurora à tout instant. Enfin, comme les capteurs Aurora sont trop volumineux pour être placés directement à l'extrémité de l'instrument, la dernière étape calculera la position de l'extrémité

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

de l'instrument dans le repère Aurora. L'ensemble des matrices de transformation étant connu au terme des étapes précédentes, la position de l'instrument dans le repère caméra sera finalement obtenue. Nous détaillons maintenant ces différentes étapes.

Étape 1 : calibration du repère de base de l'endoscope

Cette étape utilise les capteurs c_1 et c_2 . Le repère \mathcal{R}_e est centré sur c_1 . L'origine du repère \mathcal{R}_e dans \mathcal{R}_a , aO_e , est donnée par la position du capteur. Il reste à déterminer l'orientation des axes \vec{i}_e , \vec{j}_e et \vec{k}_e de ce même repère. Pour ce faire, il faut identifier la position des câbles autour de l'endoscope. D'abord, l'endoscope est placé en configuration tendue. Cette configuration est obtenue en maximisant manuellement la distance entre c_1 et c_2 .

On actionne ensuite successivement les 2 moteurs de l'endoscope afin d'effectuer des aller-retours selon les deux directions de déplacement principales depuis la configuration tendue. On obtient ainsi les trajectoires du capteur c_2 exprimées dans le repère \mathcal{R}_a (cf. figure 3.9). On cherche ensuite les plans moyens, Π_1 et Π_2 , auxquels appartiennent les positions de c_2 résultant des déplacements des moteurs 1 et 2. L'équation des plans est obtenue en optimisant la distance de chaque point au plan par une méthode des moindres carrés. On en déduit la normale \vec{n}_1 au plan Π_1 et \vec{n}_2 la normale au plan Π_2 .

Par convention l'axe \vec{i}_e du repère de base de l'endoscope est orienté selon le câble 1 de telle sorte qu'il corresponde à un mouvement positif du moteur 1. Sa direction est donc donnée par \vec{n}_2 . L'axe \vec{j}_e est orienté de manière similaire sur le câble 2 et sa direction est donnée par \vec{n}_1 . Le capteur c_1 est un capteur dont la position reste fixe. L'orientation de l'axe \vec{z}_1 est constante et tangente à la courbure de l'endoscope en aO_e . On a donc directement

$$\vec{k}_e = \vec{z}_1 \quad (3.4)$$

avec

$${}^a\mathbf{z}_1 = \begin{bmatrix} 2q_{x1}q_{z1} + 2q_{y1}q_1 \\ 2q_{y1}q_{z1} - 2q_{x1}q_1 \\ 1 - 2q_{x1}^2 - 2q_{y1}^2 \end{bmatrix}, \quad (3.5)$$

où $\mathbf{Q}_1 = [q_{r1} \ q_{x1} \ q_{y1} \ q_{z1}]^T$ est le quaternion normé du capteur c_1 donné par le système Aurora.

En raison du bruit de mesure et des erreurs d'initialisation de la position de l'endoscope, les axes \vec{i}_e et \vec{j}_e ne sont pas exactement orthogonaux. L'axe \vec{k}_e étant directement issu de la mesure, il présente moins d'erreur que l'estimation des autres axes. En utilisant en plus la normale qui a été obtenue avec l'erreur résiduelle la plus faible lors de l'optimisation du plan, l'orientation des axes \vec{i}_e et \vec{j}_e est corrigée de telle sorte que le repère final soit orthonormé :

$$\vec{j}_e = \frac{\vec{k}_e \wedge \vec{n}_i}{\|\vec{k}_e \wedge \vec{n}_i\|} \quad \text{et} \quad \vec{i}_e = \frac{\vec{j}_e \wedge \vec{k}_e}{\|\vec{j}_e \wedge \vec{k}_e\|}. \quad (3.6)$$

où $i \in \{1, 2\}$ désigne le choix de la normale avec la plus petite erreur résiduelle. Finalement la transformation entre le repère \mathcal{R}_a et le repère de base de l'endoscope \mathcal{R}_e est donnée par :

$$M_{ae} = \begin{bmatrix} \vec{i}_e & \vec{j}_e & \vec{k}_e & {}^a\mathbf{O}_e \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Le résultat de l'étape de calibration est visible sur la figure 3.9.

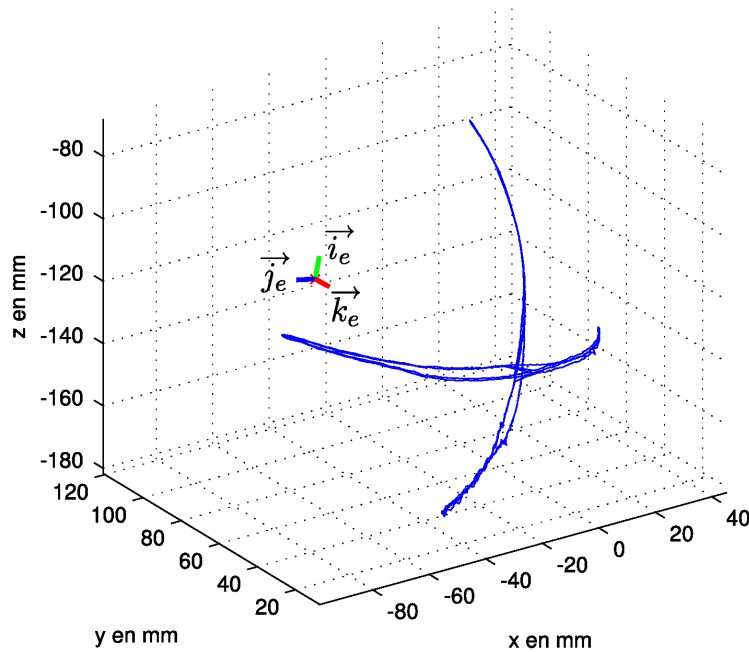


FIG. 3.9 – Identification du repère \mathcal{R}_e

Étape 2 : transformation entre le repère Aurora et le repère caméra

Grâce à la première étape, nous avons une estimation de la position des câbles dans l'endoscope et donc de l'orientation du repère de base. Lorsque l'endoscope est tendu, le repère de la caméra, noté $\mathcal{R}_{c'}$ dans cette configuration particulière, est obtenu par une translation du repère de base de $(L + l)\vec{k}_e$. On a donc :

$$M_{ac'} = M_{ae} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{I}_{3 \times 3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & L + l \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.8)$$

Pour être capable d'identifier la transformation, M_{ac} , entre le système Aurora et la caméra quelle que soit la configuration de l'endoscope, il faut que l'axe du capteur à

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

l'extrémité de l'endoscope soit orienté selon la tangente à la courbure. En utilisant la même formule que (3.5), le quaternion $\mathbf{Q}_2 = [q_{r2} \ q_{x2} \ q_{y2} \ q_{z2}]^T$ associé au capteur c_2 et normé, nous renseigne sur l'orientation de l'axe capteur \vec{z}_2 dans le repère \mathcal{R}_a . Sa position permet de mesurer la translation à tout instant

$$\mathbf{T}_{ac} = \overrightarrow{O_a O_2}. \quad (3.9)$$

D'après l'hypothèse selon laquelle la section flexible ne subit pas de torsion (cf. hypothèse 3 chapitre 2 section 2.4.1), la transformation entre l'axe $\vec{k}_{c'}$ et l'axe capteur \vec{z}_2 dans le repère \mathcal{R}_a est une combinaison de 2 rotations autour des axes $\vec{i}_{c'}$ et $\vec{j}_{c'}$. Cette transformation s'applique aussi aux vecteurs $\vec{i}_{c'}$ et $\vec{j}_{c'}$ pour obtenir \vec{i}_c et \vec{j}_c dans le repère \mathcal{R}_a . Il suffit donc d'identifier la rotation entre $\vec{k}_{c'}$ et \vec{z}_2 pour connaître \mathbf{R}_{ac} . Les différents repères sont représentés sur le schéma de la figure 3.10.

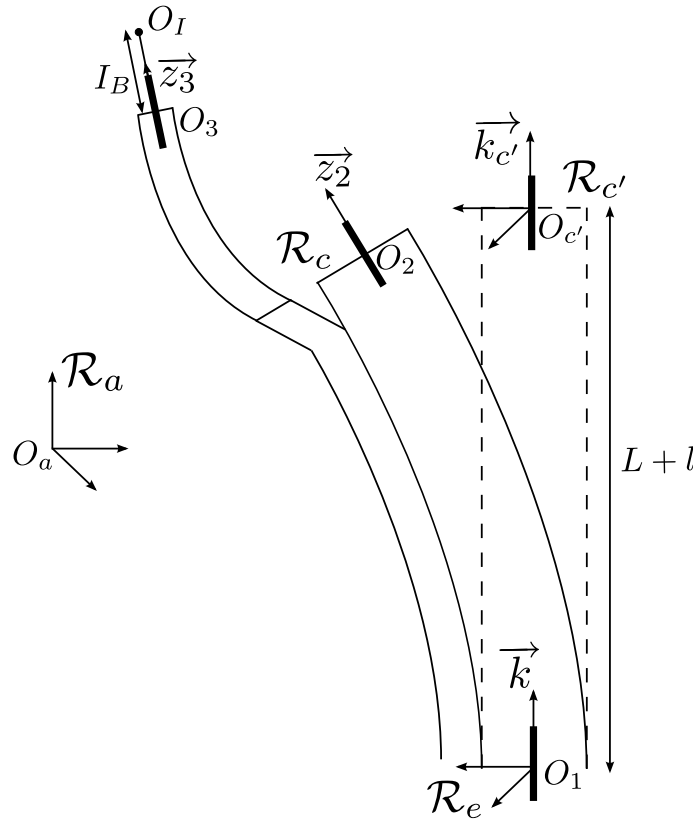


FIG. 3.10 – Description des repères pour le recalage du repère Aurora \mathcal{R}_a avec le repère caméra \mathcal{R}_c

Des coordonnées des vecteurs $\vec{k}_{c'}$ et \vec{z}_2 dans \mathcal{R}_a , on peut déduire l'axe de rotation \vec{u}_2 et l'angle de rotation θ_2 :

$$\vec{u}_2 = \frac{\vec{k}_{c'} \wedge \vec{z}_2}{\|\vec{k}_{c'} \wedge \vec{z}_2\|} \quad (3.10)$$

$$\theta_2 = \arccos\left(\frac{\vec{k}_{c'} \cdot \vec{z}_2}{\|\vec{k}_{c'}\| \|\vec{z}_2\|}\right). \quad (3.11)$$

Une fois les coordonnées de l'axe de rotation exprimées dans le repère $\mathcal{R}_{c'}$ par la relation

$${}^{c'}\mathbf{u}_2 = \mathbf{R}_{c'a} \cdot {}^a\mathbf{u}_2 = \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix}, \quad (3.12)$$

on peut calculer la matrice de rotation $\mathbf{R}_{c'c}$ en utilisant la formule de Rodrigues :

$$\mathbf{R}_{c'c} = \mathbf{I}_{3 \times 3} + \sin(\theta_2)\mathbf{AS}({}^{c'}\mathbf{u}_2) + (1 - \cos(\theta_2))\mathbf{AS}({}^{c'}\mathbf{u}_2)^2. \quad (3.13)$$

On en déduit :

$$\mathbf{M}_{ac} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{ac'}\mathbf{R}_{c'c} & \mathbf{T}_{ac} \\ \mathbf{O}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.14)$$

A la fin de cette étape, il est possible d'estimer la position de n'importe quel capteur dans le repère lié à la caméra et notamment la position du capteur c_3 , ${}^c\mathbf{P}_3$. En revanche, la position de l'extrémité de l'instrument nécessite une étape supplémentaire.

Étape 3 : position de l'instrument dans le repère Aurora et reconstruction finale

La translation de l'instrument étant découplée des autres degrés de liberté, on peut mesurer la sortie de l'instrument q_{B3} via le codeur du moteur linéaire ($I_B = q_{B3}$).

On définit le vecteur $\overrightarrow{O_3O_I}$, exprimé dans le repère Aurora, ayant pour origine le capteur c_3 et comme extrémité le bout de l'instrument. On a $\|\overrightarrow{O_3O_I}\| = I_B$. L'orientation de ce vecteur dans le repère \mathcal{R}_a est identique à celle de l'axe \vec{z}_3 du capteur c_3 . A partir du quaternion \mathbf{Q}_3 normé, on détermine cette orientation (cf. formule (3.5)). Il est alors possible d'écrire les coordonnées du vecteur $\overrightarrow{O_3O_I}$ dans le repère de la caméra :

$${}^c\overrightarrow{O_3O_I} = \mathbf{R}_{ca} \cdot {}^a\overrightarrow{O_3O_I}. \quad (3.15)$$

On peut ensuite extraire les coordonnées de l'extrémité de l'instrument ${}^c\mathbf{P}_I$ dans le repère \mathcal{R}_c :

$${}^c\mathbf{P}_I = {}^c\overrightarrow{O_3O_I} + {}^c\mathbf{P}_3. \quad (3.16)$$

3.2.2 Estimation des paramètres géométriques invariants du prototype endoscopique

Avant de commander le système, il convient de définir la valeur des paramètres du modèle géométrique présenté dans le paragraphe 2.4.2. Les longueurs, données dans le chapitre 2, paragraphe 2.4.5, ont été évaluées à l'aide d'un pied à coulisse. Les paramètres angulaires sont plus délicats à mesurer directement. Nous avons donc utilisé le système Aurora pour estimer la valeur de certains paramètres.

Comme cela a été précisé dans le chapitre précédent, l'embout a été réalisé par une entreprise soutraintante. Les trous pour la fixation des bras ont dû être surdimensionnés pour permettre leur passage. Cela a eu pour effet de fausser l'angle de sortie effectif ψ . Il s'avère donc nécessaire de mesurer l'angulation réelle. L'embout détermine également la position du bras B autour de l'endoscope, paramétrée par l'angle α . N'étant pas solidaire de l'endoscope, l'embout est placé manuellement. L'angle α doit être mesuré après avoir fixé l'embout sur la tête de l'endoscope. La position des bras, l'un par rapport à l'autre, est connue et fixe ($\gamma = \pi$). Enfin, l'angle θ_{zB} qui définit la direction des câbles du bras B après son insertion dans l'embout (cf. chapitre 2 section 2.4.5), doit être estimé à chaque utilisation du système.

Afin d'estimer les paramètres précédents, un quatrième capteur c_4 a été placé temporairement à la base du bras. En raison du peu de place disponible, ce capteur a été positionné avec une orientation non connue.

Estimation de l'angle effectif de triangulation ψ

L'angle ψ est une déviation radiale de l'orientation du bras par rapport à l'axe de la caméra endoscopique. Cet angle permet ensuite la triangulation des instruments (cf. paragraphe 2.4.2). Afin de le mesurer, nous nous servons essentiellement des capteurs c_2 , c_3 et c_4 . Lorsque le bras est tendu, l'angle ψ peut être mesuré à n'importe quel endroit du bras et notamment à son extrémité. La position tendue est atteinte lorsque la norme entre les capteurs c_3 et c_4 est maximale et égale à la longueur du bras L_B .

Une fois le bras en configuration tendue, le système Aurora fournit les quaternions $\mathbf{Q}_2 = [q_{r2} \ q_{x2} \ q_{y2} \ q_{z2}]^T$ et $\mathbf{Q}_3 = [q_{r3} \ q_{x3} \ q_{y3} \ q_{z3}]^T$ (associés respectivement aux capteurs c_2 et c_3) qui, une fois normés, nous permettent de calculer l'orientation de chacun des axes capteurs, \vec{z}_2 et \vec{z}_3 , par rapport au repère Aurora et ainsi de déterminer l'angle entre les 2 capteurs.

On estime alors l'angle $\tilde{\psi}$:

$$\tilde{\psi} = \arccos\left(\frac{\vec{z}_2 \cdot \vec{z}_3}{\|\vec{z}_2\| \cdot \|\vec{z}_3\|}\right). \quad (3.17)$$

Pour notre système, nous avons estimé $\tilde{\psi} \simeq 10^\circ$.

Estimation de la position angulaire du bras autour de l'endoscope α

L'angle α définit la position du bras B vis à vis de l'axe \vec{i}_c du repère \mathcal{R}_c (cf. paragraphe 2.4.2 du chapitre 2). Pour estimer cet angle, il est donc nécessaire de connaître l'orientation du repère \mathcal{R}_c par rapport au repère \mathcal{R}_a . Nous supposons ici que la calibration du système a été préalablement effectuée et que la matrice M_{ca} est connue (cf. section 3.2.1). Pour estimer l'angle α , nous utiliserons seulement le capteur c_4 . Nous avons mesuré la position du capteur c_4 dans le repère attaché au générateur de champ, aX_4 , et l'avons exprimé dans le repère de la caméra :

$${}^cX_4 = M_{ca} {}^aX_4 = \begin{bmatrix} x_4 \\ y_4 \\ z_4 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (3.18)$$

On en déduit

$$\tilde{\alpha} = \arctan\left(\frac{y_4}{x_4}\right). \quad (3.19)$$

Nous avons estimé $\tilde{\alpha} \simeq 0^\circ$.

3.2.3 Estimation de l'orientation des câbles actionnant le bras B θ_{zB}

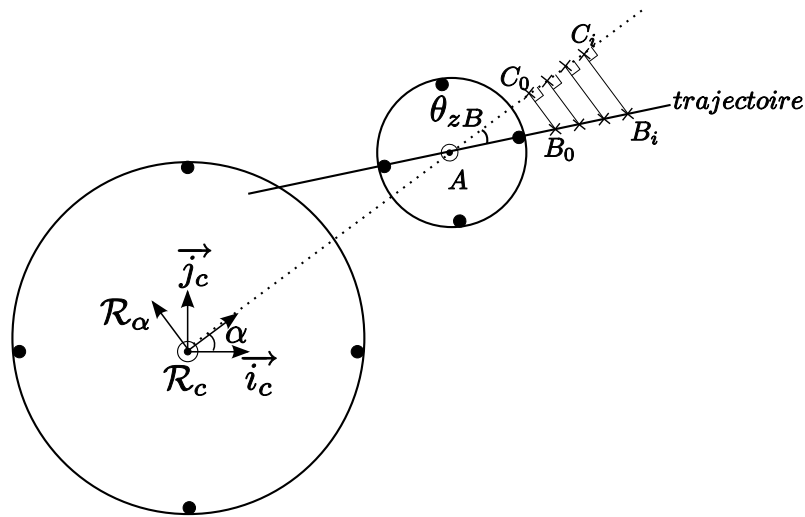


FIG. 3.11 – Vue dans le plan $(O_c; \vec{i}_c; \vec{j}_c)$ pour l'estimation de θ_{zB}

L'angle θ_{zB} , définissant la position des câbles d'actionnement du bras B par rapport à l'axe reliant le centre de l'endoscope et le centre du bras, ne fait pas partie des paramètres "invariants" du modèle géométrique. Cet angle résulte de l'insertion des bras lors de l'assemblage du système et est indéterminé. Il est donc nécessaire d'estimer sa valeur

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

à chaque utilisation. Une fois le bras en position et muni du capteur c_3 , on effectue un aller-retour le long de la direction actionnée par le câble 1 du bras.

En utilisant M_{ac} , on obtient la trajectoire du capteur c_3 dans le repère \mathcal{R}_c . On obtient les points B_i (cf. figure 3.11). Les points C_i sont obtenus par projection orthogonale des points B_i sur l'axe \vec{i}_α du repère \mathcal{R}_α de telle sorte que

$${}^c(A, B_i) \xrightarrow{M_{ac}} {}^\alpha(A, B_i) \xrightarrow{proj.ortho.} {}^\alpha(A, C_i) \quad (3.20)$$

avec M_{ac} la matrice de passage entre les repères \mathcal{R}_α et \mathcal{R}_c définie dans le chapitre 2 section 2.4.5.

θ_{zB} peut ensuite être estimé par

$$\theta_{zB} = \arctan\left(\frac{B_i C_i}{AC_i}\right) \quad (3.21)$$

où les distances $B_i C_i$ et AC_i sont les normes $\|\overrightarrow{B_i C_i}\|$ et $\|\overrightarrow{AC_i}\|$.

En pratique, l'angle $\tilde{\theta}_{zB}$ est estimé comme la moyenne des θ_{zB} obtenus grâce à plusieurs points de la trajectoire afin d'augmenter la fiabilité de l'estimation. Plus les points de la trajectoire sont proches du point A , moins l'estimation est fiable, le bruit de mesure étant trop important. Nous avons donc utilisé une moyenne pondérée par la distance au point A . La fonction de pondération w_i est donnée par

$$w_i = AB_i. \quad (3.22)$$

On calcule alors

$$\tilde{\theta}_{zB} = \frac{\sum_{i=0}^n w_i \arctan\left(\frac{B_i C_i}{AC_i}\right)}{\sum_{i=0}^n w_i}. \quad (3.23)$$

Par ailleurs, le comportement du système s'éloigne du modèle pour les courbures importantes de la section flexible. La trajectoire mesurée est donc limitée dans l'espace afin de ne pas fausser l'estimation de telle sorte que $AB_i < d_{max}$.

3.2.4 Précision des mesures

L'étalonnage de la matrice de passage M_{ca} est soumis à plusieurs sources d'erreur tout au long des 3 étapes décrites précédemment.

Premièrement, toutes les étapes font appel à l'orientation des capteurs Aurora. Dans l'étape 1, l'orientation du capteur c_1 permet de déterminer l'orientation de l'axe \vec{k}_e du repère attaché à la base de l'endoscope. L'orientation du capteur c_2 est utilisée dans l'étape 2 afin d'identifier la rotation entre le repère de la caméra en configuration tendue et en configuration quelconque. Enfin, nous avons besoin de l'orientation du capteur c_3 lors de la dernière étape pour connaître l'axe de translation de l'instrument. Or, les capteurs

3.3. EFFET DES INCERTITUDES DE MODÉLISATION SUR LA COMMANDE

sont positionnés à la main, leur orientation, bien que réglée avec le plus grand soin, reste incertaine.

Deuxièmement, l'obtention du repère \mathcal{R}_e nécessite l'identification des plans contenant les trajectoires de calibration de la tête de l'endoscope. Ces trajectoires n'étant pas parfaitement planes, le repère \mathcal{R}_e finalement obtenu est donc un repère approché.

Enfin, nous avons supposé qu'en dehors du prototype, il n'y avait pas de sources de perturbations magnétiques. Cependant, le banc expérimental est entouré d'objets pouvant potentiellement perturber la mesure. Les mesures doivent donc être utilisées avec précaution.

A ces sources d'incertitudes, s'ajoutent l'imprécision des outils de mesure. La précision du système Aurora ainsi que du codeur du moteur linéaire (utilisé dans l'étape 3) limitent la précision de l'estimation de la position cartésienne finale. Pour conclure, il est légitime de s'interroger sur la précision de l'estimation des paramètres α et θ_z comparativement à un positionnement manuel des éléments du système. Cette étape est fastidieuse et repose sur une évaluation subjective des longueurs et des angles. La vérification à l'aide d'une mesure, même approchée, permet de valider les réglages manuels. Étant données les incertitudes sur l'estimation des paramètres, nous nous sommes interrogés sur l'influence des erreurs d'estimation sur la commande du système.

3.3 Effet des incertitudes de modélisation sur la commande

Si certains paramètres géométriques du prototype sont facilement mesurables, comme la longueur des sections flexibles ou leur diamètre, d'autres en revanche sont estimés avec davantage d'incertitudes (cf. paragraphe 3.2.2). Une simulation a été effectuée à partir du schéma de commande de la figure 3.12 afin d'observer l'influence des erreurs d'estimation sur la commande du système. Nous avons ajouté un retard de 3 périodes au modèle géométrique "réel" pour simuler la mesure du système Aurora tandis que des erreurs d'estimation sont prises en compte dans le calcul du jacobien. On définit le vecteur des coordonnées articulaires $\mathbf{q}_B = [q_{B1} \ q_{B2} \ I_B]^T$ où les moteurs q_{B1} et q_{B2} actionnent la déflexion du bras.

