



HAL
open science

Conception et commande de mécanismes de tensegrité pour des applications en radiologie interventionnelle

Jr Martin Jurado Realpe

► **To cite this version:**

Jr Martin Jurado Realpe. Conception et commande de mécanismes de tensegrité pour des applications en radiologie interventionnelle. Imagerie. Université Montpellier, 2021. Français. NNT : 2021MONT024 . tel-03589557

HAL Id: tel-03589557

<https://theses.hal.science/tel-03589557>

Submitted on 25 Feb 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER

En Systèmes Automatiques et Micro-Électroniques

École doctorale : Informations, Structures, Systèmes

Unité de recherche : LIRMM

Conception et commande de mécanismes de tenségrité pour des applications en radiologie interventionnelle

Présentée par Jr Martin JURADO REALPE

Le 29 juin 2021

Devant le jury composé de

Philippe WENGER, Directeur de recherche CNRS, École Centrale de Nantes

Pierre RENAUD, Professeur des Universités, INSA de Strasbourg

Guillaume MOREL, Professeur des Universités, Université de Sorbonne

Philippe POIGNET, Professeur des Universités, Université de Montpellier

Salih ABDELAZIZ, Maître de Conférences, Université de Montpellier

Président du Jury

Rapporteur

Rapporteur

Directeur de thèse

Encadrant



**UNIVERSITÉ
DE MONTPELLIER**

A ma famille

Remerciements

Ce travail de thèse n'aurait pu être réalisé sans l'aide et le support d'un grand nombre de merveilleuses personnes, qui ont été à mes côtés, pour me guider professionnellement et personnellement.

Je souhaite adresser d'abord ma gratitude à mon directeur de thèse, Philippe POIGNET, pour son soutien et sa supervision tout le long de cette aventure de thèse. La confiance que vous m'avez accordée et votre grand intérêt sur ce travail doctoral ont été fondamentaux pour bien accomplir ce travail de recherche.

J'adresse ensuite ma plus profonde gratitude à mon encadrant de thèse, Salih ABDELAZIZ, pour avoir été un merveilleux guide et avoir été présent dans toutes les phases de cette aventure. Sa gentillesse, sa patience et son soutien inconditionnel ont joué un rôle déterminant dans le déroulement de ce travail de thèse ; je vous en suis très reconnaissant.

Je souhaiterais également remercier Guillaume AICHE pour son énorme aide et support, ses connaissances et sa grande collaboration ont été cruciales pour le développement de mon travail. De même, je remercie à Benjamin Navarro, Robin Passama, Arnaud Meline et Olivier Tempier pour leurs soutiens technique, leurs vastes expériences ont été très importantes dans les différents aspects techniques de ce travail.

Un grand merci à tous mes collègues et amis que j'ai rencontrés à Montpellier : Joao, Vinayak, Lucas, Mouna, Gustavo, Maxime, David, Maxence, Guillaume, Benjamin, Auwal, Laure, Ghina, Mégane et Virginie. Merci pour tous ces moments remplis de joie ainsi que pour m'avoir accompagné dans cette grande aventure, votre support, complicité et amitié étaient une partie très importante de mon doctorat.

A mis padres y mi hermano cuyo apoyo fue indispensable. Gracias por estar ahí como siempre, por alentarme a continuar y por recargarme de energía siempre que lo necesité. Todo lo que soy y he alcanzado es por y para ustedes. A mis primos, tíos y a todos los miembros de la familia JURADO y la familia REALPE que me apoyaron desde la distancia, muchas gracias.

Finalmente quisiera agradecer a mi amiga y compañera de vida, Tatiana. Unas simples palabras no podrán nunca reflejar el inmenso agradecimiento que siento hacia ti por

Remerciements

cada una de las cosas que hiciste por mí. Gracias por estar de manera incondicional, por motivarme y animarme siempre. Sin ti esta travesía no hubiera sido posible. Gracias Tatiana.

JR JURADO
Montpellier, Juin 2021.