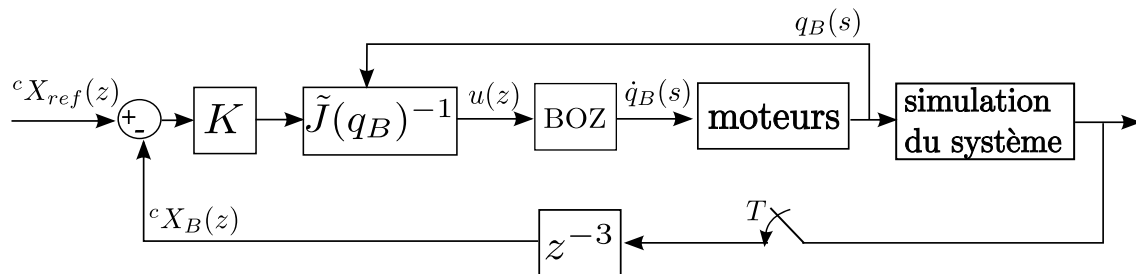


FIG. 3.12 – Boucle d'asservissement pour l'étude des incertitudes de modélisation

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

La simulation portera sur l'analyse de l'effet des erreurs de mesure de ψ et θ_{zB} (α ayant une influence similaire à θ_{zB}). L'embout et le bras ont été orientés manuellement de sorte à découpler les directions cartésiennes \vec{i}_c et \vec{j}_c . On a estimé $\tilde{\psi} = 10^\circ$ et $\theta_{zB} = 0^\circ$.

La consigne, ${}^c X_{ref}$, est un échelon de 2cm le long de la direction \vec{i}_c du repère caméra, la position de l'instrument le long des autres axes étant maintenue constante. Les résultats de la figure 3.13 représentent le comportement simulé du système dans le cas idéal où tous les paramètres seraient connus avec précision. Sans erreur sur le modèle géométrique, seules les articulations 1 et 3 sont sollicitées.

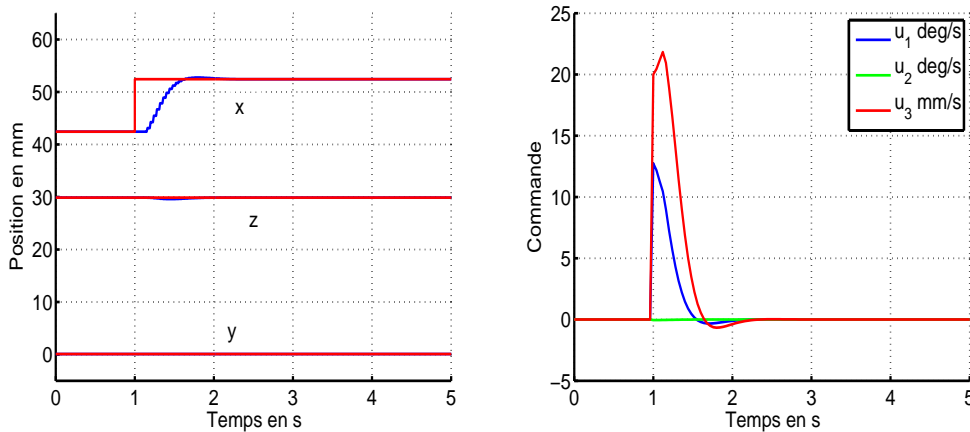


FIG. 3.13 – Réponse du système à un échelon sans incertitude. A gauche : position cartésienne de l'instrument. A droite : commande articulaire issue du jacobien

Les courbes de la figure 3.14(a) représentent les effets d'une incertitude de 10° sur l'angle de triangulation ψ . D'après l'observation des positions opérationnelles, cette incertitude entraîne une erreur de position le long de la direction z directement affectée par l'erreur sur ψ . L'erreur reste inférieure à 1mm et est facilement corrigée par l'asservissement.

Une mauvaise estimation de l'angle θ_{zB} affecte la direction du déplacement articulaire calculée par le jacobien comme l'illustrent les courbes de la figure 3.14{(b),(c)}, ce qui se traduit par un mouvement de l'instrument dans la mauvaise direction. En effet, l'angle θ_{zB} traduit le couplage dans le jacobien entre les directions articulaires q_{B1} et q_{B2} et les directions opérationnelles \vec{i}_c et \vec{j}_c , c'est pourquoi la direction selon \vec{j}_c est sollicitée pendant le déplacement alors qu'elle ne devrait pas l'être ($u_2 \neq 0$). Si l'erreur d'estimation reste inférieure à 20° , l'erreur de couplage reste inférieure à 3mm et est corrigée en 1s. En revanche, lorsque l'erreur atteint 90° , les axes \vec{i}_c et \vec{j}_c sont inversés et le système devient instable.

Si elles ne sont pas trop importantes, les incertitudes sur l'estimation des paramètres géométriques ne sont pas critiques pour la commande de l'instrument et seront corrigées par l'ajout d'un capteur extéroceptif.

3.3. EFFET DES INCERTITUDES DE MODÉLISATION SUR LA COMMANDE

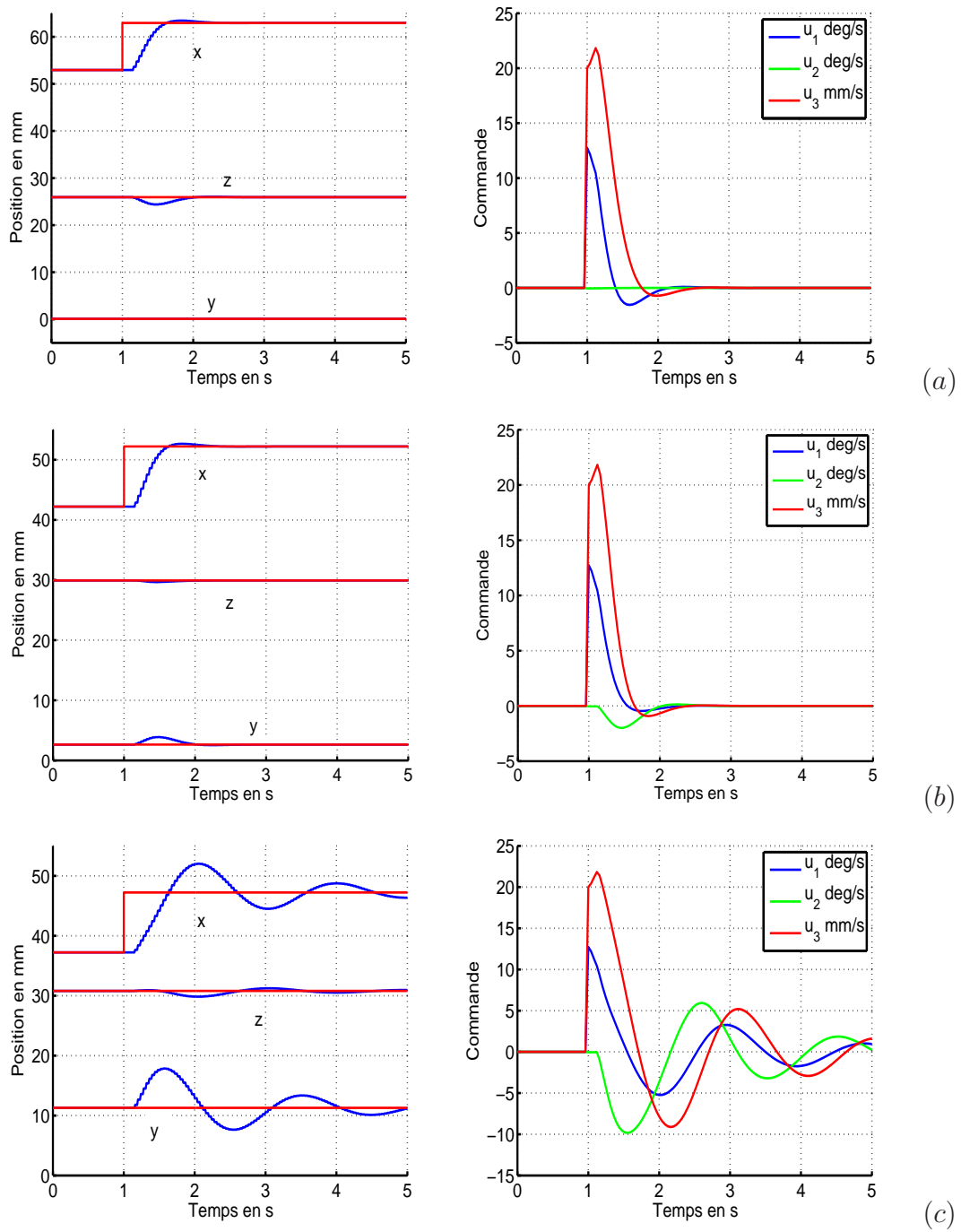


FIG. 3.14 – a) Réponse du système à un échelon avec une incertitude de 10° sur ψ b) Réponse du système à un échelon avec une incertitude de 10° sur θ_{zB} c) Réponse du système à un échelon avec une incertitude de 50° sur θ_{zB}

3.4 Commande de la position cartésienne de l'instrument en boucle fermée

La première solution envisagée pour commander l'instrument, malgré les approximations mises en avant dans les sections précédentes, consiste à reboucler le système avec un capteur externe. On a vu dans la section 3.2.1 qu'il était possible d'estimer la position de l'effecteur dans le repère de la caméra endoscopique à l'aide du capteur magnétique Aurora. Nous nous servons donc de cette estimation comme information de rebouclage. A terme, l'objectif est de commander l'instrument à partir de l'image endoscopique. Dans un premier temps, nous nous sommes concentrés sur l'évaluation des stratégies de commande, c'est pourquoi le repère caméra est simulé par le repère \mathcal{R}_c attaché au capteur c_2 et obtenue par la calibration de la section 3.2.1. On évite ainsi les problèmes liés au traitement d'image.

3.4.1 Schéma et principes de commande

Il s'agit de commander l'instrument en position dans le repère cartésien attaché à la caméra endoscopique.

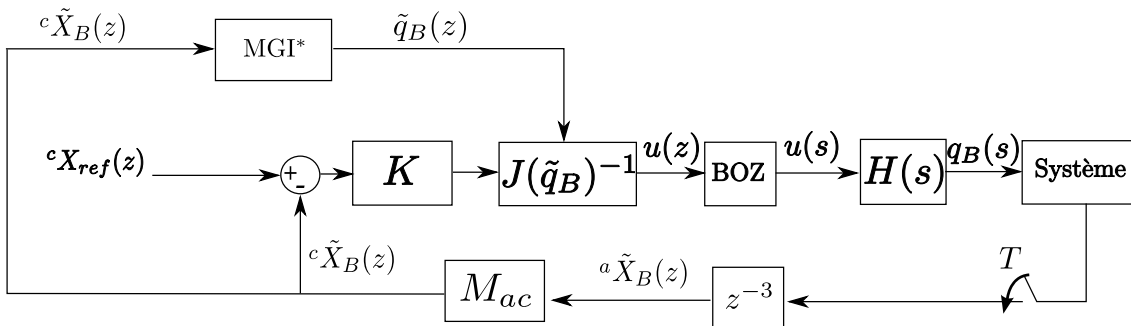


FIG. 3.15 – Schéma de commande en boucle fermée avec estimation de la position cartésienne par le système Aurora. *MGI désigne le Modèle Géométrique Inverse.

Seuls les degrés de liberté du bras et de l'instrument sont utilisés. Compte tenu de la fréquence d'acquisition du système Aurora (40Hz maximum), la boucle d'asservissement est cadencée à 25Hz ($T = 40ms$). Le système Aurora introduit un retard de trois périodes dans l'estimation de la position opérationnelle ${}^c\tilde{X}_B(z)$. La reconstruction de la position opérationnelle décrite dans la section 3.2.1 est représentée par la matrice de passage M_{ac} entre les repères \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_a . On définit l'estimation de la position cartésienne du bras dans le repère \mathcal{R}_c par

$${}^c\tilde{X}_B = \begin{bmatrix} \tilde{x}_B \\ \tilde{y}_B \\ \tilde{z}_B \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

3.4. COMMANDE DE LA POSITION CARTÉSIENNE DE L'INSTRUMENT EN BOUCLE FERMÉE

La commande est décrite par le schéma de la figure 3.15. L'ensemble des éléments est détaillé par la suite.

Commande des moteurs

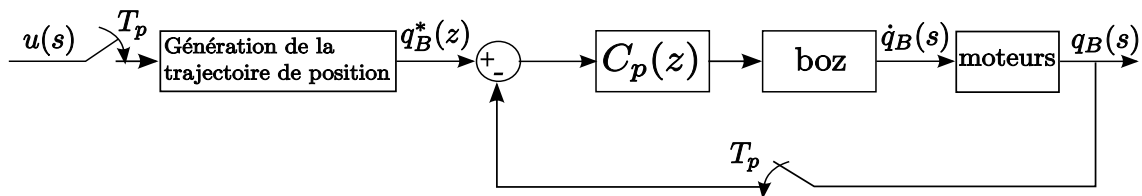


FIG. 3.16 – Boucle de position bas niveau

La vitesse de commande des moteurs, $u(z)$, est calculée à partir de la matrice jacobienne issue de la dérivation du modèle géométrique. A haut niveau, les moteurs sont commandés en vitesse. L'ensemble des moteurs est géré par un contrôleur Adept communiquant avec le PC de commande via une connexion FireWire. Pour compenser les éventuelles perturbations agissant sur l'asservissement de vitesse des moteurs, une boucle de position bas niveau est implémentée. Une trajectoire de position, $q_B^*(z)$, est générée à partir de la commande de vitesse désirée, $u(s)$. Les trois moteurs, utilisés dans cette application, peuvent être assimilés à des systèmes du premier ordre de gain unitaire avec une constante de temps de 0,02s. La boucle de position est cadencée à 2000Hz ($T_p = 0.5ms$). Elle est décrite par le schéma de la figure 3.16. Vue de la boucle haut niveau, la boucle de position bas niveau est assimilable à la fonction de transfert $H(s)$:

$$H(s) = \frac{1}{s(1 + 0.02s)}. \quad (3.25)$$

Inversion numérique du modèle géométrique

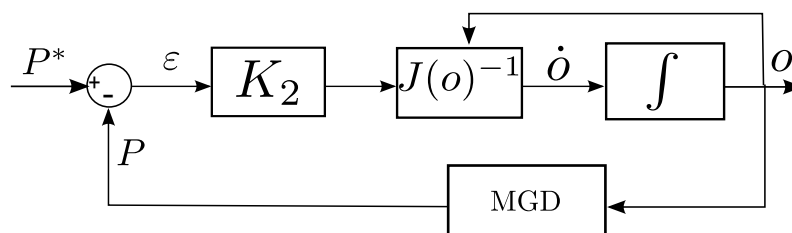


FIG. 3.17 – Inversion numérique du modèle géométrique

Lors de la validation du modèle (cf. section 3.1.3), nous avons vu qu'en raison des fortes non linéarités auxquelles était soumis le système, les positions codeurs ne pouvaient pas être utilisées pour estimer la matrice jacobienne. Une solution possible est de calculer

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

les données codeurs virtuelles qui correspondent à la position opérationnelle estimée par l'Aurora. Pour cela, nous avons besoin d'inverser le modèle géométrique. Nous avons vu lors de la présentation du modèle géométrique, que l'inversion du modèle n'avait pas de solution analytique simple. Nous avons donc inversé numériquement le modèle à l'aide du modèle cinématique inverse décrit par le schéma de la figure 3.17.

L'algorithme étant initialisé à l'aide des dernières positions codeurs, il garantit la convergence vers la solution la plus proche. Le critère d'arrêt est défini par une erreur ε inférieure à 0.1mm. Avec $K_2 = 10$, l'algorithme converge en une douzaine d'itérations sans oscillation.

Calcul de la position de consigne

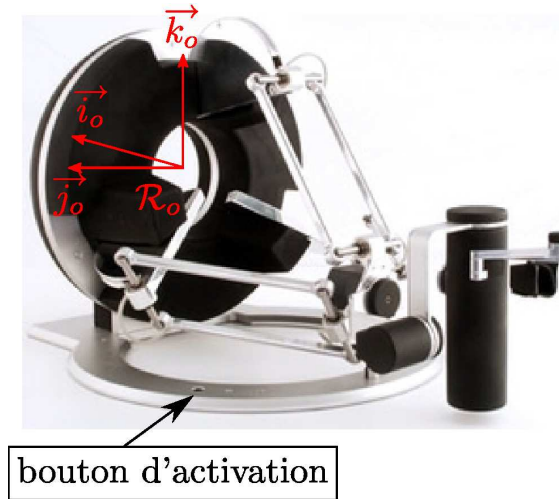


FIG. 3.18 – Interface Omega en position de calibration

La position de consigne ${}^c X_{ref}$ résulte du déplacement $\Delta {}^c X_{ref}$ désiré depuis la position initiale de l'instrument ${}^c \tilde{X}_{B0}$:

$${}^c X_{ref}(z) = {}^c \tilde{X}_{B0} + \Delta {}^c X_{ref}(z). \quad (3.26)$$

$\Delta {}^c X_{ref}$ peut être donné soit par l'interface de téléopération Omega, soit par une consigne préprogrammée. Quant à la position initiale du système ${}^c \tilde{X}_{B0}$, elle correspond à la position courante estimée lors de la mise en route de l'asservissement.

Si l'interface Omega est utilisée, il est nécessaire de traduire les positions fournies par l'interface en déplacement opérationnel. L'origine du repère Omega (\mathcal{R}_o) est définie lors d'une phase de calibration pendant laquelle l'utilisateur place l'interface en un point précis du socle. Les positions renvoyées par l'interface ${}^o X_{int}$ sont mesurées en cm par rapport à la position de départ de l'interface lors de la mise en route de l'asservissement ${}^o X_{int0}$:

$$\Delta {}^o X_{int}(z) = {}^o X_{int}(z) - {}^o X_{int0}. \quad (3.27)$$

3.4. COMMANDE DE LA POSITION CARTÉSIENNE DE L'INSTRUMENT EN BOUCLE FERMÉE

Les plages de variation en translation sur chaque axe sont de $\pm 8\text{cm}$ sur \vec{j}_o et \vec{k}_o et de 11cm sur \vec{i}_o . D'après le constructeur, la résolution est inférieure à 0.01mm sur chacun des axes de déplacement. L'interface et le repère qui lui est attaché, sont illustrés sur la figure 3.18. Pour que le déplacement obtenu coïncide avec les axes du repère de référence \mathcal{R}_c , on définit la transformation M_{co} :

$$M_{co} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.28)$$

Finalement, le calcul de la position de consigne peut être représenté par le schéma de la figure 3.19.

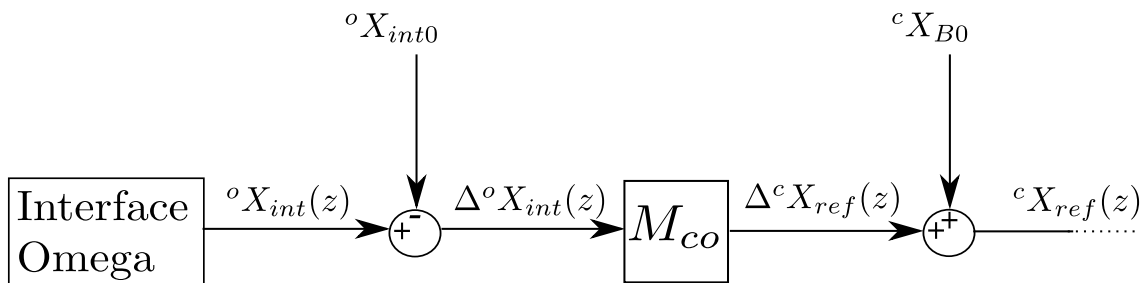


FIG. 3.19 – Calcul de la position de référence

3.4.2 Expérimentations sur le prototype de laboratoire

Dans un premier temps, nous avons implémenté un simple correcteur proportionnel K puisque le système contient un terme intégral qui assure une erreur statique nulle. Le correcteur a été réglé à partir de la fonction de transfert en boucle ouverte suivante :

$$H_2(z) = z^{-3}H(z) = z^{-3}(1 - z^{-1})\mathcal{Z}\left\{\frac{H(s)}{s}\right\} = \frac{0.0227(z + 0.5232)}{z^3(z - 1)(z - 0.1353)}. \quad (3.29)$$

En l'absence de dépassement, le gain $K = 2.8$ donne le temps de réponse le plus faible 0.67s .

Afin de pouvoir observer la réponse estimée du système ${}^c\tilde{X}_B$ à différents types de sollicitations, nous avons effectué trois expériences avec trois consignes différentes. Tout d'abord, nous avons appliqué une consigne trapézoïdale d'amplitude 2cm selon \vec{j}_c seulement afin d'observer aisément la réponse du système lors d'un changement de consigne de grande amplitude. Les résultats sont présentés sur la figure 3.21. On peut remarquer que, comme prévu, l'erreur statique est nulle. En revanche, l'erreur dynamique lors des changements de consigne est élevée, en particulier le long des directions cartésiennes où la consigne est constante. Ces erreurs traduisent des déviations de trajectoire de l'instrument. Ce type de consigne ne permet pas d'observer l'effet des non-linéarités lors des

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

changements de direction. En effet, après un palier statique de plusieurs secondes, nous ne connaissons pas la position du système à l'intérieur de l'hystérésis. Lorsque la consigne change de sens, il se peut que le système ait déjà fini de traverser la zone morte et le retard observé se limite alors au retard de mesure. En revanche, l'effet des zones-mortes le long d'un déplacement unidirectionnel est visible et dégrade davantage le suivi de la trajectoire.

Afin de mieux appréhender qualitativement les erreurs sur le suivi d'une trajectoire en 3 dimensions, nous avons appliqué une consigne de trajectoire circulaire à z-constant. Les résultats sont montrés sur les figures 3.22 et 3.23. Cette consigne permet aussi d'observer l'effet des non-linéarités sur les changements de direction. Le retard du système varie entre 2 et 2.5s le long des directions x et y. La désynchronisation des réponses dévie l'instrument de la trajectoire demandée. Pour les résultats présentés sur la figure 3.23, on relève une erreur de 4.8mm sur z et une distance à la trajectoire circulaire de 3.9mm.

Enfin, l'objectif final étant de téléopérer le système, nous avons appliqué une consigne provenant de l'interface Omega. Les mesures présentées sur la figure 3.24 confirment la faible réactivité du système. Toutefois, si la consigne reste constante suffisamment longtemps, le système converge vers la position désirée.

3.4.3 Ajout d'un terme d'anticipation

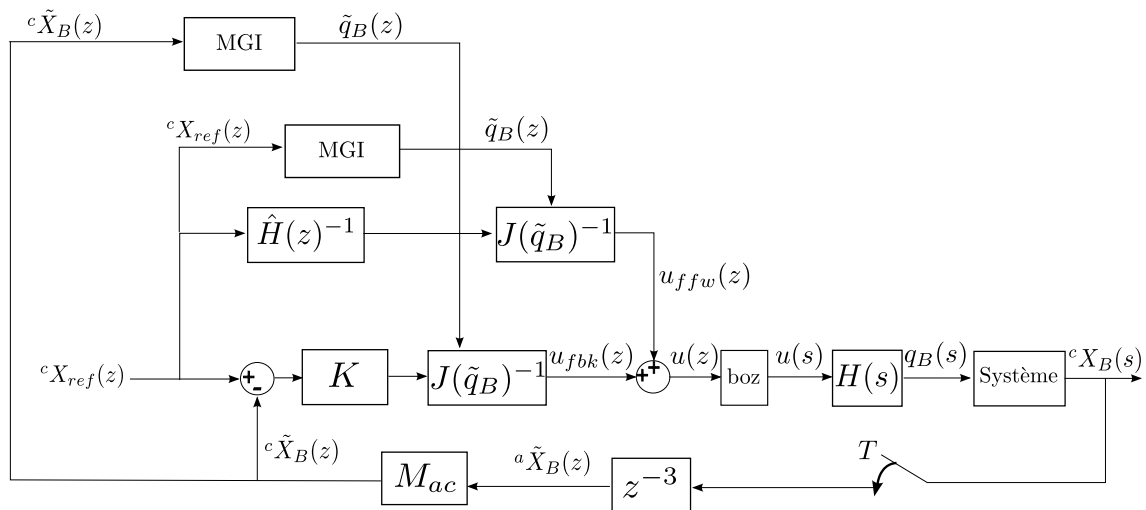


FIG. 3.20 – Schéma de commande avec terme de feedforward.

Le suivi de consigne du système s'avère décevant en partie à cause du retard de mesure introduit par le système Aurora et des non-linéarités. Les solutions traditionnelles ne sont pas applicables ici en raison du retard important de la mesure. L'augmentation du gain K conduirait à une réponse oscillatoire, tandis qu'un correcteur d'ordre plus élevé n'aurait pas d'effet notable sur la réponse du système. Afin d'améliorer la réponse du système face au changement de consigne, nous proposons d'ajouter un terme d'anticipation

3.4. COMMANDE DE LA POSITION CARTÉSIENNE DE L'INSTRUMENT EN BOUCLE FERMÉE

(feedforward) en plus du correcteur proportionnel. Le système en boucle ouverte ayant une inverse stable, on peut appliquer le correcteur avec feedforward de la figure 3.20. La commande articulaire issue du feedforward est alors donnée par

$$u_{ffw}(z) = \hat{H}(z)^{-1} J(\tilde{q}_B)^{-1c} X_{ref}(z), \quad (3.30)$$

où $\hat{H}(z)^{-1}$ est l'inverse approchée causale de $H(z)$ définie par

$$\hat{H}(z)^{-1} = z^{-1} H(z). \quad (3.31)$$

Le modèle n'étant pas connu avec précision, l'erreur de suivi sera non nulle. Toutefois, l'asservissement corrige les écarts dus aux erreurs de modèle. Deux cas sont alors à considérer :

- la consigne est connue à l'avance. On peut alors supprimer le problème du retard en avançant la consigne de 1 période d'échantillonnage. L'erreur de suivi de consigne est non nulle mais l'anticipation permet au système de répondre plus rapidement,
- la consigne n'est pas connue (cas de la téléopération par exemple).

Le terme de feedforward améliore la réactivité du système. La courbe rose de la figure 3.21 montre que le retard varie entre 0 et 0.5s. Cependant, il ne permet pas de pallier les effets des non-linéarités comme le montrent les figures 3.22 et 3.23. Le retard mesuré lors des changements de sens est de 0.5s inférieur à celui de l'asservissement sans feedforward.

3.4.4 Conclusion

Le modèle établi dans le chapitre précédent donne une bonne estimation du comportement d'une section flexible et de son espace de travail. En revanche, il s'avère insuffisant pour une commande en boucle ouverte du système. Nous avons montré dans ce chapitre qu'il était possible de commander la position de l'instrument dans l'espace cartésien à l'aide d'un capteur extéroceptif malgré les incertitudes de modèle et les non-linéarités auxquelles est soumise la transmission par câbles. Les résultats obtenus et présentés dans la dernière partie montrent la faisabilité de la commande mais ne sont pas complètement satisfaisants si l'on souhaite commander le système par téléopération. En effet, la réactivité du système est insuffisante et les retards entraînés par les non-linéarités peuvent perturber l'utilisateur.

CHAPITRE 3. COMMANDE EN POSITION CARTÉSIENNE

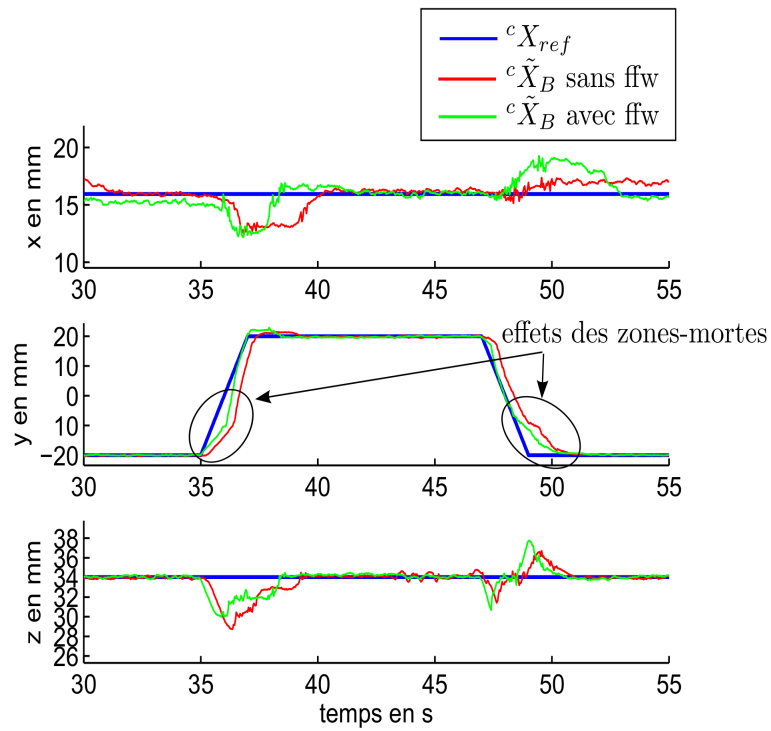


FIG. 3.21 – Réponse du système à une consigne trapézoïdale

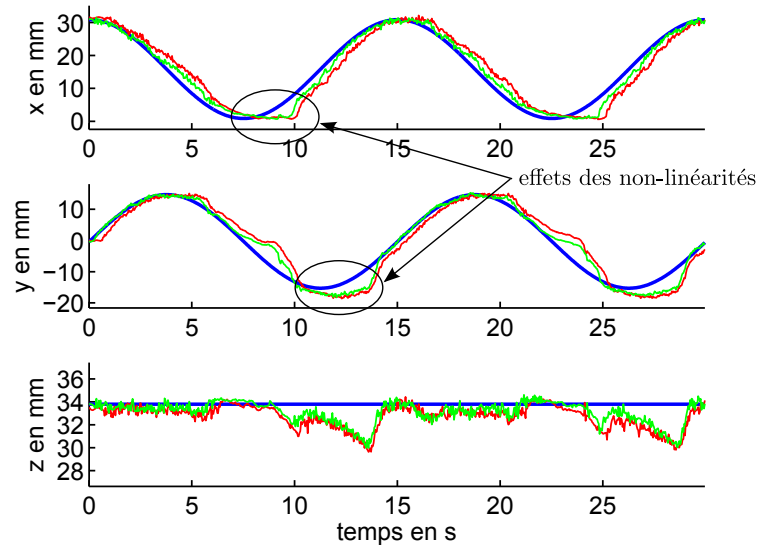


FIG. 3.22 – Réponse du système à une consigne circulaire

3.4. COMMANDE DE LA POSITION CARTÉSIENNE DE L'INSTRUMENT EN BOUCLE FERMÉE

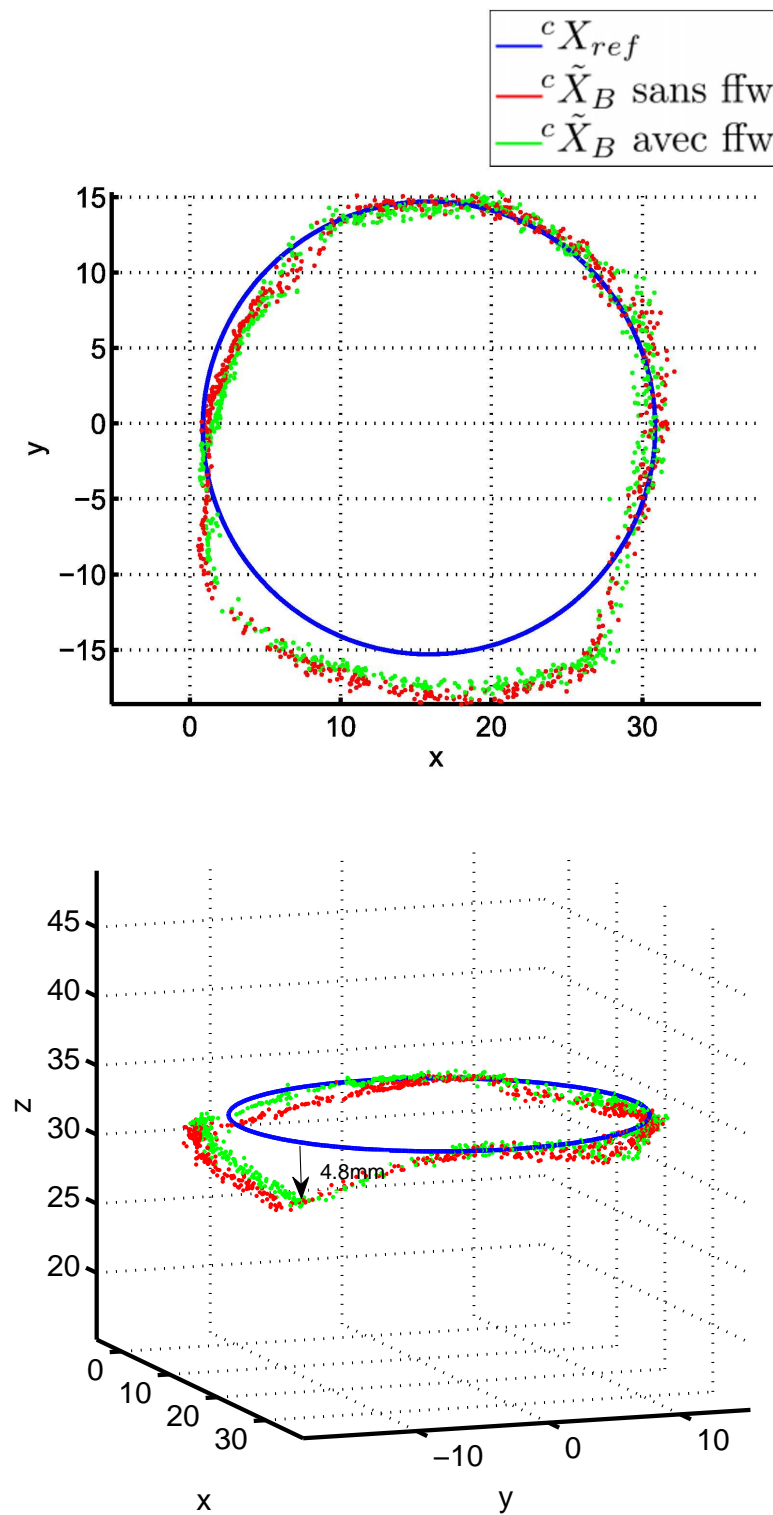


FIG. 3.23 – Trajectoire circulaire dans le plan (xy) et dans l'espace cartésien

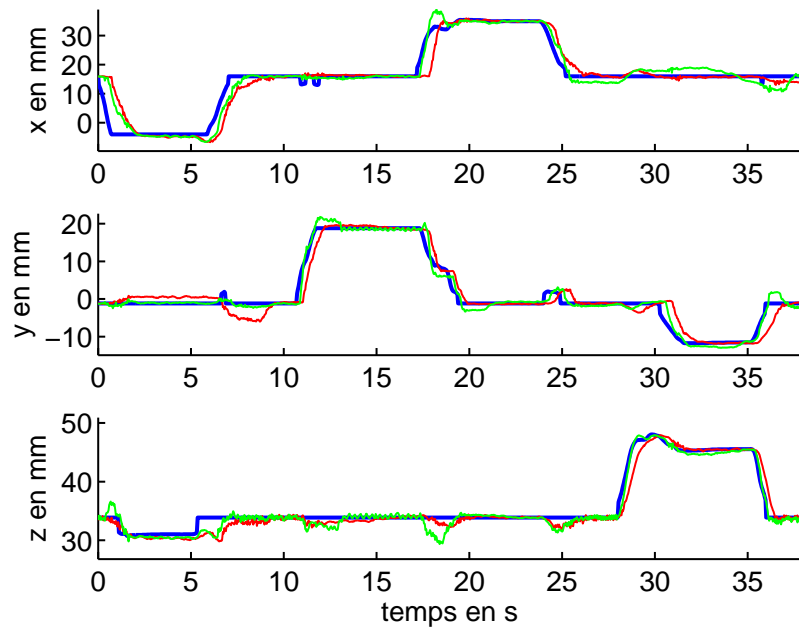


FIG. 3.24 – Réponse du système à une consigne téléopérée

Chapitre 4

Amélioration de la commande du système par compensation des non-linéarités

Sommaire

4.1	Caractérisation des non-linéarités	86
4.1.1	Mesure de la caractéristique statique du bras	86
4.1.2	Discussion sur l'origine des non-linéarités	86
4.1.3	Variabilité des non-linéarités	91
4.2	Les méthodes de compensation	93
4.3	Approche empirique de la compensation des non-linéarités adaptée à notre système	96
4.3.1	Position du problème	96
4.3.2	Méthode de compensation	97
4.3.3	Extraction des informations	97
4.3.4	Implémentation de la compensation	99
4.3.5	Expérimentations sur le prototype de laboratoire	104
4.3.6	Conclusion	109

Nous avons considéré dans l'élaboration du modèle de notre prototype, que les câbles étaient toujours tendus et que la transmission du mouvement entre le moteur et la section flexible ne souffrait d'aucun frottement. Or la validation du modèle a mis en évidence la présence de non-linéarités importantes entraînant retard et erreur sur la position cartésienne de l'instrument. L'ajout du capteur magnétique Aurora a permis d'estimer la position effective de l'effecteur et de corriger l'erreur de position. Mais en raison d'une période d'échantillonnage relativement faible, la mesure ne permet pas de supprimer l'effet retard induit par les non-linéarités.

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

Nous proposons dans ce chapitre de caractériser ces non-linéarités afin de mieux commander le système. De nombreuses méthodes de compensation ont déjà été proposées dans la littérature. Nous examinons une partie des approches existantes afin de déterminer si elles sont applicables à notre système. Finalement la dernière partie présente notre propre approche du problème.

4.1 Caractérisation des non-linéarités

4.1.1 Mesure de la caractéristique statique du bras

Lors de la validation du système (cf. paragraphe 3.1.3), nous avons mis en évidence la forme d’hystérésis de la caractéristique statique entre les positions moteurs et les positions cartésiennes. Lorsqu’un changement de sens de rotation du moteur survient, le bras ne bouge pas tant que le moteur n’a pas traversé une zone-morte que nous appellerons par abus de langage une “bande de jeux”. La largeur des hystérésis mesurées varie en fonction des positions du moteur et on constate la présence de zones-mortes durant lesquelles la vitesse du bras s’annule sans changement de sens du moteur. Les caractéristiques mesurées sont redonnées à la figure 4.1.

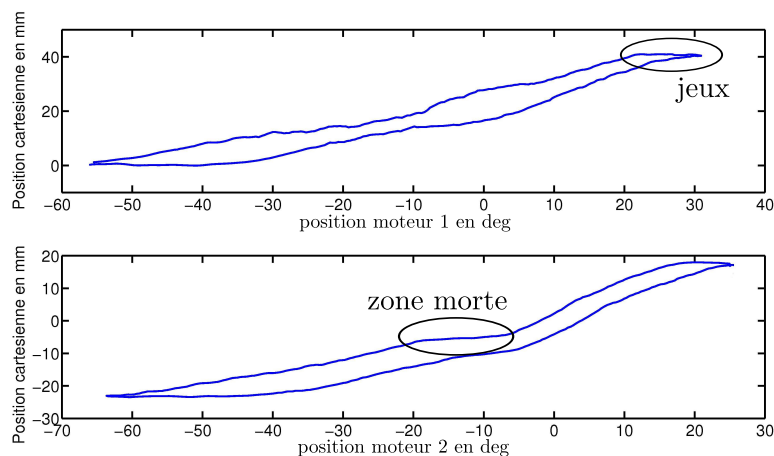


FIG. 4.1 – Caractéristiques statiques d’un bras selon les 2 axes d’actionnement

4.1.2 Discussion sur l’origine des non-linéarités

L’endoscope n’étant pas commandé dans notre application, la suite de l’étude portera uniquement sur les bras latéraux.

Les non-linéarités mises en évidence précédemment sont principalement le fait de la transmission par câble utilisée pour actionner le bras. Comme cela a été détaillé dans le chapitre 2, il s’agit d’un mécanisme “pull-pull”. Une paire de câbles correspond à un

4.1. CARACTÉRISATION DES NON-LINÉARITÉS

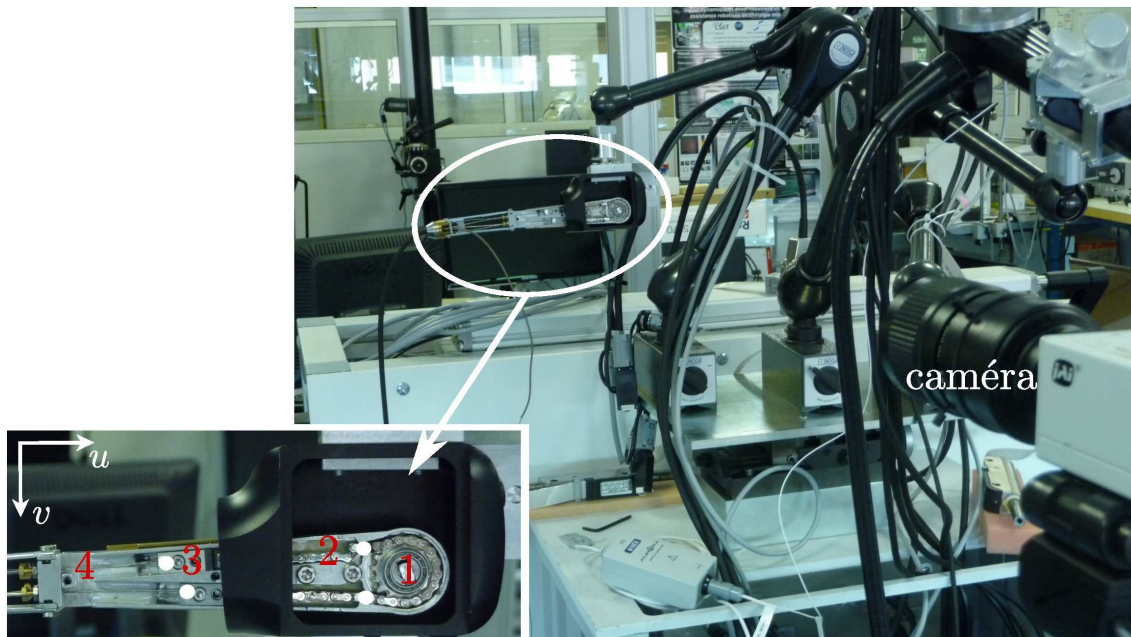


FIG. 4.2 – Observations des non-linéarités. 1 : arbre moteur, 2 : chaîne de transmission, 3 : chariot, 4 : câble. Les points blancs représentent les marqueurs suivis par la caméra.

degré de liberté du bras. Seule la “traction” d’un câble entraîne la flexion de la section flexible.

Le mécanisme de transmission se décompose en 3 parties au niveau de la poignée de commande :

1. la transmission entre le moteur et la chaîne via un pignon,
2. la transmission entre la chaîne et les câbles. Le câble est attaché à la chaîne par un petit chariot métallique en liaison glissière par rapport à la poignée,
3. la transmission entre les câbles et l’extrémité du bras.

Tous les éléments de la transmission mécanique sont illustrés par la photo de la figure 4.2. Chaque partie du mécanisme peut être source de non-linéarités. Afin de mieux comprendre le comportement global du système, nous nous sommes attachés au fonctionnement de chaque partie.

Pour évaluer les mouvements relatifs des différents éléments, plusieurs méthodes de mesure ont été employées. La position du moteur et du bras sont données respectivement par les codeurs et le système Aurora, tandis que les déplacements de la chaîne et des chariots sont observés à l’aide d’une caméra. Des marqueurs blancs sont placés sur chaque élément afin de faciliter leur détection dans l’image par une méthode de seuillage. Les déplacements sont mesurés en pixels. Afin de faciliter l’exploitation des résultats, la poignée est positionnée de sorte que les marqueurs se déplacent essentiellement selon l’axe \vec{u} du repère image. Dans le paragraphe suivant, on qualifiera la partie supérieure du mécanisme dans l’image de partie 1 (chaîne 1/chariot 1/câble 1) et celle située en dessous de partie

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

2. Nous avons ensuite effectué des aller-retours, de butée à butée, sur l'un des moteurs. Lors des mouvements du moteur, on enregistre la position de l'extrémité du bras à l'aide du système Aurora en fonction de la position du moteur (cf. figure 4.3 (b)). Ces mesures sont mises en parallèle avec les déplacements simultanés des chariots en fonction des positions moteurs également (cf. figure 4.3 (a)). Enfin, on observe le comportement de la chaîne dans l'image pour mettre en évidence les pertes de tension dans la transmission (cf. figure 4.4).

La position initiale correspond au bras tendu, le câble 1 étant prétendu afin d'amorcer le déplacement dès l'actionnement du moteur (position ① sur les figures 4.3 et 4.4). Dans un premier temps, le pignon tourne dans le sens horaire de manière à tirer sur le câble 1. La chaîne, entraînée par le pignon, tire le chariot 1 et le bras se courbe dans la direction voulue ①-②. La traction du câble 1 par le chariot et à contrario le relâchement du câble 2 permettent au bras de se courber. Le câble 1 est actionné par la chaîne tandis que le câble 2 devrait tirer sur celle-ci. En réalité le moteur, en tournant, comprime les maillons ce qui traduit une perte de tension entre la chaîne et l'extrémité du bras. Lorsque le bras atteint la butée 1, la partie 1 (partie supérieure) du mécanisme est soumise à une forte tension ③. L'état du système est illustré par l'étape 3 de la figure 4.5. On inverse alors le sens de rotation du moteur. A l'instant où le moteur relâche la tension sur le chariot 1, la tension du câble 1 rappelle le chariot continuant ainsi à assurer une tension dans la chaîne. Pendant ce temps, la chaîne attachée au chariot 2 se retend, les maillons s'alignent progressivement ③-⑤. Le chariot 2, puisqu'immobile, ne peut assurer la traction du câble 2 nécessaire au changement de courbure du bras. Cette période se divise alors en 2 temps :

1. le câble 1 se détend en entraînant le chariot 1 mais le bras ne bouge pas. Le câble 2 n'est pas encore sous tension puisque la chaîne 2 se retend progressivement ③-④ comme le montre l'étape 4 de la figure 4.5,
2. sous l'effet de la relaxation du câble 1, le bras se déplace jusqu'à une position d'équilibre ④-⑤. Le câble 1 est alors détendu et les maillons de la chaîne 2 sont de nouveau alignés (étape 5 de la figure 4.5). Sous l'effet de la pesanteur, la chaîne 1 s'affaisse ⑤-⑥, ce qui prouve la présence préalable d'une tension appliquée par le câble sur la chaîne (cf. étape 6 de la figure 4.5). Les 2 câbles sont temporairement détendus.

Une fois la chaîne 2 retendue, le chariot 2 se met en mouvement, tire sur le câble 2 et le bras change de courbure ⑤-⑦. Le chariot 1 continue à se déplacer sous la poussée de la chaîne 1 qui se comprime à son tour sur l'étape 7 de la figure 4.5. Lors du deuxième changement de sens du moteur ⑧, les étapes se répètent.