Table des matières

Table des figures	1
Liste des tableaux	5
Introduction Générale	7
1 Contexte général et problématique	11
1.1 Radiologie Interventionnelle	12
1.1.1 Cancer du foie	14
1.1.2 Diagnostic	15
1.1.3 Spécifications cliniques	16
1.2 Assistants robotiques existants	17
1.2.1 Restrictions du système d'imagerie IRM	18
1.2.2 État de l'art	22
1.2.3 Synthèse	25
1.2.4 Utilisation de l'assistant robotique	27
1.3 Solution proposée : la Tenségrité	29
1.3.1 Définition	29
1.3.2 Applications générales	30
1.3.3 Intérêt	33
1.4 Conclusion	37
2 Conception d'un mécanisme de tenségrité <i>RCM</i> à 2 DDL	39
2.1 Conception	40
2.1.1 Objectif	40
2.1.2 Architectures <i>RCM</i> à 1 DDL	40
2.1.3 Mécanisme <i>RCM</i> à 2 DDL	43
2.1.4 Mécanisme de tenségrité	45
2.1.5 Actionnement et modulation de raideur	45
2.2 Modélisation	48
2.2.1 Paramétrage	48
2.2.2 Placement des repères principaux	49
2.2.3 Modèles géométriques	51
2.2.4 Modèle cinématique	53

2.2.5	Configurations singulières et espace de travail	54
2.2.6	Modèle statique	58
2.2.7	Modèle de la raideur	59
2.3	Conclusion	62
3	Commande du mécanisme de tenségrité	63
3.1	Le contrôle des mécanismes de tenségrité	64
3.1.1	Bilan	66
3.2	Stratégie de commande proposée	66
3.2.1	Suivi de trajectoire	66
3.2.2	Modulation de raideur	69
3.3	Simulations	70
3.3.1	Suivi de trajectoire	70
3.3.2	Modulation de raideur	71
3.4	Prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL	73
3.4.1	Structure mécanique	73
3.4.2	Dimensionnement	75
3.4.3	Espace de travail et plage de raideur	77
3.4.4	Actionnement et instrumentation	80
3.4.5	Logiciel de contrôle	81
3.5	Validation expérimentale	81
3.5.1	Analyse des résultats	82
3.5.2	Synthèse des problématiques rencontrées	84
3.6	Conclusion	85
4	Amélioration structurelle et évaluation des performances du dispositif	87
4.1	Amélioration structurelle	88
4.1.1	Mécanisme à configuration "mixte"	88
4.2	Modélisation du nouveau mécanisme	89
4.2.1	Modèle statique et analyse de l'emplacement des câbles	90
4.2.2	Relation entre θ et β	93
4.3	Validation expérimentale	93
4.3.1	Nouveau prototype de mécanisme de tenségrité à 2DDL	93
4.3.2	Validation du <i>RCM</i>	95
4.3.3	Validation de l'espace de travail	97
4.3.4	Suivi de trajectoire et modulation de raideur	97
4.3.5	Suivi des trajectoires à courte durée	101
4.4	Conclusion	102
5	Commande prédictive basée modèle <i>MPC</i>	103
5.1	Commande prédictive	104

5.1.1	Problème de commande optimale	104
5.1.2	Horizon de prédiction	106
5.1.3	Modèle interne	107
5.1.4	État de l'art et synthèse	108
5.2	Mécanisme de tenségrité à 1 DDL	110
5.2.1	Présentation du mécanisme	110
5.2.2	Modèle statique et modèle de raideur	111
5.2.3	Modèle Dynamique	113
5.3	Stratégie de contrôle <i>MPC</i> proposée	114
5.3.1	Linéarisation du Modèle dynamique	114
5.3.2	Formulation de la commande <i>MPC</i> linéaire	116
5.3.3	Commandabilité et observabilité	118
5.3.4	Suivi de position	119
5.3.5	Modulation de raideur	124
5.4	Validation Expérimentale	125
5.5	Conclusion	128
Conclusion Générale		131
A Calcul des régions de singularités du mécanisme à 2 DDL		135
B Tests de validation du RCM du mécanisme		137