Les observations précédentes sont mesurables sur les courbes des figures 4.2 et 4.4. Cependant certaines nécessiteraient d'être confirmées par une mesure de tension au niveau du bras et du chariot. D'autres phénomènes tels que l'asymétrie des bandes de jeux ou la présence des zones mortes ne trouvent pas d'explication directe dans les mesures effectuées. Il est tout de même possible d'avancer des hypothèses :

4.1. CARACTÉRISATION DES NON-LINÉARITÉS

- le chemin emprunté par les câbles, à l'intérieur du corps souple du bras, affecte la transmission de la tension entre le chariot et la tête flexible. L'influence de la configuration du guide flexible est illustrée par la figure 4.7.
- les deux parties de la paire de câbles étant introduites dans deux gaines séparées, leur comportement n'est pas identique.
- les frottements à l'intérieur du guide flexible sont variables et inconnus. A ce sujet,

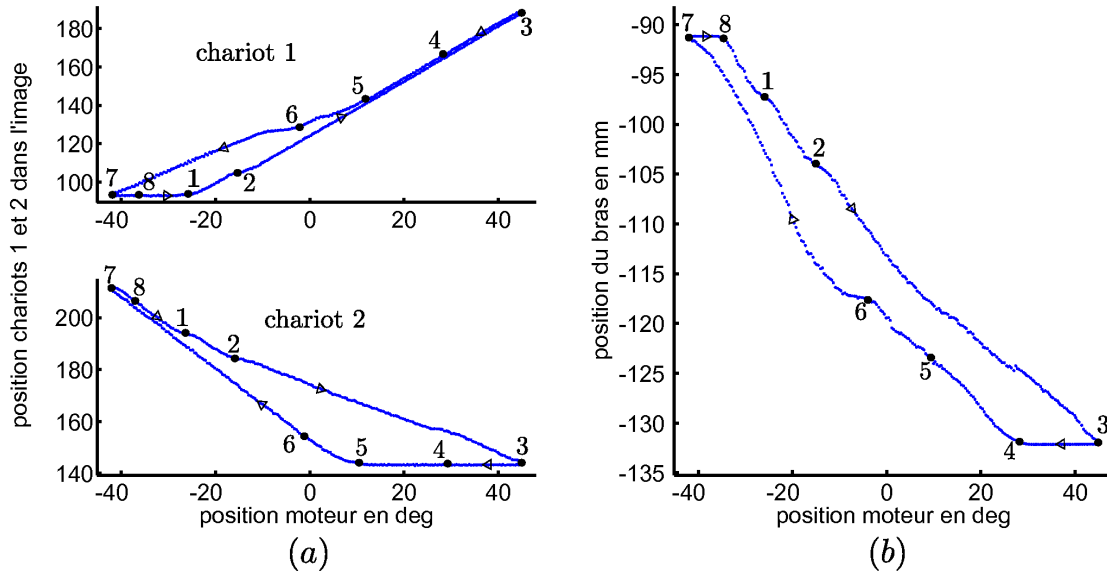


FIG. 4.3 – (a) Positions des chariots 1 et 2 dans l'image en fonction des positions moteur. (b) Position du bras dans le repère Aurora

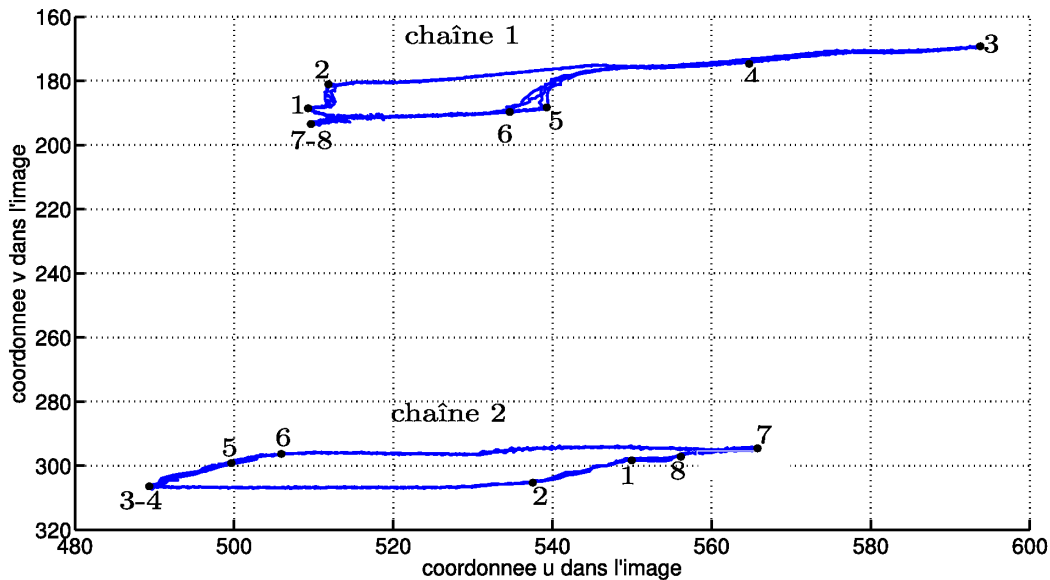
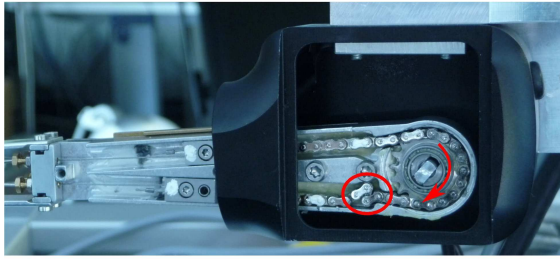
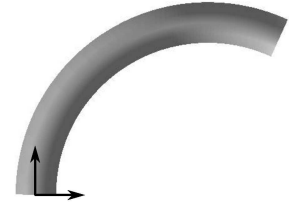


FIG. 4.4 – Positions des chaînes dans l'image

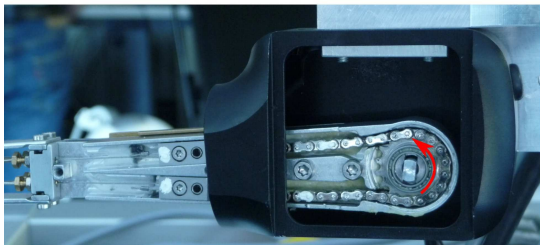
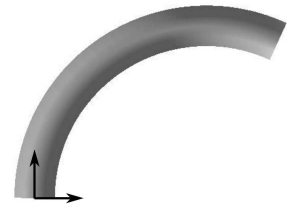
CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS



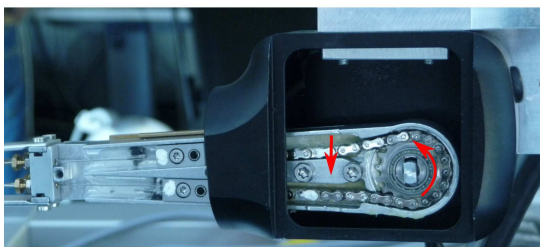
étape 3 : moteur en butée et compression des maillons de la chaîne 2, le bras est complètement courbé



étape 4 : changement de sens du moteur, alignement des maillons de la chaîne 2, le bras ne bouge pas



étape 5 : câble 2 sous tension, la force de rappel du câble 1 a ramené le bras en position d'équilibre



étape 6 : relâchement de la tension dans le câble 1 et affaissement de la chaîne 1, le bras est dans une zone-morte



4.1. CARACTÉRISATION DES NON-LINÉARITÉS

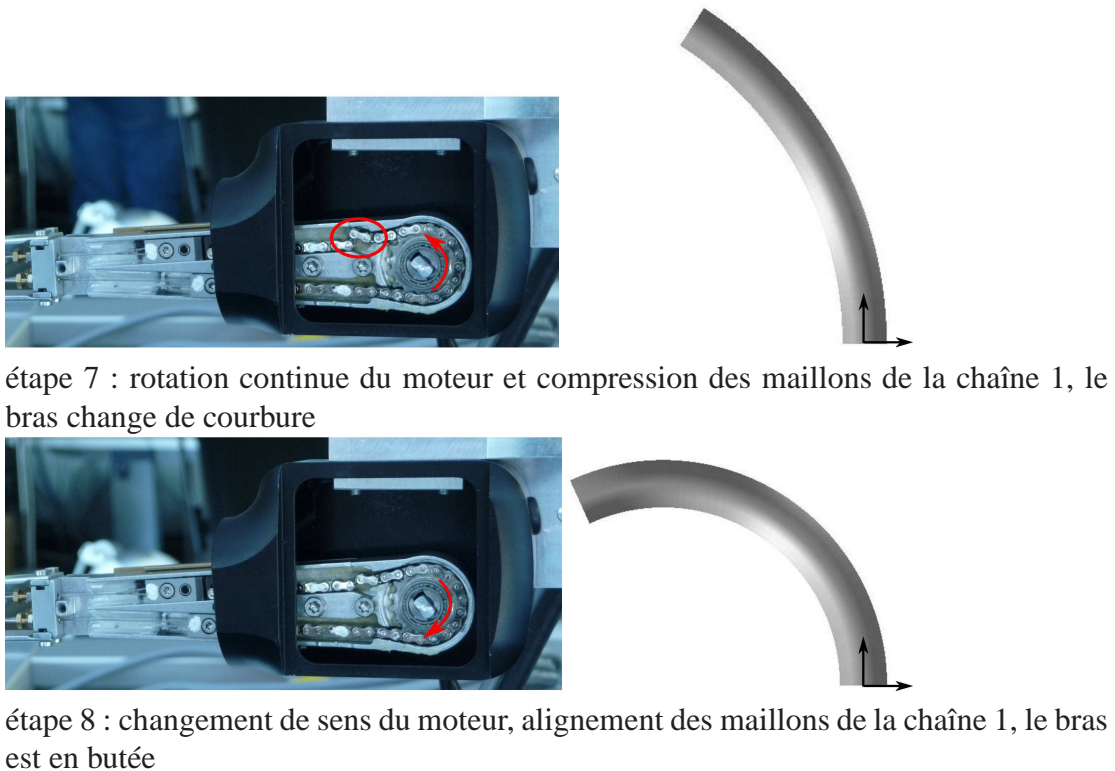


FIG. 4.5 – Séquence illustrant un aller sur un des axes moteurs

V. Agrawal et al. ont proposé dans [APY10] une modélisation du comportement d'un câble dans une gaine selon le chemin emprunté par la gaine.

Lors des mesures reportées sur la figure 4.3, le système ne présentait qu'une très faible zone-morte. Son apparition à l'étape ⑥ laisse supposer que les zones-mortes sont localisées autour de la configuration tendue, lorsque les 2 câbles sont détendus. Cependant les observations dont nous disposons ne permettent que des hypothèses. Tous les phénomènes mentionnés contribuent au comportement non linéaire des bras.

4.1.3 Variabilité des non-linéarités

Afin d'évaluer l'influence de la configuration du système sur les non-linéarités, nous avons effectué deux séries de mesures. Tout d'abord, nous avons mesuré les variations de l'hystérésis en fonction de la forme du corps souple. En modifiant la configuration de la partie souple des bras, on modifie également le chemin des câbles (cf. figure 4.7). Ensuite, nous avons mesuré les variations de l'hystérésis sur un axe en fonction de la position du second. On effectue des aller-retours sur l'axe dont on souhaite mesurer la caractéristique, tandis que la position de l'axe opposé est modifiée par pas de 5° . Les hystérésis de la figure 4.6 représentent l'évolution des caractéristiques statiques en fonction de la configuration de la section flexible.

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

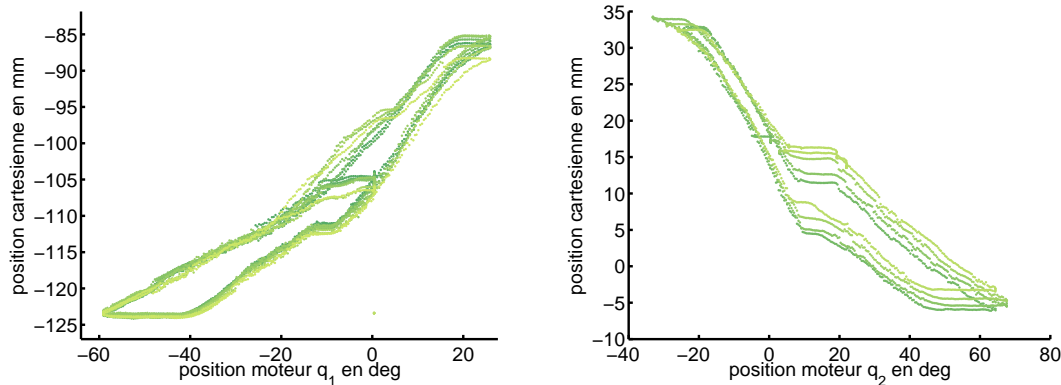


FIG. 4.6 – Variation de l’hystérésis de l’axe 1 en fonction de la position de l’axe 2 (à gauche) et variation de l’hystérésis de l’axe 2 en fonction de la position de l’axe 1 (à droite). Le dégradé de couleur correspond à la variation de l’axe opposé d’une butée à l’autre.

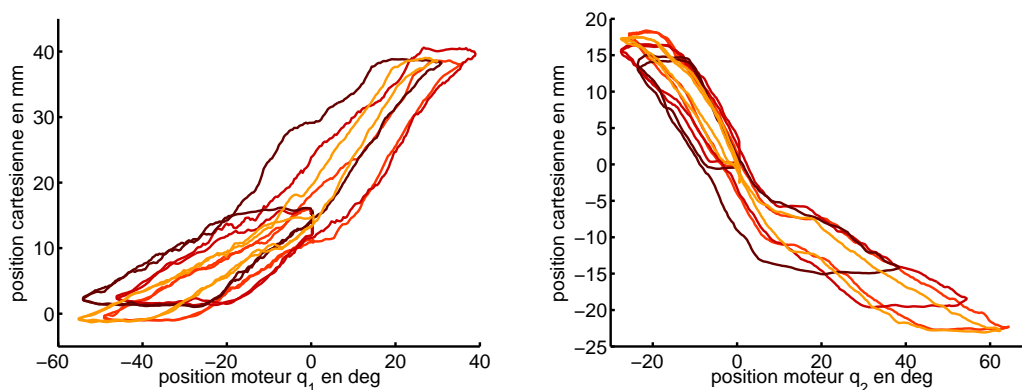


FIG. 4.7 – Variation de l’hystérésis des axes 1 et 2 en fonction de la configuration du corps souple, du moins contraint au plus contraint (du plus clair au plus foncé).

La forme de l’hystérésis est très dépendante du chemin des câbles, en particulier au niveau de la configuration du guide souple en raison des frottements des câbles dans les gaines. Plus le guide souple contraint les câbles à prendre un chemin tortueux, plus les frottements augmentent. L’espace de travail se réduit et l’hystérésis s’élargit. En revanche, la configuration de la section flexible n’affecte pas autant la forme de l’hystérésis. On constate des modifications significatives à proximité des butées de chaque axe, toutefois, tant que les déplacements sont restreints à l’intérieur du champ de vue de la caméra, l’hystérésis varie peu et lentement. On n’observe pas de variation de la largeur des jeux lors des modifications de la configuration du bras. La largeur des zones-mortes n’est pas non plus modifiée, en revanche leur position dans l’espace cartésien varie. On constate cependant qu’elles apparaissent toujours à la même position moteur.

4.2 Les méthodes de compensation

Les jeux, définis comme l'espace entre deux pièces assemblées imparfaitement, sont un problème mécanique déjà largement étudié dans le cas des mécanismes de transmission traditionnels [NG02]. Les non-linéarités observées dans les transmissions par câbles ne sont pas des jeux à proprement parler. Leur étude et leur modélisation en sont donc différentes. Depuis plusieurs années, l'actionnement par câbles des robots manipulateurs est l'objet de nombreuses recherches dans différents domaines tels que les mains robotiques ([IKT98], [Sal82]), les manipulateurs à structure parallèle ([KaSTP95], [PFA⁺03]), les instruments laparoscopiques téléopérés (les instruments du Da Vinci, [MNJ98]) ou les robots continus ([WH99], [NJ07] ou [han]). Une transmission par câbles permet de déporter l'actionnement de façon à obtenir un robot plus léger et plus compact. Toutefois l'utilisation de câbles rend la commande du système plus complexe en raison des frottements introduits par les câbles et de leur compliance. Ces effets sont accentués dans le cas des robots continus puisque les câbles changent de configuration en fonction de la forme du système.

Améliorations mécaniques

Certaines améliorations techniques ont permis de réduire les frottements comme l'utilisation des gaines en kevlar favorisant le glissement de câbles en téflon par exemple. Il serait envisageable de modifier l'actionnement par poulie, peu adapté à la flexibilité des câbles en l'absence de prétension. En ajoutant un actionneur sur le câble opposé, on peut assurer une tension minimale dans les câbles et ainsi éviter d'avoir du mou. Cette approche éviterait en particulier la présence de zones-mortes dues au relâchement simultané des câbles. Ces méthodes ont été évaluées dans le cadre des mains robotiques ou d'autres mécanismes rigides [JKID89]. Toutefois, ces solutions présentent l'inconvénient de considérablement augmenter l'encombrement du robot qui dans notre cas passerait de 8 à 14 actionneurs. Notre prototype ayant pour vocation d'intégrer la salle d'opération, le volume global du robot doit rester le plus faible possible. De plus, une prétension trop importante rigidifierait l'ensemble de la structure et ne permettrait plus la compliance nécessaire à la navigation dans le système digestif. En outre, une prétension des câbles ne supprimerait pas l'importante part des non-linéarités liée aux frottements.

La contribution de la mesure

Une deuxième possibilité est d'utiliser une mesure externe fiable dans le retour de la boucle l'asservissement, ce que nous avons proposé dans le paragraphe 3.4 en commandant l'instrument dans l'espace cartésien à l'aide du capteur Aurora. Cependant, avec une fréquence d'acquisition maximale de 40Hz et un retard de mesure de 3 périodes d'échantillonnage, le système Aurora ne permet pas d'atténuer les effets des non-linéarités sur l'utilisation du système. L'utilisation de la caméra endoscopique comme outil de mesure introduirait des problèmes similaires.

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

Dans le cas de notre application, l'information visuelle est retournée à l'utilisateur toutes les 40ms. Pour que l'utilisateur ne "voit" pas l'effet des jeux et des zones-mortes sur l'instrument, il faudrait que la boucle d'asservissement soit cadencée à environ 500Hz. Ainsi, il serait possible de détecter rapidement les zones-mortes et de les traverser en adaptant le gain de la boucle. Comme nous l'avons exposé dans le paragraphe 3.1.1, nous ne connaissons actuellement aucun capteur fournissant un taux d'acquisition aussi élevé et présentant une taille suffisamment petite pour être embarqué à l'extrémité du bras flexible. Par conséquent, les non-linéarités doivent être explicitement prises en compte et compensées de façon logicielle.

Compensation logicielle

Une compensation de type logicielle consiste à traverser la bande de jeux ou la zone-morte très rapidement lorsque cela est nécessaire afin que la traversée ne se fasse pas ressentir sur le déplacement de l'effecteur.

De nombreux travaux ont été menés pour quantifier l'effet des non-linéarités sur les systèmes actionnés au travers de guides flexibles. Lorsque les causes exactes des non-linéarités sont identifiées et quantifiées, il est possible d'établir un modèle physique précis. M. Kaneko dans [KYT91] et G. Palli dans [PM06] ont modélisé les non-linéarités essentiellement dues aux frottements dans les mains robotiques, ce qui a permis aux auteurs de proposer une loi de commande prenant en compte le modèle établi. V. Agrawal dans [APY08] propose un modèle analytique tenant aussi bien compte des frottements entre le câble et la gaine, que du chemin emprunté par les câbles et du niveau de pré-tension appliqué. Cependant, nombre de ces modélisations ont été réalisées à partir d'un banc expérimental bien précis ou supposent la connaissance et la mesure de l'ensemble des paramètres physiques du système, ce qu'on ne peut pas réaliser dans la plupart des cas pratiques.

Étant donnée la forme hystérétique des jeux observée, d'autres lois de commande ont été développées, basées sur l'inversion d'un modèle mathématique paramétré de la fonction d'hystérésis. Le modèle direct, représenté à la figure 4.8, peut être décrit par la relation suivante :

$$\dot{v}(t) = \begin{cases} m\dot{u}(t) & \text{si } \dot{u}(t) > 0 \text{ et } v(t^-) = m(u(t^-) - c_r) \\ & \text{ou si } \dot{u}(t) < 0 \text{ et } v(t^-) = m(u(t^-) - c_l) \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.1)$$

où $u(t)$ et $v(t)$ sont respectivement les signaux d'entrée et de sortie de l'hystérésis à l'instant t et où $u(t^-)$ et $v(t^-)$ sont les signaux à l'instant précédent.

Pour pouvoir commander $v(t)$, il est nécessaire de connaître $u(t)$ permettant de réaliser le mouvement désiré $v_d(t)$. Les relations suivantes décrivent le modèle hystérésis inverse en position (équation (4.2)) et en vitesse (équation (4.3)).

$$u(t) = \begin{cases} \frac{v_d(t)}{m} + c_r & \text{si } \dot{v}_d(t) > 0 \\ \frac{v_d(t)}{m} + c_l & \text{si } \dot{v}_d(t) < 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

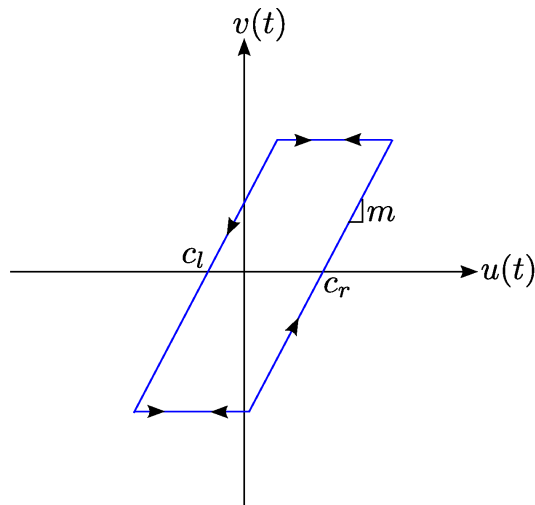


FIG. 4.8 – Modèle de la fonction hystérésis en position

$$\dot{u}(t) = \begin{cases} \dot{v}_d(t) & \text{si } \dot{v}_d(t) > 0 \text{ et } u(t^-) = \frac{v_d(t)}{m} + c_r \\ & \text{ou si } \dot{v}_d(t) < 0 \text{ et } u(t^-) = \frac{v_d(t)}{m} + c_l \\ 0 & \text{si } \dot{v}_d(t) = 0 \\ (c_r - c_l)\delta(0) & \text{si } \dot{v}_d(t) > 0 \text{ et } u(t^-) = \frac{v_d(t)}{m} + c_l \\ -(c_r - c_l)\delta(0) & \text{si } \dot{v}_d(t) < 0 \text{ et } u(t^-) = \frac{v_d(t)}{m} + c_r \end{cases} \quad (4.3)$$

où $\delta(t)$ est la distribution de dirac. Les caractéristiques correspondantes sont données à la figure 4.9.

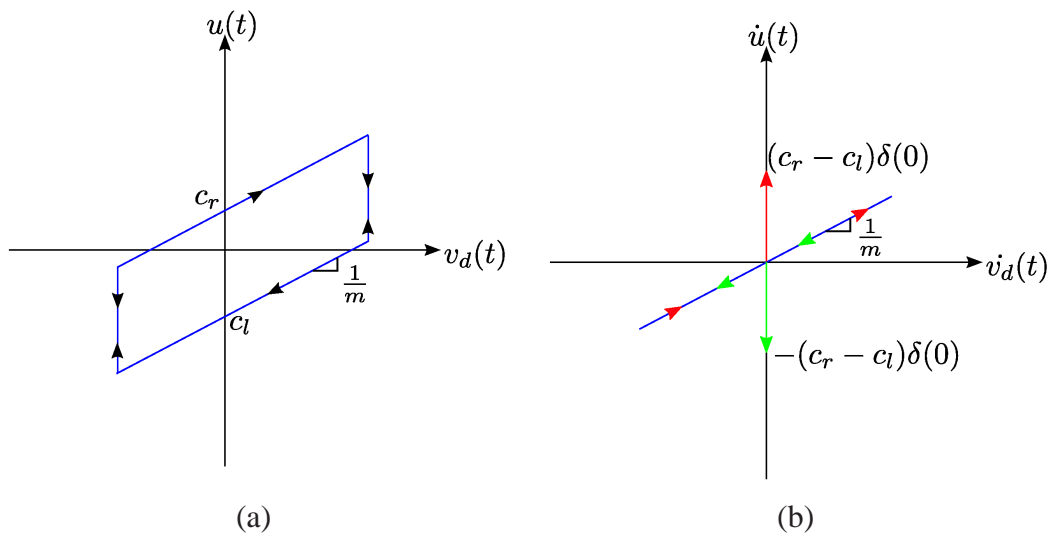


FIG. 4.9 – Modèle inverse de la fonction hystérésis (a) en position, (b) en vitesse

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

L'inversion en position donne la correspondance entre la position de l'effecteur souhaitée et la position de l'actionneur à atteindre. L'inverse en vitesse traduit la discontinuité du modèle établi puisque la position $u(t)$ doit effectuer un saut pour traverser la bande de jeux. Cette méthode a été proposée en 1960 par [Fre60] pour la compensation des non-linéarités dans les moteurs. Lorsque la largeur de l'hystérésis est constante, il n'est donc pas nécessaire d'identifier la totalité des paramètres définissant les non-linéarités du système commandé. L'estimation de la largeur à traverser suffit à la compensation des jeux. Cette valeur peut être connue et estimée théoriquement à partir d'une modélisation des phénomènes mis en jeu [KH10] ou inconnue. Lorsque la largeur de l'hystérésis est inconnue, il est possible de l'estimer en-ligne à l'aide d'une approche adaptative ([AK99], [GYCJ09]). Selon l'application, la commande adaptative peut aussi être associée à d'autres méthodes de compensation telles que la commande floue proposée dans [SOH03] et [WWLL98] ou l'inversion par réseaux de neurones proposée dans [CaRS00]. Jusqu'à présent, très peu de résultats expérimentaux ont été rapportés pour ces approches.

4.3 Approche empirique de la compensation des non-linéarités adaptée à notre système

4.3.1 Position du problème

La majorité des méthodes de compensation repose sur l'inversion de la caractéristique de transmission en position, vitesse ou effort. Cette inverse est soit connue (modèle analytique) soit estimée. Parmi les approches présentées, aucune n'est réellement adaptée à l'usage de notre prototype. En effet, les possibilités d'établir un modèle sont limitées. L'élaboration d'un tel modèle nécessite l'identification d'un grand nombre de paramètres, or nous n'avons pas accès aux mesures de toutes les grandeurs physiques comme la mesure des efforts en différents points de la transmission par exemple (cf. paragraphe 4.1.2).