Table des figures

1.1	Emplacement anatomique du foie [Ciaccio, 2020].	14
1.2	Éventail d'orientations nécessaires pour effectuer des procédures de RI.	16
1.3	Dimension du tunnel de l'IRM (en centimètres).	21
1.4	(a) Porte aiguille passif à 2 DDL [Hata <i>et al.</i> , 2005]. (b) Dispositif à double disque [Song <i>et al.</i> , 2013].	23
1.5	(a) Light Puncture Robot [Bricault <i>et al.</i> , 2008]. (b) Robot manipulateur d'aiguille à 4 DDL [Franco <i>et al.</i> , 2016].	24
1.6	(a) Robot multi-aiguille [Wu <i>et al.</i> , 2013]. (b) Robot souple avec système de freinage granulaire [Bouliane-blais, 2015].	25
1.7	Comparaison entre les flux de travail des procédures de RI conventionnelle et robotisée.	28
1.8	Double X (à gauche), Triple X (au centre) et Simplex (à droite)[Motro, 2013].	29
1.9	(a) The needle tower [Snelson, 2020]. (b) Structure de tenségrité à la fête de la lumière [Lyon, 2018]. (c) Pavillon Underwood [Wit et Riether, 2016].	31
1.10	(a) Stade de ciudad de la Plata en Argentine [Sta, 2020]. (b) Kurilpa Bridge [Kur, 2020].	32
1.11	Classification des articulation en tant que systèmes de tenségrité [Skelton et Oliveira, 2009].	32
1.12	Superball [Sabelhaus <i>et al.</i> , 2015].	33
1.13	Placement des actionneurs dans le robot DuCTTv2 [Friesen <i>et al.</i> , 2016].	34
1.14	En haut, déploiement par câbles d'une passerelle de tenségrité [Rhode-Barbarigos <i>et al.</i> , 2012]. En bas, déploiement actionné par des polymères à mémoire de forme [Liu <i>et al.</i> , 2017].	36
2.1	(a) Mécanisme <i>RCM</i> à pivot unique. (b) Mécanisme <i>RCM</i> en arc de cercle [Zong <i>et al.</i> , 2008].	41
2.2	Mécanisme plan basé sur un parallélogramme.	42
2.3	Combinaison de parallélogrammes plans en série et en parallèle.	43
2.4	Étude du mouvement d'un mécanisme basé sur deux parallélogrammes. (a) Configuration neutre avec des parallélogrammes orientés verticalement. (b) Configuration avec un des parallélogrammes incliné.	44
2.5	Variation du <i>RCM</i> en fonction de l'angle α	45
2.6	Schéma du mécanisme <i>RCM</i> à 2 DDL basé sur la tenségrité.	46
2.7	Actionnement de chacun des parallélogrammes.	46
2.8	Comportement de l'aiguille sous la sollicitation des tissus en mouvement [Boehler, 2016].	47

Table des figures

2.9	Cinématique du robot et représentation des principaux repères du système.	50
2.10	(a) Paramétrage et représentation des repères dans le plan du parallélogramme. (b) Définition de l'orientation de l'aiguille.	50
2.11	Régions de singularités du mécanisme.	55
2.12	Espace de travail sans singularité du mécanisme en fonction de l'angle α	56
2.13	Étude de la manipulabilité du dispositif en fonction de l'angle α	57
2.14	Vue d'ensemble des forces appliquées au premier parallélogramme.	59
3.1	Stratégie de commande proposée pour le contrôle de l'orientation et de la raideur du mécanisme.	67
3.2	(a) Trajectoires désirées des angles η et μ . (b) Suivi de trajectoire de l'angle θ_i pour chacun des parallélogrammes. (c) Évolution des tensions des câbles du parallélogramme 1. (d) Évolution des tensions des câbles du parallélogramme 2.	71
3.3	Simulation de la variation de raideur du mécanisme.	72
3.4	Prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL.	74
3.5	(a) Liaison entre les barres du parallélogramme. (b) Liaison pivot glissant. (c) Croix de fixation pour la position initiale.	75
3.6	Espace de travail requis du mécanisme.	76
3.7	Montage de la barre inférieure du parallélogramme.	77
3.8	Paramétrage géométrique du mécanisme.	77
3.9	Espace de travail admissible. À gauche, vue supérieure. À droite, vue générale.	78
3.10	Plage de raideur k_η théorique.	79
3.11	Plage de raideur k_μ théorique.	79
3.12	Configuration des actionneurs et capteurs du prototype.	80
3.13	Configuration du bus EtherCAT.	82
3.14	Résultats de suivi de trajectoire et de modulation de raideur. À gauche, variation de η . À droite, variation de μ [Jurado Realpe <i>et al.</i> , 2020].	83
3.15	Déformation du guide de l'aiguille.	85
3.16	Singularité de la liaison E_2 . (a) Configuration coude bas de la liaison. (b) Configuration coude haut de la liaison.	85
4.1	Schéma cinématique du nouveau mécanisme <i>RCM</i> de tenségrité à 2 DDL.	88
4.2	Dimensionnement et paramétrage du nouveau mécanisme.	90
4.3	Vue d'ensemble des forces appliquées au double parallélogramme.	91
4.4	Plage de variation du couple Γ_2 selon l'emplacement des câbles.	91
4.5	Nouveau prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL.	94
4.6	(a) Pièces amovibles du double parallélogramme. (b) Parties du guide de l'aiguille.	95
4.7	Validation du <i>RCM</i> du mécanisme	96
4.8	Validation de l'espace de travail du mécanisme.	98