Le paramétrage simplifié de la fonction hystérésis classique favorise son estimation mais n'est pas toujours suffisant pour appréhender toute la complexité de certaines non-linéarités. Les solutions de commande, comme la commande adaptative, reposent sur l'hypothèse d'une largeur d'hystérésis invariante, c'est-à-dire indépendante de la valeur de sortie. En ce qui concerne notre système, nous avons mis en évidence que la bande de jeux à traverser dépend de la position du bras dans l'espace cartésien. De plus, ces méthodes nécessitent généralement un mouvement répétitif car elles convergent lentement vers le comportement désiré. Cette stratégie n'est donc pas appropriée dans le cas d'une consigne téléopérée quelconque.

Nous avons donc choisi de mettre en place une stratégie de compensation basée sur la connaissance empirique de la caractéristique statique. Cette approche est détaillée dans les parties suivantes.

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

4.3.2 Méthode de compensation

Une fois que le système a été introduit dans le corps du patient et amené jusqu'à la zone d'opération, on peut considérer que les guides flexibles de l'endoscope et des bras conserveront la même forme pendant toute la durée de l'opération. En effet, en dehors des mouvements de translation et de rotation que le système peut encore subir, le chemin des câbles ne sera pas sensiblement modifié dans la suite de l'intervention. Il est alors possible de réaliser une étape d'étalonnage consistant à effectuer un aller-retour sur chaque moteur afin de mesurer l'hystérésis entre la position moteur et la position cartésienne du bras.

Idéalement, l'apprentissage complet de la caractéristique position/position nécessiterait la calibration de chaque axe en fonction de la position de l'axe opposé, fournissant ainsi une cartographie 3D de la position cartésienne en fonction des positions moteur q_{B1} et q_{B2} . Cette procédure, réalisée avant chaque utilisation, est beaucoup trop longue pour être envisagée. Nous avons vu dans le paragraphe 4.1.3 que si l'amplitude des mouvements dans chaque direction est limitée, la forme de l'hystérésis variait peu. On considérera donc par la suite que les 2 caractéristiques mesurées pendant l'étalonnage sont invariantes dans l'espace articulaire et une seule calibration sera donc effectuée autour de la position tendue du bras. Cette étape permet de connaître la forme de l'hystérésis et donne accès à l'ensemble des informations nécessaires à une compensation par inversion de la caractéristique.

Les caractéristiques ainsi obtenues mettent en relation une direction cartésienne avec un axe articulaire. Elles ne permettent pas de tenir compte du couplage potentiel entre les axes moteurs. Lors d'une compensation en position, le système essaie d'atteindre une position cartésienne en agissant indépendamment sur les positions articulaires. Cette approche est inadaptée si par exemple $\alpha \neq -\theta_z$, c'est-à-dire si un moteur entraîne un déplacement simultané dans les directions \vec{i}_c et \vec{j}_c . Nous avons donc privilégié une commande et une compensation en vitesse élaborée à partir du schéma de commande du chapitre 3 paragraphe 3.4.3. L'intérêt de la commande en vitesse réside dans la possibilité d'effectuer la compensation des non-linéarités indépendamment sur chaque axe. De cette manière, la seule information nécessaire est la largeur de la bande de jeux à traverser pour mettre en mouvement l'effecteur dans la direction voulue. Bien que la mesure de la caractéristique statique ne concerne qu'une direction opérationnelle, l'intervalle pendant lequel le bras est immobile est identique quelle que soit la direction observée. Par conséquent, la largeur de la non linéarité à traverser peut être obtenue par une lecture directe sur la courbe de calibration et ce quel que soit le déplacement souhaité.

4.3.3 Extraction des informations

Table des jeux

La distance que doivent parcourir les moteurs avant de mettre le bras en mouvement, en cas de changement de direction, correspond à la largeur de l'hystérésis à la position cartésienne courante. Cette information peut être obtenue par lecture de la caractéristique sta-

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

q_{tab}^+	X_{tab}^+	B^+	q_{tab}^-	X_{tab}^-	B^-
q_1^+	X_1^+	B_1^+	q_1^-	X_1^-	B_1^-
q_2^+	X_2^+	B_2^+	q_2^-	X_2^-	B_2^-
q_3^+	X_3^+	B_3^+	q_3^-	X_3^-	B_3^-

FIG. 4.10 – Exemple de construction des tables des jeux pour un moteur

tique. Nous avons donc établi une table de correspondance entre position opérationnelle du bras, position des moteurs et largeur de l’hystérésis. Cette table permet de connaître à tout instant la largeur de l’hystérésis à traverser en cas d’inversion du sens des moteurs.

Une étape de calibration hors-ligne est nécessaire à la construction de la table. La calibration consiste à effectuer un aller-retour sur chaque moteur et à mesurer le déplacement du bras flexible le long de la direction cartésienne principalement affectée par le moteur. L’observation de cette direction principale n’est pas obligatoire mais elle permet d’obtenir une courbe d’hystérésis moins comprimée qui facilite l’extraction des informations. Dans un premier temps, on enregistre les couples {position moteur/position cartésienne}. Une fois la calibration terminée, les mesures sont réparties dans 2 tables distinctes selon le sens de rotation du moteur : une table positive et une table négative illustrée à la figure 4.10. La dernière étape consiste à calculer la largeur de la bande de jeux à traverser selon que le système se déplace du sens positif vers négatif ou inversement. Pour cela, on associe à chaque couple {position moteur/ position cartésienne} la position cartésienne la plus proche dans la table de sens opposé ainsi que la position codeur qui lui correspond. La largeur de l’hystérésis à traverser lors d’un changement de direction pour une position opérationnelle donnée est calculée comme la différence entre les 2 positions moteurs. La construction de la table est illustrée par la figure 4.12.

On définit pour chaque moteur :

- q_{tabi}^+ et q_{tabi}^- les positions codeurs de chaque moteur lors d’un déplacement à vitesse positive et négative
- X_{tabi}^+ et X_{tabi}^- les positions cartésiennes du bras correspondant aux positions codeurs précédentes
- B_i^+ et B_i^- la largeur de l’hystérésis correspondant aux couples respectifs $(q_{tabi}^+; x_{tabi}^+)$ et $(q_{tabi}^-; X_{tabi}^-)$

On peut remarquer qu’en procédant ainsi, la largeur des jeux comprend aussi la largeur des zones-mortes si le système fait demi-tour à l’intérieur des zones-mortes potentielles.

Table des zones-mortes

Pour détecter la présence de zones-mortes lors d’un déplacement unidirectionnel, on calcule la vitesse opérationnelle le long de l’hystérésis par dérivation des positions cartésiennes. Afin de limiter l’effet du bruit de mesure sur le calcul de la vitesse, l’hystérésis est préalablement lissée. On recherche alors les zones où la vitesse est inférieure à un seuil préalablement fixé. Cette recherche permet d’élaborer 4 nouvelles tables (2 selon le sens de parcours de chaque hystérésis et ce pour les 2 moteurs) mettant en correspondance la

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LIÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

q_{DB}^+	X_{DB}^+	DB^+	q_{DB}^-	X_{DB}^-	DB^-
q_1^+	X_1^+	DB_1^+	q_1^-	X_1^-	DB_1^-
q_2^+	X_2^+	DB_2^+	q_2^-	X_2^-	DB_2^-
q_3^+	X_3^+	DB_3^+	q_3^-	X_3^-	DB_3^-

FIG. 4.11 – Exemple de construction d’une table des zones-mortes pour un moteur

position codeur d’entrée dans la zone morte, q_{DBi} , la position cartésienne du bras, X_{DBi} , et la longueur de la zone morte notée DB_i et annotée en fonction du sens de parcours de l’hystérésis. Un exemple est donné à la figure 4.11. La localisation des zones-mortes est illustrée sur la figure 4.12.

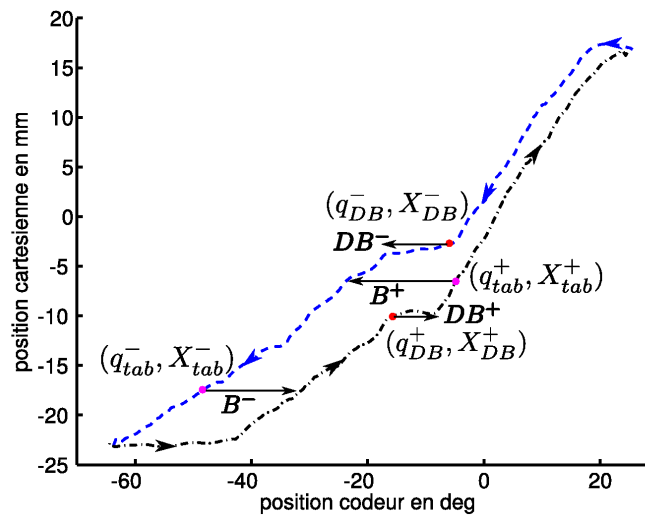


FIG. 4.12 – Construction de la table après séparation de l’hystérésis selon le sens de rotation du moteur (sens positif en noir et sens négatif en bleu)

4.3.4 Implémentation de la compensation

Principe

Qu’il s’agisse des jeux ou des zones-mortes, le principe de compensation choisi est le même, à savoir une traversée accélérée. Lorsqu’un changement de vitesse articulaire est demandé ou lorsque le système entre dans une zone-morte, une impulsion de vitesse est ajoutée à la commande issue du jacobien inverse. Deux approches sont envisageables pour calculer la vitesse additionnelle. La plus directe consiste à traverser la bande en une période d’échantillonnage. Cela peut conduire à des impulsions de valeurs très importantes qui ne sont pas toujours supportées par les actionneurs. De plus, si la largeur est légèrement surestimée, une traversée trop brutale peut entraîner des dépassements importants de la part du système qui se traduisent par des soubresauts. V. Agrawal et al. proposent dans

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

[APYC10], de filtrer les discontinuités de la fonction hystérésis inverse, qui sert à calculer la commande en position, à l'aide d'un filtre passe-bas d'ordre 2. De manière similaire, il est possible de répartir la vitesse de compensation sur plusieurs échantillons afin d'adoucir la transition. Bien que les moteurs dont nous disposons offrent une accélération et une vitesse maximale suffisantes pour effectuer la traversée en une période, nous avons évalué les effets d'une compensation "douce" comparativement à une compensation "brutale".

Algorithme de compensation

Théoriquement, la compensation des jeux devrait intervenir à chaque changement de sens de la vitesse de commande articulaire sur q_{B1} et/ou q_{B2} . Toutefois, l'application d'une impulsion de vitesse en fonction de la commande complète $u(z)$ s'avère risquée pour deux raisons. Tout d'abord, la commande issue du feedback est retardée de 3 périodes d'échantillonnage. De plus, si la largeur à traverser est surestimée, l'envoi d'une commande trop élevée entraînerait le dépassement de la consigne et l'inversion de la vitesse du moteur, obligeant le système à retraverser les jeux dans le sens opposé. Si les surestimations se succèdent, le système oscille. En appliquant la compensation en fonction du terme de feedforward seul, on limite ces effets néfastes. Cependant, en cas de dépassement, l'erreur de position sera corrigée lentement puisque la compensation des jeux ne s'appliquera pas dans ce cas là.

Une fois la calibration terminée, les tables sont générées automatiquement. L'algorithme de compensation des jeux est fonction de 2 éléments : le signe de la vitesse articulaire issue du feedforward, u_{ffw}^e , et la position courante du système le long de la caractéristique, $(q_{cur}; X_{cur})$. Lorsque u_{ffw}^e change de sens, on relève la position cartésienne du bras X_{cur} . La localisation dans la caractéristique ne peut se faire que via la position cartésienne puisque les positions codeurs sont affectées par les jeux et que plusieurs positions codeurs peuvent correspondre à une seule position cartésienne. Dans la table associée au moteur sollicité et au sens précédant le changement, on recherche la position X_{tab} la plus proche de X_{cur} . On a alors l'ensemble des informations nécessaires à la traversée des jeux, (q_{tab}, X_{tab}, B) . Toutefois, il est possible que la commande globale $u(z)$ ait déjà obligé le système à entrer dans les jeux. A l'aide de q_{tab} , on calcule alors la distance parcourue à l'intérieur des jeux depuis le changement de direction :

$$B^{done} = |q_{cur} - q_{tab}|. \quad (4.4)$$

On connaît ainsi la distance qu'il reste à parcourir pour traverser complètement la bande de jeux. On ajoute ensuite à la commande feedforward courante une impulsion V_B permettant de traverser la largeur restante en autant de pas d'échantillonnage qu'on le souhaite :

$$u_{ffw}^s = u_{ffw}^e + \text{sign}(u_{ffw}^e)V_B. \quad (4.5)$$

La figure 4.13 illustre une application de la compensation lors du changement de sens de la vitesse de commande, de négatif à positif.

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

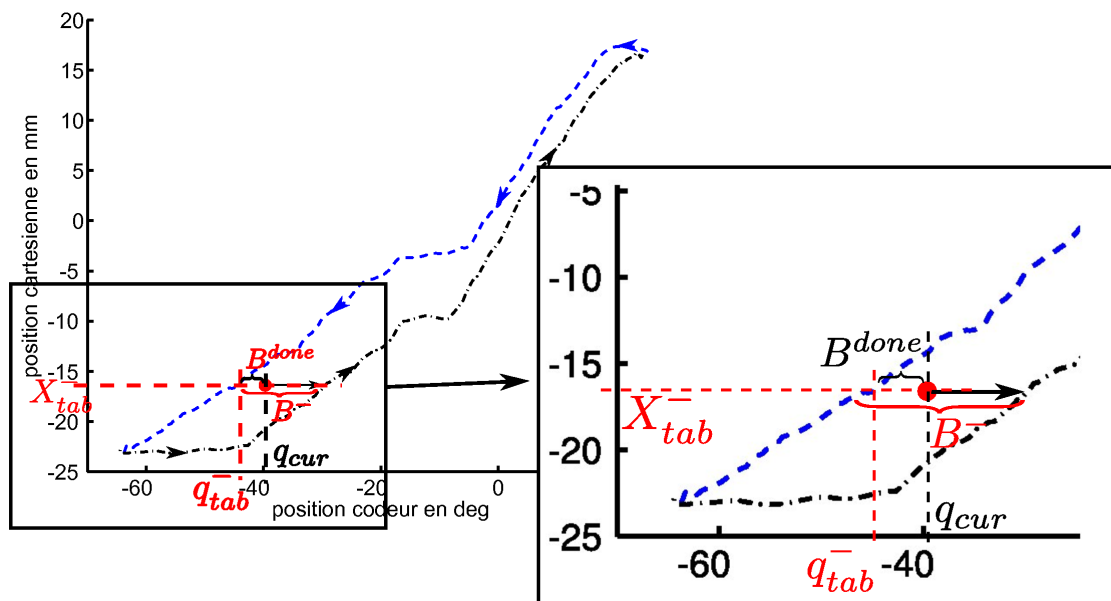


FIG. 4.13 – Application de la compensation des jeux lors d'un changement de sens de la commande feedforward

Puisque les zones-mortes se manifestent lors d'un mouvement sans changement de sens, elles sont localisées sur la courbe hystérésis par la position codeur q_{DB} à partir de laquelle la vitesse du bras s'annule. La compensation de la zone-morte est fonction de deux éléments : le signe de la vitesse de commande globale $u^e(z)$ et la position moteur courante q_{cur} par rapport à q_{DB} . Lorsque q_{cur} vérifie les inégalités suivantes

$$q_{DB}^+ \leq q_{cur}^+ \leq q_{DB}^+ + DB^+ \quad (4.6)$$

$$q_{DB}^- - DB^- \leq q_{cur}^- \leq q_{DB}^- \quad (4.7)$$

une impulsion V_{DB} est ajoutée à la commande courante afin de traverser la zone-morte. Si le bras est déjà à l'intérieur de la zone-morte lorsque la compensation est activée, alors la largeur à traverser sera recalculée en fonction de la distance déjà parcourue, DB^{done} :

$$DB^{done} = |q_{cur} - q_{DB}|. \quad (4.8)$$

Les zones-mortes ne dépendent pas des changements de sens du moteur, elles sont donc traversées à chaque fois que la position moteur mesurée atteint le point d'entrée de la zone-morte q_{DB} . L'impulsion est donc ajoutée à la vitesse de commande globale :

$$u^s = u^e + \text{sign}(u^e)V_{DB}. \quad (4.9)$$

La compensation des jeux et des zones-mortes sont implémentées séparément. Les étapes de la compensation sont récapitulées sur l'organigramme de la figure 4.14. La

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

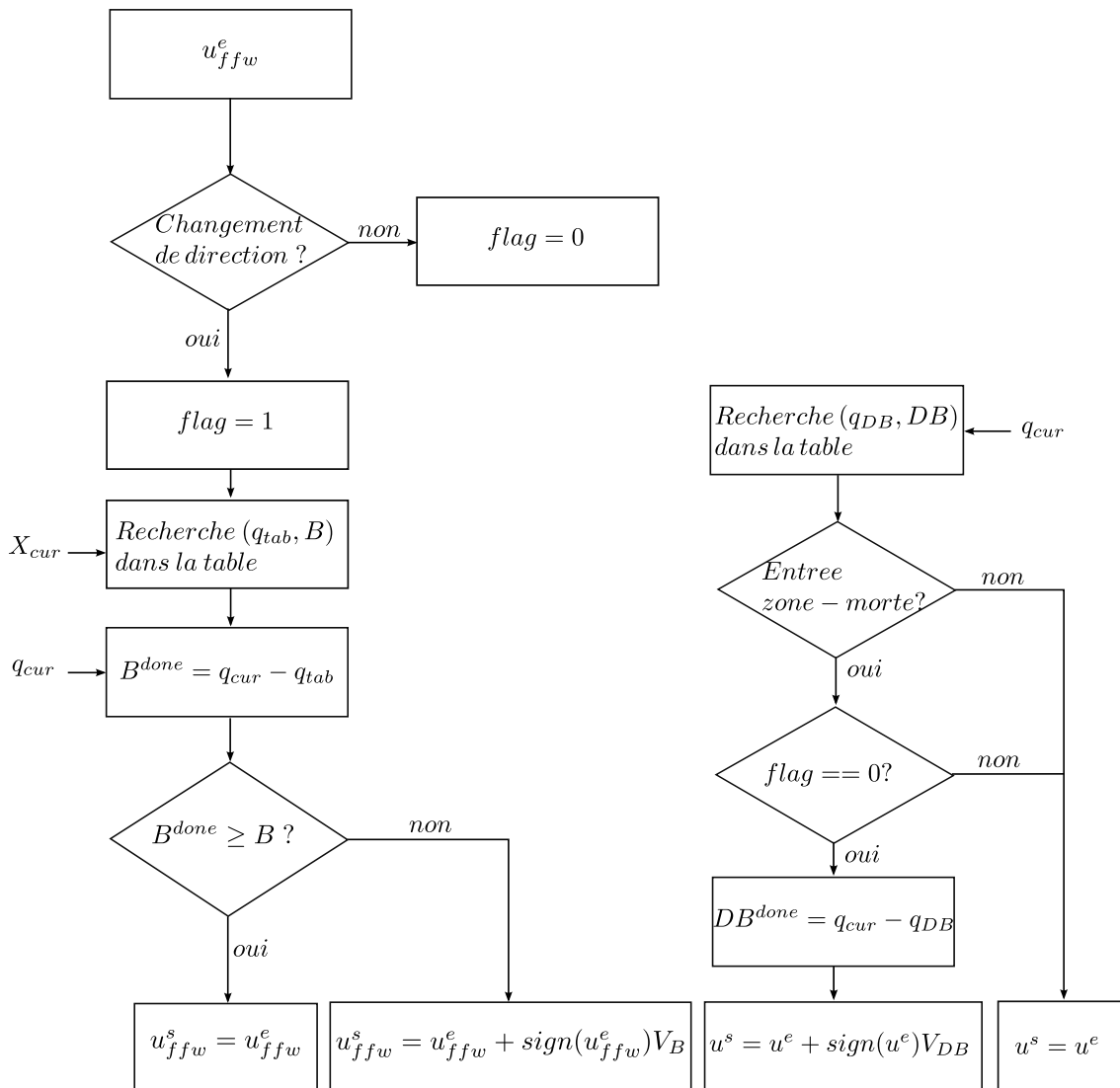


FIG. 4.14 – Organigramme de compensation des non-linéarités

valeur attribuée au $flag$ pendant la compensation des jeux, active ou désactive la compensation des zones-mortes afin d'éviter l'envoi d'une impulsion supplémentaire dans le cas où la largeur de jeux comprendrait déjà la zone-morte.

Finalement, le schéma de commande avec compensation est représenté sur la figure 4.15. Le correcteur de la boucle de feedback est un gain K dont le réglage est identique à celui du paragraphe 3.4.3.

Calcul de la vitesse de compensation

Deux approches ont été testées. La première consiste à traverser les non-linéarités brutalement en un pas d'échantillonnage. L'impulsion de vitesse est calculée en fonction

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

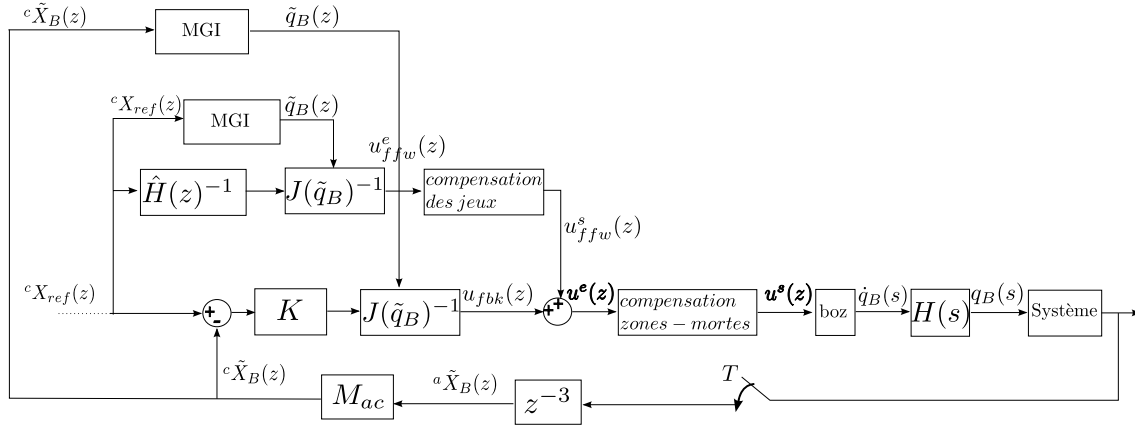


FIG. 4.15 – Schéma de commande avec compensation des non-linéarités

de la distance restant à parcourir pour effectuer la traversée :

$$V_B = \frac{B - B^{done}}{T} \quad \text{et} \quad V_{DB} = \frac{DB - DB^{done}}{T}. \quad (4.10)$$

Cette méthode présente l'avantage, si elle est correctement appliquée, de rendre la traversée des jeux et zones-mortes transparente pour l'utilisateur. Toutefois, elle est très sensible aux erreurs d'estimation de la largeur à traverser. Une surestimation entraîne un sursaut du bras qui est généralement suivi d'un dépassement de consigne et donc d'une longue phase de correction de l'erreur. Ce comportement peut s'avérer plus déstabilisant pour l'utilisateur que le retard de la sortie sans compensation.

L'autre approche consiste à répartir la vitesse calculée précédemment sur plusieurs pas d'échantillonnage. Pour cela, nous proposons d'utiliser un filtre passe-bas d'ordre 2 :

$$F(s) = \frac{\omega^2}{s^2 + 2\xi\omega s + \omega^2}, \quad (4.11)$$

où ξ et ω sont respectivement le coefficient d'amortissement et la pulsation du filtre. Ces paramètres sont réglés en fonction des performances souhaitées. Afin d'éviter les oscillations de la vitesse de compensation, on choisit $\xi = 1$. La pulsation ω est calculée en fonction du temps de traversée voulu. A partir de l'abaque des systèmes d'ordre 2 donnant le temps de réponse réduit en fonction du coefficient d'amortissement, pour une traversée de 3 périodes d'échantillonnage, il nous faut $\omega = 62.5$. La fonction de transfert du filtre est donnée par

$$F(s) = \frac{1}{0.0003231s^2 + 0.0438118s + 1}. \quad (4.12)$$

A l'aide de la transformée bilinéaire, on obtient

$$F(z^{-1}) = \frac{0.7127z^{-1} + 0.1299z^{-2}}{1 - 0.1642z^{-1} + 0.006738z^{-2}}. \quad (4.13)$$

Les profils de vitesse obtenus avec les 2 méthodes sont représentés sur la figure 4.16.

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

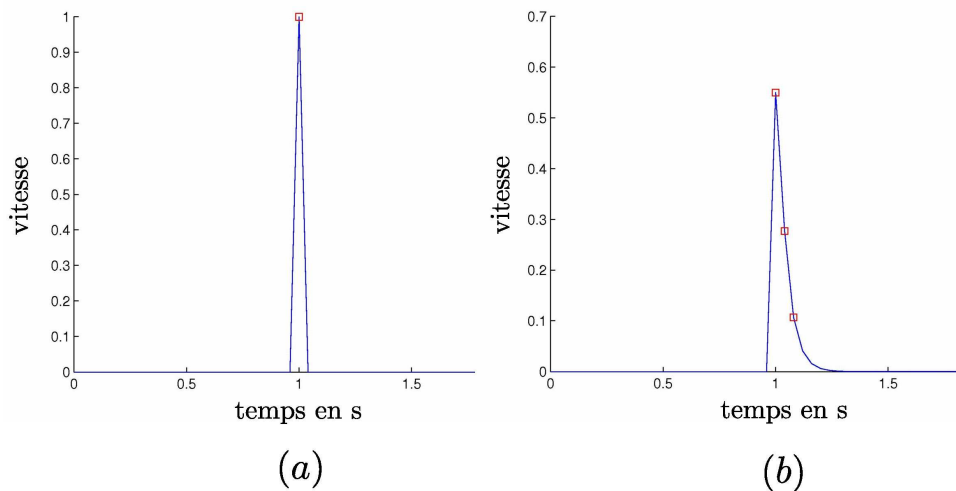


FIG. 4.16 – Profils de vitesse : (a) compensation brutale (b) compensation douce.

4.3.5 Expérimentations sur le prototype de laboratoire

Nous avons appliqué les mêmes consignes que lors des expérimentations du paragraphe 3.4.2 du chapitre 3. Le code couleur est le suivant :

- bleu : signal de consigne
- rouge : réponse du système sans compensation
- rose : réponse du système avec une compensation brutale des non-linéarités
- vert : réponse du système avec une compensation douce des non-linéarités.

Tout d'abord, nous avons appliqué une consigne trapézoïdale d'amplitude 2cm selon \vec{j}_c avec une période de 25s. Les résultats sont présentés sur la figure 4.17. Comme lors des essais du chapitre 3, l'effet des non-linéarités et donc de la compensation est peu visible lors des changements de sens de la consigne. En revanche, on peut observer les effets de la compensation des zones-mortes et constater un meilleur suivi de la consigne. La compensation s'applique également à l'axe \vec{i}_c où l'erreur maximale diminue de 4.12mm sans compensation à 2.88 et 2.1mm avec les 2 méthodes de compensation brutale et douce. La courbe de la figure 4.18 permet d'observer le suivi de l'hystérésis sur chaque axe durant l'asservissement. Les croix noires indiquent les points d'entrée dans les zones-mortes. L'hystérésis selon q_{B2} est relativement bien suivi et les impulsions de compensation ont lieu au bon moment. On s'aperçoit que les points de mesure représentés sur l'hystérésis q_{B1} ne sont pas tous circonscrit à l'intérieur de la courbe d'hystérésis. Ce comportement traduit les limites de l'hypothèse de départ selon laquelle la forme de l'hystérésis ne varierait pas. L'amplitude du déplacement selon \vec{j}_c sort du cadre de cette hypothèse. L'axe \vec{k}_c n'est pas soumis aux non-linéarités et aucune compensation n'est appliqué sur cet axe. Toutefois, par couplage, les non-linéarités affectant \vec{i}_c et \vec{j}_c , ont des répercussions sur le suivi de la trajectoire selon \vec{k}_c . Grâce à la compensation, l'erreur maximale est réduite de

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

4.45mm à 2.06 et 2.91mm. Dans le cas d'une consigne trapézoïdale de basse fréquence, les deux méthodes de compensation sont équivalentes. Pour toutes les stratégies de commande, on observe un léger dépassement d'environ 2mm lors des phases ascendantes de la consigne seulement. L'asymétrie du comportement peut être expliquée par les variations non uniformes du gain (probablement en raison des frottements dans les gaines des câbles) et non modélisées par le jacobien.

Afin de mieux appréhender qualitativement les améliorations sur le suivi d'une trajectoire en 3 dimensions, nous avons appliqué une consigne qui consiste à suivre une trajectoire circulaire à z-constant de 30mm de diamètre. Le signal de consigne sinusoïdal a une période de 15s. Les résultats sont détaillés sur les figures 4.19 et 4.20. L'effet de la compensation des jeux montre une nette amélioration du suivi de la trajectoire lors des changements de direction et cela se traduit par un meilleur suivi de la trajectoire tridimensionnelle. Le retard du système le long de \vec{i}_c et \vec{j}_c a diminué d'une seconde tandis que l'erreur maximale selon \vec{k}_c est diminuée de 3.84mm sans compensation à 2.4mm avec une compensation brutale puis 2.1mm avec une compensation douce. La compensation douce donne ici de meilleurs résultats que la compensation brutale. La différence réside dans la variation lente de la consigne. Dans ce cas, une compensation douce limite le dépassement de la consigne lors des changements de sens.

Dans le cas d'une consigne téléopérée (cf. figure 4.21), l'amélioration apportée par la compensation est faible. Ces résultats sont similaires à ceux de la consigne trapézoïdale en ce qu'ils ne montrent pas l'intérêt de la compensation. En effet, lorsque la consigne change, le système a déjà traversé les jeux. Dans ce cas, le bras répond de la même façon avec ou sans compensation. On constate également que le système a des difficultés à suivre une consigne de faible amplitude mais de forte dynamique. Dans cette situation, la réponse dépasse le signal d'entrée et ce quelque soit la méthode de compensation appliquée. Les résultats obtenus sont récapitulés dans le tableau 4.1.

consigne		erreur RMS			erreur max.			retard moy.		
		0	1	2	0	1	2	0	1	2
trapézoïdale	x	1.41	1.08	0.98	4.12	2.87	2.1	0.2	0.14	0.14
	y	2.44	1.07	1.47	12.14	4.12	6.62	—	—	—
	z	1.1	0.54	0.69	4.45	2.06	2.97	—	—	—
circulaire	x	2.18	1.95	1.76	5.67	7.77	3.76	1.44	0.48	0.48
	y	2.26	1.01	0.95	6.61	3.1	2.62	2	0.25	0.25
	z	1.04	0.62	0.54	3.83	2.44	2.09	—	—	—
téléopérée	x	2.48	2.48	2.61	7.34	12.74	10.78	0.3	0.25	0.38
	y	1.46	1.12	1.26	6.73	6.46	6.55	0.3	0.16	0.28
	z	1.04	0.87	0.93	4.55	3.71	4.11	0.04	0.04	0.04

TAB. 4.1 – Tableau comparatif des résultats obtenus pour les différentes stratégies de commande selon le type de consigne. Les colonnes 0, 1, 2 représentent respectivement l'asservissement sans compensation, avec compensation brutale et avec compensation douce.

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

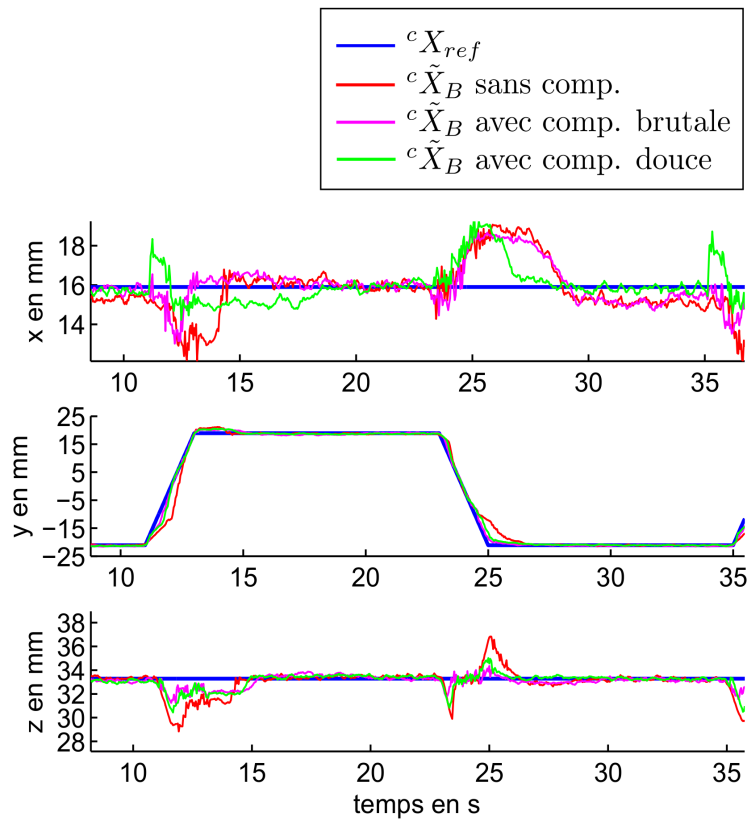


FIG. 4.17 – Réponse du système à une consigne trapézoïdale

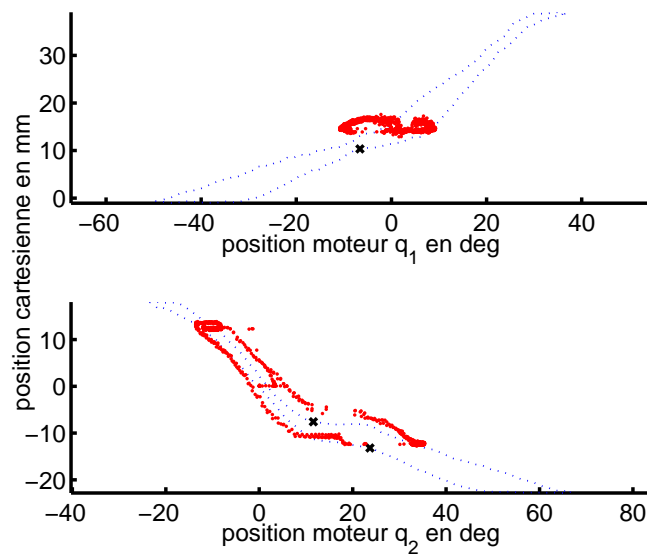


FIG. 4.18 – Trajectoire suivie par le système (en rouge) en comparaison avec la caractéristique statique mesurée lors de la calibration (en bleu)

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

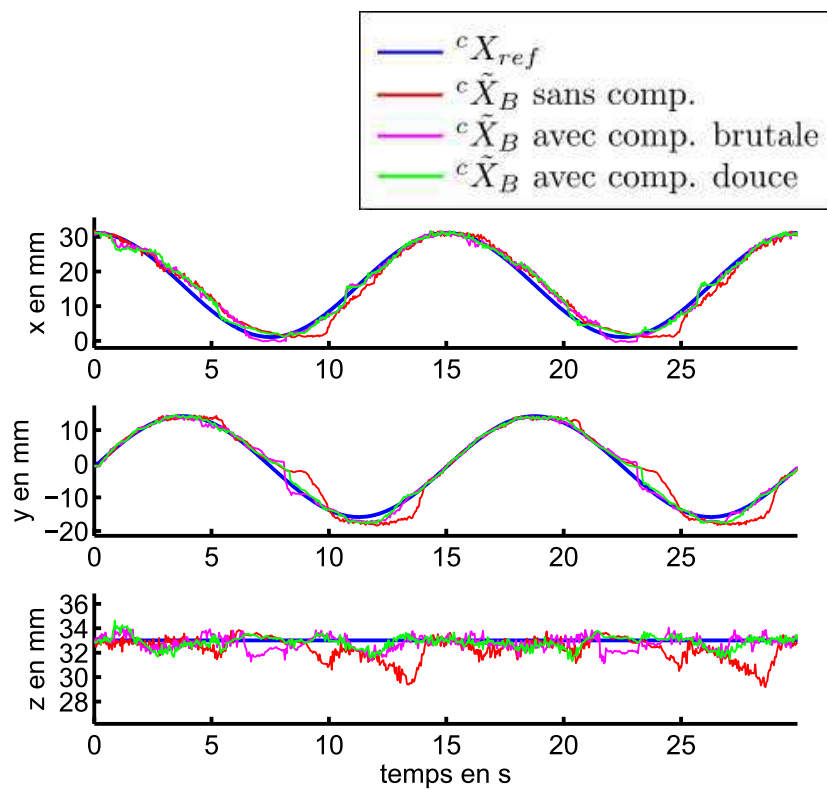


FIG. 4.19 – Réponse du système à une consigne circulaire

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

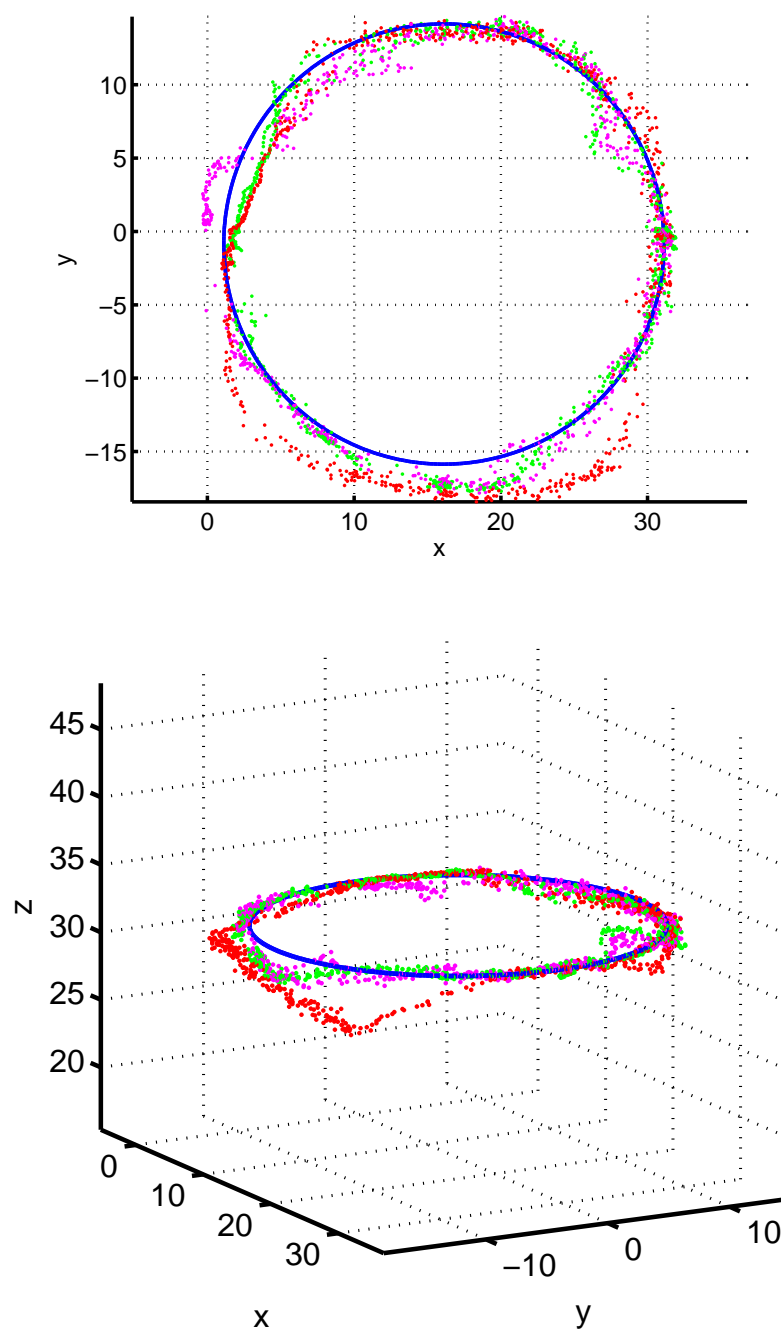


FIG. 4.20 – Trajectoire circulaire dans le plan et dans l'espace cartésien

4.3. APPROCHE EMPIRIQUE DE LA COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS ADAPTÉE À NOTRE SYSTÈME

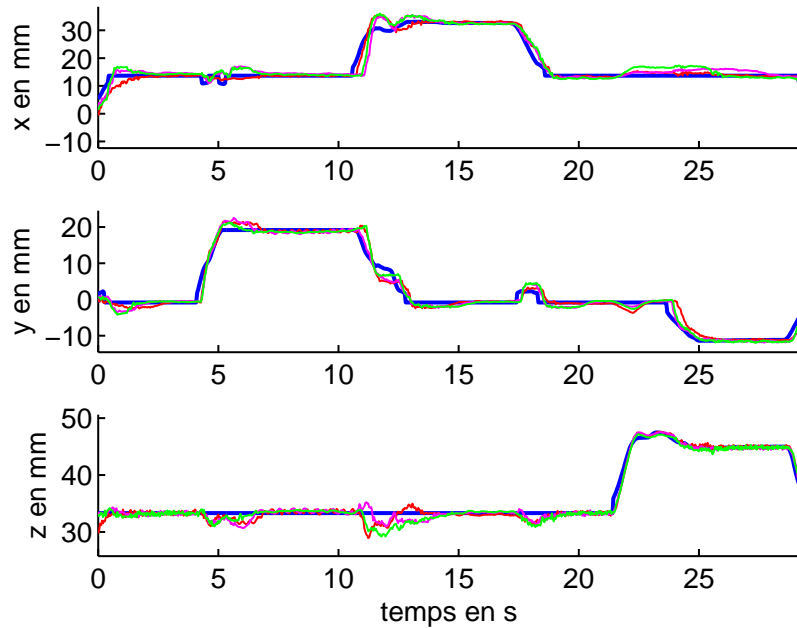


FIG. 4.21 – Réponse du système à une consigne téléopérée

4.3.6 Conclusion

La gestion des non-linéarités est un problème complexe pour lequel il n'existe pas de solution unique. On peut distinguer deux approches distinctes de ce problème. La première consiste à modéliser avec précision le comportement non linéaire à l'aide de mesures spécifiques. La deuxième repose sur une connaissance partielle du phénomène et sur un apprentissage progressif au cas par cas. Nous avons présenté dans ce chapitre une stratégie de commande basée sur la connaissance empirique de la caractéristique statique du système. Cette méthode permet d'améliorer le suivi de la trajectoire et a donné de bons résultats. Le protocole actuel d'utilisation du système peut être résumé par la figure 4.22 (a). La préparation du système demande un certain nombre d'étapes mais le temps nécessaire à leur exécution reste faible. Les étapes 7, 8 et 9 sont actuellement réalisées successivement. Ces 3 étapes consistent à effectuer des aller-retours depuis la position tendue sur chaque moteur. Une fois la position tendue déterminée, il est envisageable de les regrouper en une seule phase d'étalonnage permettant d'identifier simultanément les butées articulaires, l'orientation des bras (θ_{zB}, θ_{zC}) et de générer les tables pour la compensation. Par ailleurs, les étapes 1, 3 et 4 sont spécifiques à la conception de notre prototype. On peut imaginer pour les systèmes suivants que l'embout soit rigidement lié à l'endoscope. Sa position serait alors connue ainsi que l'angle de triangulation et la position des bras. Le temps de préparation serait alors réduit et le protocole se limiterait à l'organigramme (b) de la figure 4.22.

CHAPITRE 4. AMÉLIORATION DE LA COMMANDE DU SYSTÈME PAR COMPENSATION DES NON-LINÉARITÉS

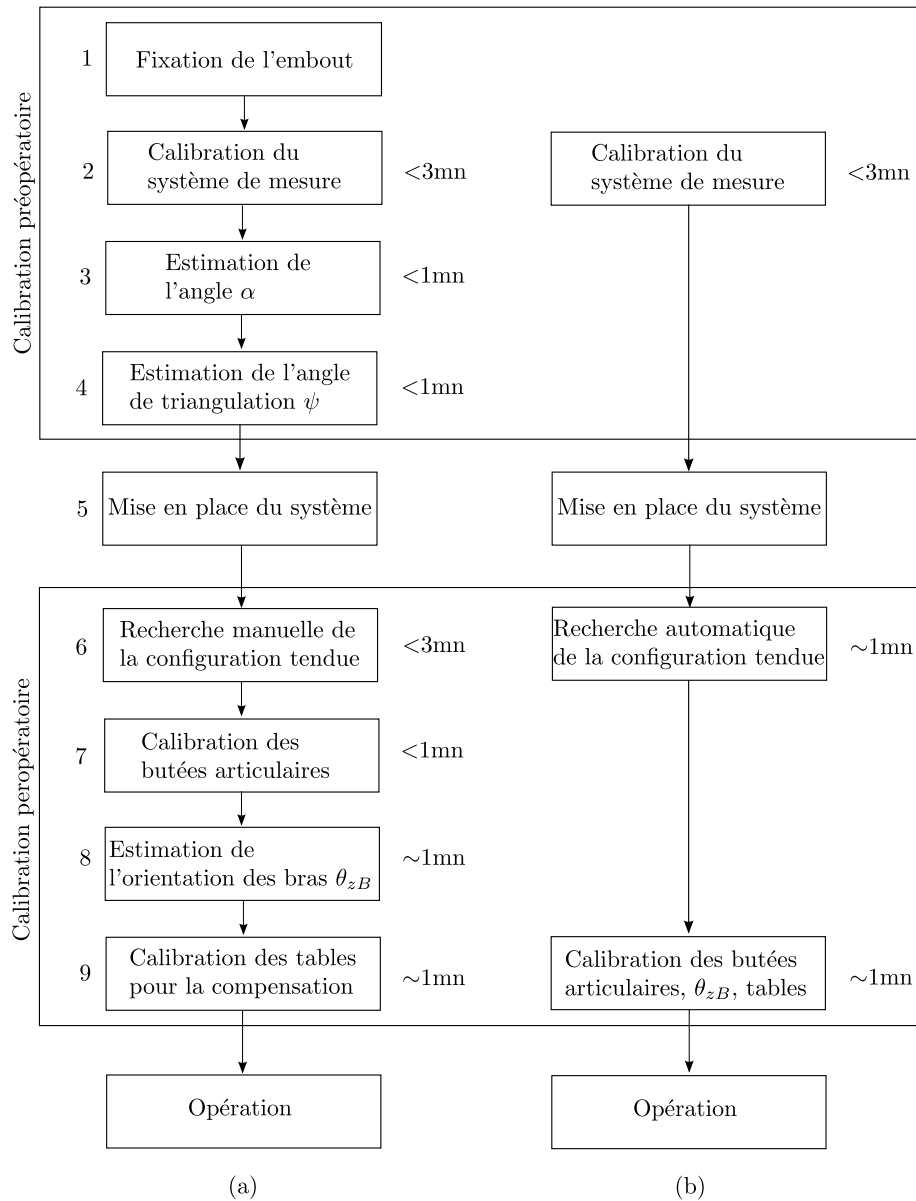


FIG. 4.22 – Protocole d'utilisation du prototype (a) actuel, (b) réduit.

Conclusion

Les années 2000 ont vu l'apparition d'une nouvelle approche chirurgicale sans cicatrice, par les voies naturelles (NOTES). Cette technique prometteuse s'est rapidement heurtée aux limites du matériel médical à disposition. En effet, les premières opérations de ce type ont été réalisées avec un endoscope flexible traditionnel issu de la gastroentérologie. Le manque de degrés de liberté, l'absence de triangulation entre les instruments, les difficultés de manipulation pour des non spécialistes sont autant de freins au développement de l'approche NOTES. Les travaux de thèse présentés ont été consacrés à la réalisation et à l'étude d'un prototype endoscopique robotisé tentant de répondre aux besoins des chirurgiens. Cette étude a permis de mettre en évidence les possibilités et les limites d'un tel système et de son application.

L'élaboration du prototype s'est appuyée sur des discussions avec les chirurgiens de l'IRCAD et les professionnels de l'endoscopie de l'entreprise Karl Storz. Le système a été conçu à partir d'un endoscope flexible traditionnel auquel ont été ajoutés des degrés de liberté supplémentaires via deux bras flexibles et orientables attachés à la tête de l'endoscope. Ces bras sont creux, ce qui permet l'insertion des instruments. Ils fournissent également la triangulation nécessaire grâce à un système d'attache spécifique à l'extrémité de l'endoscope. Les 8 degrés de liberté disponibles sont motorisés et commandables depuis une console maître équipée de 2 interfaces de télémanipulation.

De part sa conception mécanique constituée d'éléments flexibles, notre prototype appartient à la catégorie des robots dits "continus". La structure générale est de type arborescente, les deux bras flexibles étant montés en série avec une section flexible commune (l'endoscope). Le modèle géométrique traduisant la relation entre la forme d'une section flexible et la position des moteurs a été établi par analogie avec les robots discrets traditionnels. Cette approche a permis de décomposer le modèle du système en briques élémentaires assemblables et reconfigurables afin de pouvoir travailler avec la géométrie souhaitée.

L'élaboration des modèles géométrique et cinématique est une étape préalable nécessaire à la commande du système. Cependant, lors de la validation de ce modèle, nous avons mis en évidence la présence de non-linéarités importantes, rendant la commande en boucle ouverte impossible. Une mesure extéroceptive est donc nécessaire. Le choix d'un capteur est un point sensible pour ce type de robot en raison de leur taille et de leur flexibilité. Afin de montrer rapidement la faisabilité d'un asservissement de l'instrument,

CONCLUSION

nous avons choisi d'utiliser le capteur magnétique Aurora qui présente l'avantage d'être peu coûteux et simple d'utilisation. Malgré les incertitudes de modélisation, les premières tentatives de commande de l'instrument dans le repère attaché à la caméra ont donné des résultats encourageants. Toutefois, cette approche fonctionne à la condition de ne pas utiliser directement les positions données par les codeurs car elles ne sont pas représentatives de la configuration réelle du système en raison des non-linéarités. Les non-linéarités mécaniques limitent également la précision qui s'avère insuffisante pour une application médicale.

A défaut de pouvoir mettre en œuvre une compensation mécanique de ces non-linéarités, nous avons mis en place une compensation logicielle. Cette méthode est basée sur la connaissance empirique de la caractéristique statique entre les positions moteurs et les positions cartésiennes. Une étape de calibration permet de déterminer la forme de l'hystérésis caractérisant la transmission par câbles. En posant l'hypothèse que la courbe d'hystérésis ne varie pas pendant l'utilisation du système, une seule calibration sur chaque axe articulaire permet de connaître la largeur de la zone morte à traverser le cas échéant. Cette approche a donné de bons résultats, en particulier pour les consignes de faible dynamique présentant de fréquents changements de direction. Cependant, l'hypothèse selon laquelle l'hystérésis varie peu pendant l'utilisation, a montré ses limites pour les mouvements de grande amplitude en dehors des axes de calibration.

Le prototype présenté est une preuve de concept dédiée à l'étude des différentes stratégies de commande envisagées. Il préfigure un prototype médical où tous les éléments seront intégrés en un seul système endoscopique.

Les algorithmes développés dans le cadre de cette thèse pour la commande de l'ensemble bras-instrument ont conduit à l'amélioration du comportement du système. Un certains nombres de points peuvent toutefois être encore améliorés.

Les mesures effectuées sur le système nous ont amené à supposer que la courbe d'hystérésis variait peu en fonction de la configuration du bras. Or pour des positions éloignées de l'axe de calibration, des modifications apparaissent. Bien qu'elles ne soient pas critiques pour la commande du système, le suivi de consigne est dégradé. Une compréhension plus complète des origines des non-linéarités permettrait une meilleure modélisation et l'élaboration d'une commande adaptative plus robuste. Ce point pourrait être amélioré par une mesure de tension à différents niveaux de la transmission.

Enfin, la méthode de compensation appliquée a donné de bons résultats dans le cas de commandes préprogrammées lors desquelles l'utilisateur n'intervient pas. Il serait intéressant de tester la stratégie de commande implémentée sur un panel d'utilisateurs afin d'observer le comportement du système aux diverses sollicitations possibles ainsi que les réactions de l'utilisateur face à la réponse du système.

Les travaux présentés dans ce manuscrit ouvrent d'autres perspectives de travail.

A plus long terme, il est envisagé de remplacer le capteur Aurora par la caméra endoscopique. En effet, cela évite l'utilisation d'un capteur spécifique pour la commande

et permet de reboucler le système avec les mêmes informations que celles dont dispose l'utilisateur. Les stratégies de commande développées avec le système Aurora resteront probablement toujours applicables à cette nouvelle configuration du système mais elles pourront également bénéficier d'informations supplémentaires. Par exemple, il serait intéressant, en plus de la commande de l'instrument, de déterminer la forme des bras à l'aide de la caméra. Plusieurs problèmes se posent alors. Tout d'abord, l'endoscope bénéficie d'une vision monoscopique. La mesure de la position tridimensionnelle de l'instrument s'avère difficile. Il en va de même pour la forme des bras. Ensuite, les occlusions des instruments arrivent fréquemment durant la manipulation du système. Ils peuvent être cachés par l'environnement (organes, fumée, sang) ou par les bras. Une autre approche possible serait d'insérer une deuxième caméra par un des canaux de l'endoscope afin de bénéficier d'une vision stéréoscopique.

Enfin, une perspective de travail intéressante serait de modéliser le comportement du système lors d'interactions avec l'environnement extérieur. La flexibilité des bras présente l'avantage de ne pas provoquer de lésions involontaires sur les organes. En contrepartie, ils se déforment lorsqu'un effort est appliqué à leur extrémité. L'élaboration d'un modèle au contact est à envisager pour une utilisation en condition réelle. La vision serait là aussi un plus pour extraire les informations sur la forme du bras.



Annexe A

Expression du modèle géométrique en fonction de la variation de longueur des câbles

A.1 Pour $k \neq 0$

La matrice de passage entre le repère de base d'une section flexible \mathcal{R}_0 et l'extrémité de l'instrument \mathcal{R}_6 est donné au chapitre 2 section 2.4.2 en fonction des paramètres géométriques $\Phi = [\varphi, k, I]$. Les matrices de rotation et de translation ont la forme suivante

$${}^0\mathbf{R}_{06} = \begin{bmatrix} c^2\varphi c(kL) + s^2\varphi & c\varphi s\varphi(c(kL) - 1) & c\varphi s(kL) \\ c\varphi s\varphi(c(kL) - 1) & s^2\varphi c(kL) + c^2\varphi & s\varphi s(kL) \\ -c\varphi s(kL) & -s\varphi s(kL) & c(kL) \end{bmatrix} \quad (\text{A.1})$$

$${}^0\mathbf{T}_{06} = \begin{bmatrix} Ic\varphi s(kL) + \frac{1}{k}c\varphi(1 - c(kL)) \\ Is\varphi s(kL) + \frac{1}{k}s\varphi(1 - c(kL)) \\ Ic(kL) + \frac{1}{k}s(kL) \end{bmatrix}. \quad (\text{A.2})$$

Les relations suivantes permettent d'exprimer les paramètres géométriques $\Phi = [\varphi, k, I]$ en fonction de la variation de longueur des câbles $\Delta L = [\Delta L_1, \Delta L_2, I]$:

$$k = \frac{\sqrt{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}}{Lr} \quad \text{et} \quad \varphi = \arctan 2(\Delta L_2, \Delta L_1) \quad (\text{A.3})$$

avec L la longueur de la section flexible et r son rayon. Sachant que

$$\cos(\arctan(x)) = \frac{1}{\sqrt{1+x^2}} \quad \text{et} \quad \sin(\arctan(x)) = \frac{x}{\sqrt{1+x^2}}, \quad (\text{A.4})$$

on peut écrire

$$\cos(\varphi) = \frac{\Delta L_1}{\sqrt{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}}, \quad (\text{A.5})$$

$$\sin(\varphi) = \frac{\Delta L_2}{\sqrt{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}}, \quad (\text{A.6})$$

$$\cos^2(\varphi) = \frac{\Delta L_1^2}{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}, \quad (\text{A.7})$$

$$\sin^2(\varphi) = \frac{\Delta L_2^2}{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}. \quad (\text{A.8})$$

Par soucis de lisibilité, on posera

$$a = \sqrt{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}. \quad (\text{A.9})$$

A partir des expressions (A.3) à (A.8), on peut finalement exprimer les matrices \mathbf{R}_{06} et \mathbf{T}_{06} en fonction de $\Delta \mathbf{L}$:

$${}^0\mathbf{R}_{06} = \begin{bmatrix} \left(\frac{\Delta L_1}{a}\right)^2 c\left(\frac{a}{r}\right) + \left(\frac{\Delta L_2}{a}\right)^2 & \frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{a^2} (c\left(\frac{a}{r}\right) - 1) & \frac{\Delta L_1}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) \\ \frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{a^2} (c\left(\frac{a}{r}\right) - 1) & \left(\frac{\Delta L_2}{a}\right)^2 c\left(\frac{a}{r}\right) + \left(\frac{\Delta L_1}{a}\right)^2 & \frac{\Delta L_2}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) \\ -\frac{\Delta L_1}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) & -\frac{\Delta L_2}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) & c\left(\frac{a}{r}\right) \end{bmatrix} \quad (\text{A.10})$$

$${}^0\mathbf{T}_{06} = \begin{bmatrix} \frac{I \Delta L_1}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) + \frac{L r \Delta L_1}{a^2} (1 - c\left(\frac{a}{r}\right)) \\ \frac{I \Delta L_2}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) + \frac{L r \Delta L_2}{a^2} (1 - c\left(\frac{a}{r}\right)) \\ I c\left(\frac{a}{r}\right) + \frac{L r}{a} s\left(\frac{a}{r}\right) \end{bmatrix} \quad (\text{A.11})$$

A.2 Pour $k = 0$

Au voisinage de $a = 0$ ($\Leftrightarrow \Delta L_1 = \Delta L_2 = 0$), on peut écrire une approximation des matrices \mathbf{R}_{06} et \mathbf{T}_{06} en écrivant le développement de Taylor de $\cos\left(\frac{a}{r}\right)$ et $\sin\left(\frac{a}{r}\right)$ à l'ordre 2. La fonction $\frac{1}{a}$ n'étant pas dérivable en 0, elle n'admet pas de développement limité en 0. On a

$$\cos\left(\frac{a}{r}\right) = 1 - \frac{a^2}{2r^2} \quad (\text{A.12})$$

$$\sin\left(\frac{a}{r}\right) = \frac{a}{r}. \quad (\text{A.13})$$

On obtient alors les valeurs approchées de la rotation et de la translation au voisinage de la configuration tendue :

$${}^0\mathbf{R}'_{06} = \begin{bmatrix} 1 - \frac{\Delta L_1^2}{2r^2} & -\frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{2r^2} & \frac{\Delta L_1}{r} \\ -\frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{2r^2} & 1 - \frac{\Delta L_2^2}{2r^2} & \frac{\Delta L_2}{r} \\ -\frac{\Delta L_1}{r} & -\frac{\Delta L_2}{r} & 1 - \frac{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}{2r^2} \end{bmatrix} \quad (\text{A.14})$$

$${}^0\mathbf{T}'_{06} = \begin{bmatrix} \frac{\Delta L_1}{r} \left(I + \frac{L}{2} \right) \\ \frac{\Delta L_2}{r} \left(I + \frac{L}{2} \right) \\ L + I \left(1 - \frac{\Delta L_1^2 + \Delta L_2^2}{2r^2} \right) \end{bmatrix} \cdot \quad (\text{A.15})$$

Annexe B

Expression de la matrice jacobienne en fonction de la variation de longueur des câbles

B.1 Pour $k \neq 0$

La matrice jacobienne \mathbf{J}_0 permet de calculer le torseur cinématique de l'instrument dans le repère \mathcal{R}_0 à partir de la variation de longueur des câbles grâce à la relation

$${}^0\{\mathcal{C}_{\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0}\} = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) \\ {}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) \end{bmatrix} = \mathbf{J}_0(\Delta\mathbf{L})\Delta\dot{\mathbf{L}} \quad (\text{B.1})$$

avec $\Delta\mathbf{L} = [\Delta L_1, \Delta L_2, I]$. Le calcul de \mathbf{J}_0 est décomposé en 2 étapes :

$$(\Delta\dot{L}_1, \Delta\dot{L}_2, \dot{I}) \xrightarrow{\mathbf{J}_2} (\dot{\varphi}, \dot{k}, \dot{I}) \xrightarrow{\mathbf{J}_3} [{}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_I), {}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_I)]^T \quad (\text{B.2})$$

$$\text{avec } \mathbf{J}_0 = \mathbf{J}_3\mathbf{J}_2. \quad (\text{B.3})$$

On définit $\mathbf{J}_2(\Delta\mathbf{L})$:

$$\begin{bmatrix} \dot{\varphi} \\ \dot{k} \\ \dot{I} \end{bmatrix} = \mathbf{J}_2(\Delta\mathbf{L}) \begin{bmatrix} \Delta\dot{L}_1 \\ \Delta\dot{L}_2 \\ \dot{I} \end{bmatrix} \quad (\text{B.4})$$

A partir des expressions (A.3) de l'annexe A, on obtient

$$\mathbf{J}_2(\Delta\mathbf{L}) = \begin{bmatrix} \frac{\Delta L_2}{a^2} & \frac{\Delta L_1}{a^2} & 0 \\ \frac{\Delta L_1}{Lra} & \frac{\Delta L_2}{Lra} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (\text{B.5})$$

La matrice \mathbf{J}_3 est définie comme la matrice jacobienne permettant d'exprimer le torseur cinématique du système en fonction de l'évolution des paramètres géométrique de la section flexible

$$\begin{bmatrix} {}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) \\ {}^0\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) \end{bmatrix} = \mathbf{J}_3(\Phi) \begin{bmatrix} \dot{\varphi} \\ \dot{k} \\ \dot{I} \end{bmatrix} \quad (\text{B.6})$$

Dans un premier temps, on exprime les éléments de la matrice \mathbf{J}_3 en fonction des paramètres géométriques. La matrice $\mathbf{J}_3(\Phi)$ peut être décomposée en 2 sous matrices : $\mathbf{J}_v(\Phi)$ et $\mathbf{J}_\Omega(\Phi)$ correspondant respectivement au vecteur vitesse et vitesse de rotation du torseur cinématique.

Le vecteur vitesse est défini par

$${}^0\mathbf{V}(\mathbf{O}_I, \mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0) = \mathbf{T}_{06} \dot{\mathbf{L}} = \frac{\partial \mathbf{T}_{06}}{\partial \Delta L_1} \Delta \dot{L}_1 + \frac{\partial \mathbf{T}_{06}}{\partial \Delta L_2} \Delta \dot{L}_2 + \frac{\partial \mathbf{T}_{06}}{\partial I} \dot{I}. \quad (\text{B.7})$$

La matrice \mathbf{J}_v est donné par

$$\mathbf{J}_v = \begin{bmatrix} \frac{\partial \mathbf{T}_{06}}{\partial \Delta L_1} & \frac{\partial \mathbf{T}_{06}}{\partial \Delta L_2} & \frac{\partial \mathbf{T}_{06}}{\partial I} \end{bmatrix} \quad (\text{B.8})$$

Les éléments de $\mathbf{J}_v(\Phi)$ sont donnés en fonctions de leur position (ligne,colonne) dans la matrice

$$J_v(1, 1) = -\frac{1}{k} s(\varphi)(1 - c(kL)) - I s(\varphi) s(kL) \quad (\text{B.9})$$

$$J_v(1, 2) = -\frac{1}{k^2} c(\varphi)(1 - c(kL)) + \frac{L}{k} c(\varphi) s(kL) + I L c(\varphi) c(kL) \quad (\text{B.10})$$

$$J_v(1, 3) = c(\varphi) s(kL) \quad (\text{B.11})$$

$$J_v(2, 1) = \frac{1}{k} c(\varphi)(1 - c(kL)) - I c(\varphi) s(kL) \quad (\text{B.12})$$

$$J_v(2, 2) = -\frac{1}{k^2} s(\varphi)(1 - c(kL)) + \frac{L}{k} s(\varphi) s(kL) + I L s(\varphi) c(kL) \quad (\text{B.13})$$

$$J_v(2, 3) = s(\varphi) s(kL) \quad (\text{B.14})$$

$$J_v(3, 1) = 0 \quad (\text{B.15})$$

$$J_v(3, 2) = -\frac{1}{k^2} s(kL) + \frac{L}{k} c(kL) - I L s(kL) \quad (\text{B.16})$$

$$J_v(3, 3) = c(kL) \quad (\text{B.17})$$

Le vecteur vitesse de rotation est calculé à partie de la matrice antisymétrique, $\mathbf{AS}(\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0))$:

$$\mathbf{AS}(\boldsymbol{\Omega}(\mathcal{R}_I/\mathcal{R}_0)) = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} = \dot{\mathbf{R}}_{06} \mathbf{R}_{06}^T = \frac{\partial \mathbf{R}_{06}}{\partial \varphi} \mathbf{R}_{06}^T \dot{\varphi} + \frac{\partial \mathbf{R}_{06}}{\partial k} \mathbf{R}_{06}^T \dot{k} + \frac{\partial \mathbf{R}_{06}}{\partial I} \mathbf{R}_{06}^T \dot{I}. \quad (\text{B.18})$$

Le calcul des dérivées partielles de la matrice \mathbf{R}_{06} donne

$$\frac{\partial \mathbf{R}_{06}}{\partial \varphi} = \begin{bmatrix} 2s(\varphi)c(\varphi)(1 - c(kL)) & 2s(\varphi)c(\varphi)(c(kL) - 1) & -s(\varphi)s(kL) \\ 2s(\varphi)c(\varphi)(c(kL) - 1) & 2s(\varphi)c(\varphi)(c(kL) - 1) & c(\varphi)s(kL) \\ s(\varphi)s(kL) & -c(\varphi)s(kL) & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{B.19})$$

$$\frac{\partial \mathbf{R}_{06}}{\partial k} = \begin{bmatrix} -Lc^2(\varphi)s(kL) & -Ls(\varphi)c(\varphi)s(kL) & Lc(\varphi)c(kL) \\ -Ls(\varphi)c(\varphi)s(kL) & -Ls^2(\varphi)s(kL) & Ls(\varphi)c(kL) \\ -Lc(\varphi)c(kL) & -Ls(\varphi)c(kL) & -Ls(kL) \end{bmatrix} \quad (\text{B.20})$$

$$\frac{\partial \mathbf{R}_{06}}{\partial I} = \mathbf{O}_{3 \times 3} \quad (\text{B.21})$$

A partir de l'expression des dérivées partielles et de la définition de la matrice antisymétrique, on obtient

$$\mathbf{J}_{\Omega} = \begin{bmatrix} -c(\varphi)s(kL) & -Ls(kL) & 0 \\ -s(\varphi)s(kL) & Lc(\varphi) & 0 \\ 1 - c(kL) & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{B.22})$$

Les matrices \mathbf{J}_v et \mathbf{J}_{Ω} sont ensuite exprimées en fonction de la variation de longueur des câbles :

$$J_v(1, 1) = -\frac{Lr\Delta L_2}{a^2}(1 - c(\frac{a}{r})) - \frac{IL\Delta L_2}{a}s(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.23})$$

$$J_v(1, 2) = -\frac{L^2r^2\Delta L_1}{a^3}(1 - c(\frac{a}{r})) + \frac{L^2r\Delta L_1}{a^2}s(\frac{a}{r}) + \frac{I\Delta L_1}{a}c(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.24})$$

$$J_v(1, 3) = \frac{\Delta L_1}{a}s(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.25})$$

$$J_v(2, 1) = \frac{Lr\Delta L_1}{a^2}(1 - c(\frac{a}{r})) + \frac{I\Delta L_1}{a}s(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.26})$$

$$J_v(2, 2) = -\frac{L^2r^2\Delta L_2}{a^3}(1 - c(\frac{a}{r})) + \frac{L^2r\Delta L_2}{a^2}s(\frac{a}{r}) + \frac{IL\Delta L_2}{a}c(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.27})$$

$$J_v(2, 3) = \frac{\Delta L_2}{a}s(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.28})$$

$$J_v(3, 1) = 0 \quad (\text{B.29})$$

$$J_v(3, 2) = -\frac{L^2r^2}{a^2}s(\frac{a}{r}) + \frac{L^2r}{a}c(\frac{a}{r}) - ILs(ar) \quad (\text{B.30})$$

$$J_v(3, 3) = c(\frac{a}{r}) \quad (\text{B.31})$$

et

$$\mathbf{J}_{\Omega} = \begin{bmatrix} -\frac{\Delta L_1}{a}s(\frac{a}{r}) & -\frac{L\Delta L_2}{a} & 0 \\ -\frac{\Delta L_2}{a}s(\frac{a}{r}) & \frac{L\Delta L_1}{a} & 0 \\ 1 - c(\frac{a}{r}) & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{B.32})$$

La matrice jacobienne complète $\mathbf{J}_3(\Delta \mathbf{L})$ est une matrice 6×3 obtenue par concaténation des matrices \mathbf{J}_v et \mathbf{J}_Ω de la façon suivante :

$$\mathbf{J}_3 = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_v \\ \mathbf{J}_\Omega \end{bmatrix} \quad (\text{B.33})$$

La matrice $\mathbf{J}_0(\Delta \mathbf{L})$ est finalement obtenue par multiplication des matrices $\mathbf{J}_3(\Delta \mathbf{L})$ et $\mathbf{J}_2(\Delta \mathbf{L})$.

B.2 Pour $k = 0$

Dans le cas particulier de la configuration tendue, la matrice \mathbf{J}_2 n'est pas définie. On calcule alors \mathbf{J}_0 directement à partir de l'expression des matrices \mathbf{R}'_{06} et \mathbf{T}'_{06} :

$$\mathbf{J}_v = \begin{bmatrix} \frac{1}{r}(I + \frac{L}{2}) & 0 & \frac{\Delta L_1}{r} \\ 0 & \frac{1}{r}(I + \frac{L}{2}) & \frac{\Delta L_2}{r} \\ -\frac{I\Delta L_1}{r^2} & -\frac{I\Delta L_2}{r^2} & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.34})$$

et

$$\mathbf{J}_\Omega = \begin{bmatrix} -\frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{2r^3} & -\frac{1}{r} - \frac{\Delta L_2^2}{2r^3} & 0 \\ \frac{1}{r} + \frac{\Delta L_1^2}{2r^3} & \frac{\Delta L_1 \Delta L_2}{2r^3} & 0 \\ -\frac{\Delta L_2}{2r^2} + \frac{\Delta L_1^2 \Delta L_2}{4r^4} & \frac{\Delta L_1}{2r^2} + \frac{\Delta L_1^3}{4r^4} + \frac{\Delta L_1 \Delta L_2^2}{2r^4} & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{B.35})$$

De même que précédemment, on obtient

$$\mathbf{J}_0 = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_v \\ \mathbf{J}_\Omega \end{bmatrix} \quad (\text{B.36})$$

Annexe C

Expression des matrices de passage entre le repère de la caméra \mathcal{R}_c et les repères de base des bras \mathcal{R}_B et \mathcal{R}_C

C.1 Cas du bras B

Par la suite, r désigne le rayon de l'endoscope et r_B le rayon du bras B. Dans le chapitre 2 section 2.4.5, nous avons décrit l'obtention de la matrice de passage entre le repère caméra et le repère de base du bras (M_{Bc}) comme une succession de transformations élémentaires.

La première transformation est une rotation d'angle α autour de l'axe \vec{k}_c du repère caméra. Elle permet d'obtenir le repère intermédiaire \mathcal{R}_α à partir de \mathcal{R}_c :

$$M_{\alpha c} = \begin{bmatrix} c(\alpha) & s(\alpha) & 0 & 0 \\ -s(\alpha) & c(\alpha) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.1})$$

La deuxième transformation est constituée d'une translation selon \vec{i}_α suivie d'une rotation d'angle ψ autour de \vec{i}_α . On obtient alors le repère \mathcal{R}_ψ :

$$M_{\psi\alpha} = \begin{bmatrix} c(\psi) & 0 & -s(\psi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ s(\psi) & 0 & c(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -(r + r_B + l \tan(\psi)) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.2})$$

$$= \begin{bmatrix} c(\psi) & 0 & -s(\psi) & -(r + r_B + l \tan(\psi))c(\psi) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ s(\psi) & 0 & c(\psi) & -(r + r_B + l \tan(\psi))s(\psi) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.3})$$

La dernière transformation permet d'orienter le repère \mathcal{R}_ψ selon les câbles du bras B et ainsi d'obtenir le repère final \mathcal{R}_B . Il s'agit d'une rotation d'angle θ_{zB} autour de l'axe \vec{k}_ψ :

$$\mathbf{M}_{B\psi} = \begin{bmatrix} c(\theta_{zB}) & s(\theta_{zB}) & 0 & 0 \\ -s(\theta_{zB}) & c(\theta_{zB}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.4})$$

On obtient la matrice finale \mathbf{M}_{Bc} par composition des transformations précédentes :

$$\mathbf{M}_{Bc} = \mathbf{M}_{B\psi} \mathbf{M}_{\psi\alpha} \mathbf{M}_{\alpha c} \quad (\text{C.5})$$

$$= \begin{bmatrix} c(\theta_{zB})c(\psi)c(\alpha) - s(\theta_{zB})s(\alpha) & c(\theta_{zB})c(\psi)s(\alpha) + s(\theta_{zB})c(\alpha) & -s(\psi)c(\theta_{zB}) & -c(\psi)c(\theta_{zB})(r+r_B+l \tan(\psi)) \\ -s(\theta_{zB})c(\psi)c(\alpha) - c(\theta_{zB})s(\alpha) & -s(\theta_{zB})c(\psi)s(\alpha) + c(\theta_{zB})c(\alpha) & s(\psi)s(\theta_{zB}) & c(\psi)s(\theta_{zB})(r+r_B+l \tan(\psi)) \\ s(\psi)c(\alpha) & s(\psi)s(\alpha) & c(\psi) & -s(\psi)(r+r_B+l \tan(\psi)) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.6})$$

C.2 Cas du bras C

Le bras C est séparé du bras B par l'angle γ . r_C désigne le rayon du bras C. Les repères attachés au bras C sont représentés sur les figures C.1 et C.2.

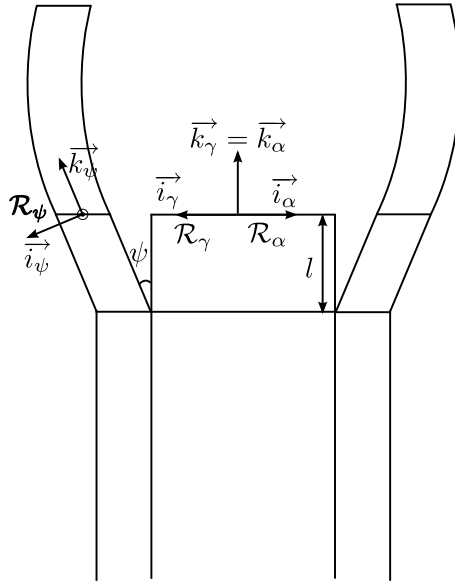


FIG. C.1 – Schéma dans le plan de coupe des bras avec $\gamma = \pi$. Transformation entre le repère \mathcal{R}_α et le repère après triangulation \mathcal{R}_ψ pour le bras C.

L'obtention de la matrice \mathbf{M}_{Cc} pour le bras C est similaire à celle de la matrice \mathbf{M}_{Bc} pour le bras B. La première transformation est une rotation d'angle $(\alpha + \gamma)$ autour de

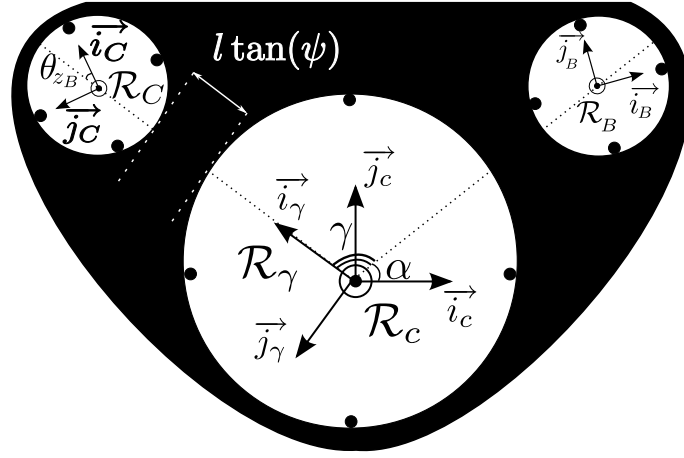


FIG. C.2 – Schéma dans le plan de coupe de l’embout avec γ quelconque. Description des transformations successives entre \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_C .

l’axe \vec{k}_c du repère caméra. Elle permet d’obtenir le repère intermédiaire \mathcal{R}_γ à partir du repère \mathcal{R}_c :

$$\mathbf{M}_{ac} = \begin{bmatrix} c(\gamma) & s(\gamma) & 0 & 0 \\ -s(\gamma) & c(\gamma) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.7})$$

La deuxième transformation est constituée d’une translation selon \vec{i}_γ suivie d’une rotation d’angle ψ autour de \vec{i}_γ . On obtient alors le repère \mathcal{R}_ψ :

$$\mathbf{M}_{\psi\gamma} = \begin{bmatrix} c(\psi) & 0 & -s(\psi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ s(\psi) & 0 & c(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -(r + r_C + l \tan(\psi)) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.8})$$

$$= \begin{bmatrix} c(\psi) & 0 & -s(\psi) & -(r + r_C + l \tan(\psi))c(\psi) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ s(\psi) & 0 & c(\psi) & -(r + r_C + l \tan(\psi))s(\psi) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.9})$$

La dernière transformation permet d’orienter le repère \mathcal{R}_ψ selon les câbles du bras C et ainsi d’obtenir le repère final \mathcal{R}_C . Il s’agit d’une rotation d’angle θ_{zC} autour de l’axe \vec{k}_ψ :

$$\mathbf{M}_{C\psi} = \begin{bmatrix} c(\theta_{zC}) & s(\theta_{zC}) & 0 & 0 \\ -s(\theta_{zC}) & c(\theta_{zC}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.10})$$

On obtient la matrice finale M_{Cc} par composition des transformations précédentes :

$$M_{Cc} = M_{C\psi} M_{\psi\gamma} M_{\gamma c} \quad (C.11)$$

$$= \begin{bmatrix} c(\theta_{zC})c(\psi)c(\alpha+\gamma)-s(\theta_{zC})s(\alpha+\gamma) & c(\theta_{zC})c(\psi)s(\alpha+\gamma)+s(\theta_{zC})c(\alpha+\gamma) & -s(\psi)c(\theta_{zC}) & -c(\psi)c(\theta_{zC})(r+r_C+l \tan(\psi)) \\ -s(\theta_{zC})c(\psi)c(\alpha+\gamma)-c(\theta_{zC})s(\alpha+\gamma) & -s(\theta_{zC})c(\psi)s(\alpha+\gamma)+c(\theta_{zC})c(\alpha+\gamma) & s(\psi)s(\theta_{zC}) & c(\psi)s(\theta_{zC})(r+r_C+l \tan(\psi)) \\ s(\psi)c(\alpha+\gamma) & s(\psi)s(\alpha+\gamma) & c(\psi) & -s(\psi)(r+r_C+l \tan(\psi)) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (C.12)$$



Bibliographie

- [ABRP07] D. J. Abbott, C. Becke, R. I. Rothstein, and W. J. Peine. Design of an endoluminal notes robotic system. In *IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, San diego, October 2007.
- [AK99] N. J. Ahmad and F. Khorrami. Adaptative control of systems with backlash hysteresis at the input. In *American Control Conference*, 1999.
- [AOA⁺09] P. Allemann, L. Ott, M. Asakuma, N. Masson, S. Perretta, B. Dallemagne, D. Coumaros, M. de Mathelin, L. Soler, and J. Marescaux. Joystick interfaces are not suitable for robotized endoscope applied to notes. *Surgical Innovation*, 16(2) :111–116, June 2009.
- [APA⁺09] M. Asakuma, S. Perretta, P. Allemann, R. Cahill, SA. Con, C. Solano, S. Pasupathy, D. Mutter, B. Dallemagne, and J. J. Marescaux. Challenge and lessons learned from notes cholecystectomy initial experience : a stepwise approach from the laboratory to the clinical application. *Journal of Hepatobiliary Pancreatic Surgery*, 16 :249–254, 2009.
- [APY08] V. Agrawal, W. J. Peine, and B. Yao. Modeling of a closed loop cable-conduit transmission system. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2008.
- [APY10] V. Agrawal, W. Peine, and B. Yao. Modeling of transmission characteristics across a cable-conduit system. *IEEE Transaction on Robotics*, 26 :914–924, 2010.
- [APYC10] V. Agrawal, W. J. Peine, B. Yao, and S. W. Choi. Control of cable actuated devices using smooth backlash inverse. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2010.
- [CaRS00] J. Campos and FL. Lewis adn R. Selmic. Backlash compensation in discrete time nonlinear systems using dynamic inversion by neural networks. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2000.
- [CBDW04] V. Chitrakaran, A. Behal, D. Dawson, and I. Walker. Setpoint regulation of continuum robots using a fixed camera. In *American Control Conference*, Boston, USA, 2004.
- [CGD⁺06] B. Childlers, D. Gifford, R. Duncan, M. Raum, and M. Vercellino. Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto. Technical report, United States Patent Application Publication, 2006.

-
- [Cha08] S. Chandra. Optimal manipulation angle for best laparoscopic task performance. <http://www.laparoscopyhospital.com>, 2008.
- [CJM⁺05] M.C. Csencsits, B.A. Jones, W. McMahan, V. Iyengar, and I.D. Walker. User interfaces for continuum robot arms. In *IEEE Int. Conf. on Intelligent robots and systems*, 2005.
- [CLCS08] D. Camarillo, K. Loewke, C. Carlson, and J. Salisbury. Vision based 3-d shape sensing of flexible manipulators. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Pasadena, USA, 2008.
- [CMC⁺08] 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 :1262–1273, 2008.
- [CPR06] G. Chen, M. Pham, and T. Redarce. Development and kinematic analysis of a silicone-rubber bending tip for colonoscopy. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006.
- [CPR08] G. Chen, M. Pham, and T. Redarce. *A guidance control strategy for semi-autonomous colonoscopy using a continuum robot*, pages 63–78. Springer, 2008.
- [CRRI10] J. Croom, D. Rucker, J. Romano, and R. Webster III. Visual sensing of continuum robot shape using self-organizing maps. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, USA, 2010.
- [DLIB10] P. Dupont, J. Lock, B. Itkowitz, and E. Butler. Design and control of concentric-tube robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 26, 2010.
- [DPM⁺09] B. Dallemagne, S. Perretta, J. Melanson, S. Summerer, M. Leonhard, and J. Marescaux. The anubis endoscopic platform : an answer to notes challenges and beyond. In *4th International Conference on NOTES*, Boston (USA), 2009.
- [dSHS10] V. de Sars, S. Haliyo, and J. Szewczyk. A practical approach to the design and control of active endoscopes. *Mechatronics*, 20 :251–264, 2010.
- [EDJ⁺06] A. Eickhoff, J. Van Dam, R. Jakobs, V. Kudis, D. Hartmann, U. Damian, U. Weickert, D. Schilling, and J. Riemann. Computer-assisted colonoscopy (the neoguide endoscopy system) : results of the first human clinical trial ("pace study"). *American Journal of Gastroenterology*, 102 :261–266, 2006.
- [Fre60] EA. Freeman. Stabilization of control systems with backalsh using a high-frequency on-off loop. *The Institution of Electrical Engineers*, 356, 1960.
- [FWM⁺08] ED. Flora, TG. Wilson, IJ. MArtin, NA. O'Rourke, and GJ. Maddern. A review of natural orifice transluminal endoscopic surgery (notes) for intra-abdominal surgery : experimental models, techniques and applicability to the clinical setting. *Annals of surgery*, 247 :583–602, 2008.

-
- [giv] <http://www.giview.com/>.
- [GJS09] Y. Ganji and F. Janabi-Sharifi. Catheter kinematics for intracardiac navigation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(3) :621–632, March 2009.
- [GSO04] AM. Grant, NW. Scott, and PJ. O’Dwyer. Five-year follow-up of a randomized trial to assess pain and numbness after laparoscopic or open repair of groin hernia. *British Journal of Surgery*, 91 :1570–1574, 2004.
- [GYCJ09] J. Guo, B. Yao, Q. Chen, and J. Jiang. Adaptive robust control for non-linear system with input backlash or backlash-like hysteresis. In *IEEE Int. Conf. on Control and Automation*, 2009.
- [han] <http://www.hansenmedical.com/>.
- [HCT⁺09] S. Horgan, JP. Cullen, M. Talami, Y. Mintz, A. Ferreres, G. Jacobsen, B. Sandler, J. Bosia, T. Savides, D. Easter, M. Savu, S. Ramamoorthy, E. Whitcomb, S. Agarwal, E. Lukacz, G. Dominguez, and P. Ferraina. Natural orifice surgery : initial clinical experience. *Surgical Endoscopic*, 23 :1512–1518, 2009.
- [HSS⁺06] A. Hattori, N. Suzuki, S. Suzuki, M. Hayashibe, Y. Otake, and S. Kobayashi. General development plan of surgical robotic systems. *Int. J. CARS*, 1 :201–228, 2006.
- [HW00] M. Hannan and I. Walker. Analysis and initial experiments for a novel elephant’s trunk robot. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2000.
- [HW03] 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.
- [HW05] M. Hannan and I. Walker. Real-time shape estimation for continuum robots using vision. *Robotica*, 23 :645–651, 2005.
- [IISY06] 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*, 2006.
- [IKT98] N. Imamura, M. Kaneko, and T. Tsuji. Development of three-fingered robot hand with a new design concept. In *IASTED International Conference on Robotics and Manufacturing*, Banff, Canada, 1998.
- [Iku88] K. Ikuta. The application of micro/miniature mechatronics to medical robotics. In *IEEE International Workshop on Intelligent Robots*, 1988.
- [JKID89] S. C. Jacobsen, H. Ko, E. K. Iversen, and C. C. Davis. Control strategies for tendon-driven manipulators. In *IEEE Int. Conf. on Robotic and Automation*, 1989.

-
- [JPN09] J. Jayender, R. Patel, and S. Nikumbh. Robot-assisted active catheter insertion : algorithms and experiments. *International Journal of Robotic Research*, 28 :1101–1117, 2009.
- [KaSTP95] S. Kawamura, W. Choe and S. Tanaka, and SR. Pandian. Development of an ultrahigh speed robot falcon using wire drive system. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1995.
- [KH10] S. Kesner and R. Howe. Design and control of motion compensation cardiac catheter. In *IEEE International Conference on robotics and Automation*, 2010.
- [KSJ⁺04] AN Kalloo, VK Singh, SB Jagannath, H Niiyama, SL Hill, and CA Vaughn. Flexible transgastric peritoneoscopy : a novel approach to diagnostic and therapeutic interventions. *Gastrointestinal Endoscopy*, 60 :114–117, 2004.
- [KYT91] M. Kaneko, T. Yamashita, and K. Tanie. Basic considerations on transmission characteristics for tendon drive robots. In *Int. Conf. on Advanced Robotics*, 1991.
- [LDW⁺09] A. Lehman, J. Dumpert, N. Wood, L. Redden, A. Visty, S. Farritor, B. Varnell, and D. Oleynikov. Natural orifice cholecystectomy using a miniature robot. *Surgical Endoscopic*, 23 :260–266, 2009.
- [Lun] <http://www.lunainnovations.com/>.
- [MAY⁺96] S. Maeda, K. Abe, K. Yamamoto, O. Tohyama, and H. Ito. Active endoscope with sma (shape memory alloy) coil springs. In *IEEE The ninth Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 1996.
- [MD09] A. Menciassi and P. Dario. Miniaturized robotic devices for endoluminal diagnosis and surgery : a single-module and a multiple-module approach. In *IEEE International Conference of Engineering in Medicine and Biology*, Minneapolis, USA, 2009.
- [MDCV06] JS. Mehling, M. Diftler, M. Chu, and M. Valvo. A minimally invasive tendril robot for in-space inspection. In *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006.
- [MDP⁺09] J. Marecaux, B. Dallemagne, S. Perretta, A. Wattiez, D. Mutter, and D. D. Coumaros. Is transluminal (notes) cholecystectomy as safe as laparoscopic cholecystectomy ? - letter in reply. *Archive of Surgery*, 2009.
- [Mea] <http://www.measurand.com/>.
- [MJW⁺04] W. McMahan, B. Jones, I. Walker, V. Chitrakaran, A. Seshadri, and D. Dawson. Robotic manipulators inspired by cephalopod limbs. In *CDEN International Conference on Engineering Design*, 2004.
- [MJW05] W. McMahan, B. Jones, and I. Walker. Design and implementation of a multi-section continuum robot : Air-octor. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005.

-
- [MMHE06] W. Makishi, T. Matunaga, Y. Haga, and M. Esashi. Active bending electric endoscope using shape memory alloy coil actuators. In *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006.
- [MNJ98] A. Madhani, G. Niemeyer, and JK. Salisbury Jr. The black falcon : a teleoperated instrument for minimally invasive surgery. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1998.
- [NDI] <http://www.ndigital.com/>.
- [NG02] M. Nordin and P. O. Gutman. Controlling mechanical systems with backlash-a survey. *Automatica*, 38 :1633–1649, 2002.
- [NJ07] S. Neppalli and BA. Jones. Design, construction and analysis of a continuum robot. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2007.
- [NJM⁺07] S. Neppalli, B. Jones, W. McMahan, V. Chitrakaran, I. Walker, M. Pitts, M. Csencsits, C. Rahn, and M. Grissom. Octarm - a soft robotic manipulator. In *In video - IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2007.
- [NOS] <http://www.noscar.org/>.
- [ODS⁺08] T. Ota, A. Degani, D. Schwartzman, B. Zubuate, J. McGarvey, H. Choset, and M. Zenati. A novel highly articulated robotic surgical system for cardiac ablation. In *IEEE International Conference in Medicine and Bioengineering*, 2008.
- [ONZdM08] L. Ott, Fl. Nageotte, Ph. Zanne, and M. de Mathelin. Simultaneous physiological motion cancellation and depth adaptation in flexible endoscopy using visual servoing. In *IEEE Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, Arizona, October 2008.
- [ONZdM09] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne, and M. de Mathelin. Simultaneous physiological motion cancellation and depth adaptation in flexible endoscopy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering Letters*, 56 :2322–2328, 2009.
- [ONZdM11] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne, and M. de Mathelin. Robotic assistance to flexible endoscopy by physiological-motion tracking. *IEEE Transactions on Robotics*, 27 :346–359, 2011.
- [Ott09] Laurent Ott. *Compensation des mouvements physiologiques en endoscopie flexible-Application a la chirurgie transluminale*. PhD thesis, Universite de Strasbourg, 2009.
- [Par98] C. Partensky. Evolution de la chirurgie digestive au cours des cent dernières années. *Annales de la Chirurgie*, 52 :279–282, 1998.
- [PDA⁺10] S. Perretta, B. Dallemagne, P. Allemann, G. Donatelli, C. Callari, HS. Wu, and J. J. Marescaux. Study of human peritoneal bacterial contamination after notes transgastric and transvaginal cholecystectomy. *Surgical Endoscopy*, 24, 2010.

-
- [PFA⁺03] J. Pursey, A. Fattah, S. Agrawal, E. Messina, and A. Jacoff. Design and workspace analysis of a 6-6 cable-suspended parallel robot. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2003.
- [PLH⁺09] SJ. Phee, SC. Low, VA. Huynh, AP. Kencana, ZL. Sun, and K. Yang. Master and slave transluminal endoscopic robot (master) for natural orifice transluminal endoscopic surgery (notes). In *IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology*, Minneapolis, USA, 2009.
- [PM06] G. Palli and C. Melchiorri. Model and control of tendon-sheath transmission systems. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [PR04] M. Pritts and C. Rahn. Design of an artificial muscle continuum robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.
- [PRA⁺09] CY. Peterson, S. Ramamoorthy, B. Andrews, S. Horgan, M. Talami, and A. Chock. Women's positive perception of transvaginal notes surgery. *Surgical Endoscopy*, 23 :1770–1774, 2009.
- [RD99] G. Robinson and J.B.C. Davies. Continuum robots - a state of the art. In *IEEE Int. Conf. on robotic and automation*, Detroit, Michigan, May 1999.
- [RdBF⁺10] R. Reilink, G. de Bruin, M. Franken, MA. Mariani, S. Misra, and S. Stramigioli. Endoscopic camera control by head movements for thoracic surgery. In *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, Tokyo, Japon, 2010.
- [RK06] D. Rattner and AN. Kalloo. Asge/sages working group on natural orifice transluminal endoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 20 :329–333, 2006.
- [RSM10] R. Reilink, S. Stramigioli, and S. Misra. Imaged-based flexible endoscope steering. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Taipei, Taiwan, 2010.
- [Sal82] JK. Salisbury. *Kinematic and force analysis of articulated hands*. PhD thesis, Stanford University, 1982.
- [SH11] B. Santos and E. Hungness. Natural orifice transluminal endoscopic surgery : Progress in humans since white paper. *World Journal of Gastroenterology*, 17 :1655–1665, 2011.
- [SHT⁺09] N. Suzuki, A. Hattori, K. Tanoue, S. Ieri, K. Konishi, H. Kenmotsu, and M. Hashizume. New endoscopic robot system for notes that enables activation of four robotic forceps for free surgical maneuvers. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 4 :241–244, 2009.
- [SKP⁺05] LL. Swanstrom, R. Kozarek, PJ. Pasricha, S. Gross, D. Birkett, PO. Park, V. Saadat, R. Ewers, and P. Swain. Development of a new access device for transgastric surgery. *Journal of Gastrointestinal Surgery*, 9 :1129–1137, 2005.

-
- [SNP⁺11] J. Shang, DP. Noonan, C. Payne, J. Clark, MH. Sodergren, A. Darzi, and G-Z. Yang. An articulated universal joint based flexible access robot for minimally invasive surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Shanghai, Chine, 2011.
- [SOH03] C-Y. Su, M. Oya, and H. Hong. Stable adaptative fuzzy control of nonlinear systems preceded by unknown backlash-like hysteresis. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 11, 2003.
- [SPC⁺11] MH. Sodergren, P. Pucher, J. Clark, D. James, J. Sockett, N. Matar, J. Teare, GZ. Yang, and A. Darzi. Disinfection of the access orifice in notes : Evaluation of the evidence base. *Diagnostic and Therapeutic Endoscopy*, 2011, 2011.
- [SYK⁺09] M. Sugimoto, H. Yasuda, K. Koda, M. Suzuki, M. Yamazaki, T. Tezuka, C. Kosugi, R. Higuchi, Y. Watayo, Y. Yagawa, S. Uemura, H. Tsuchiya, A. Hirano, and S. Ro. Evaluation for transvaginal and transgastric notes cholecystectomy in human and animal natural orifice transluminal endoscopic surgery. *Journal of Hepatobiliary Pancreatic Surgery*, 16 :255–260, 2009.
- [TFT] <http://www.tft-fos.com/>.
- [TRKW08] D. Trivedi, C. Rahn, W. Kier, and I. Walker. Soft robotics : Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*, 5 :99–117, 2008.
- [TRL⁺10] M. Tiwari, J. Reynoso, A. Lehman, A. Tsang, S. Farritor, and D. Oleynikov. In vivo miniature robots for natural orifice surgery : state of the art and future perspectives. *World Journal of Gastrointestinal Surgery*, 2 :217–223, 2010.
- [TRS⁺09] CC. Thompson, M. Ryou, NJ. Soper, ES. Hungess, RI. Rothstein, and LL. Swanstroem. Evaluation of a manually driven, multitasking platform for complex endoluminal and natural orifice transluminal endoscopic surgery applications. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2009.
- [VKH⁺05] R. Veldkramp, E. Kuhry, WC. Hop, J. Jeekel, G. Kazemier, HJ. Bonjer, E. Haglind, L. Pahlman, MA. Cuesta, S. Msika, M. Morino, and AM. Lacy. Laparoscopic surgery versus open surgery for colon cancer : short-term outcomes of a randomized trial. *The Lancet Oncology*, 6 :477–484, 2005.
- [VTD08] S. Varadarajulus, A. Tamhane, and ER. Drelichman. Patient perception of natural orifice transluminal endoscopic surgery as a technique for cholecystectomy. *Gastrointestinal Endoscopy*, 67 :854–860, 2008.
- [WH99] ID. Walker and MW. Hannan. novel "elephant's trunk" robot. In *IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 1999.
- [WJ10] R. WebsterIII and B. Jones. Design and kinematic modeling of constant curvature continuum robots : a review. *The International Journal of Robotics Research*, 29 :1661–1683, 2010.

-
- [WWLL98] K. T. Woo, L. Wang, F. L. Lewis, and Z. X. Li. A fuzzy system compensator for backlash. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 1998.
- [XGD⁺09] K. Xu, E. Goldman, J. Ding, P. Allen, D. Fowler, and N. Simaan. design of an insertable robotic effector platform for single port access (spa) surgery. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St Louis, USA, 2009.
- [XS08] K. Xu and N. Simaan. An investigation of the intrinsic force sensing capabilities of continuum robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 24 :576–587, 2008.
- [YJAM06] J. Yang, P. Jason, and K. Abdel-Malek. A hyper-redundant continuous robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [YNHF10] X. Yi, F. Niu, J. He, and H. Fan. The 3d shape analysis of elastic rod in shape sensing medical robot system. In *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2010.