4.9	Configurations de conflit du mécanisme.	98
4.10	Stratégie de commande adaptée au nouveau mécanisme.	99
4.11	Validation expérimentale des performances de suivi de trajectoire et modulation de raideur.	100
4.12	Validation suivi de trajectoire à courte durée.	101
5.1	Modélisation d'une aiguille à pointe biseautée.	105
5.2	Représentation schématique du principe de fonctionnement de la commande prédictive.	107
5.3	Mécanisme plan de tensegrité. (a) Vue générale du prototype. (b) Paramétrage du mécanisme.	111
5.4	Paramétrage de l'ensemble câble et ressort ; exemple sur le câble 1. (a) Configuration initiale du parallélogramme, $\theta = 90^\circ$. (b) Toute autre configuration sans variation de la longueur du câble. (c) Même configuration que (b) mais avec variation de la longueur du câble produite par le moteur.	112
5.5	Montage réalisé pour l'expérimentation de l'asservissement du moteur en couple.	119
5.6	Lien entre l'asservissement du moteur en couple et la tension mesurée du câble.	120
5.7	Stratégie de commande proposée basée sur un contrôleur <i>MPC</i>	121
5.8	Étude des matrices de pondération. Variation du paramètre : (a) Q_θ . (b) $Q_{\dot{\theta}}$. (c) Q_p . (d) R	123
5.9	Résultats expérimentaux du suivi de trajectoire à 30 s, 10 s et 1 s.	126
5.10	Résultats expérimentaux de la modulation de raideur.	128
B.1	Test 2 validation du <i>RCM</i> du mécanisme	138
B.2	Test 3 validation du <i>RCM</i> du mécanisme	139

Liste des tableaux

5.1	Comparaison des résultats obtenues avec un contrôleur <i>PID</i> [Boehler <i>et al.</i> , 2017] et le schéma <i>MPC</i>	127
-----	---	-----

Introduction Générale

Le terme radiologie interventionnelle (RI) fait référence au groupe de techniques permettant de réaliser des procédures radiologiques mini-invasives sous guidage d'un système d'imagerie. Les procédures de RI percutanées impliquent l'insertion des aiguilles à travers la peau à des fins diagnostiques ou thérapeutiques. Le caractère mini-invasif de ces procédures présente de nombreux avantages pour le patient, en particulier la réduction des traumatismes postopératoires et la diminution du temps d'hospitalisation.

L'utilisation d'une technique d'imagerie non-invasive pour repérer l'aiguille ou l'organe à l'intérieur du patient est un aspect fondamental de la radiologie interventionnelle. Parmi les différents systèmes d'imagerie existants, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est l'un des systèmes d'imagerie les plus exploités étant donné son caractère non-ionisant et son excellente performance en matière de contraste et de détection des tumeurs des tissus mous. L'utilisation d'une IRM pose néanmoins de nombreux défis au radiologue. En effet, l'accès au patient est très limité par l'étroitesse du tunnel. Pour manipuler l'aiguille, le patient doit être ressorti du tunnel. L'insertion de l'aiguille se fait à l'aveugle, ce qui rend le geste difficile pour des radiologues novices. Étant donné cette complexité, de nombreux assistants robotiques ont été proposés pour améliorer les performances et faciliter la réalisation d'un tel geste [Monfaredi *et al.*, 2018]. Cependant, de notre point de vue, aucun de ces dispositifs n'est adapté complètement pour effectuer des procédures de RI sur des organes mobiles tels que le foie.

Ce travail de thèse a donc pour objectif la conception et la commande d'un dispositif robotique compatible IRM dédié aux procédures de RI sur des organes mous et mobiles. Les déplacements de ces organes sous l'action des mouvements physiologiques conduisent à une complexité supplémentaire du geste. Un dispositif robotique dédié à ce type d'intervention doit alors s'adapter à ces mouvements physiologiques pour éviter de possibles lésions. En plus, le dispositif doit satisfaire les différentes contraintes de compatibilité IRM à la fois dimensionnels et opérationnels.

Afin de surmonter ces défis de conception, nous proposons dans cette thèse l'utilisation des mécanismes de tensegrité. Leur capacité inhérente de modulation de raideur est exploitée afin d'adapter le dispositif aux mouvements physiologiques. La conception d'un dispositif robotique et le développement de stratégies de commande adaptées sont présentés dans cette thèse structurée en cinq chapitres.

- **Chapitre 1** : dans ce chapitre, nous présentons le contexte médical dans lequel s'inscrit ce travail de thèse. En considérant ce contexte et à partir des différentes contraintes générées par l'environnement IRM, nous établirons le cahier des charges. À travers une synthèse de l'état de l'art des dispositifs existants, nous mettrons en évidence l'absence de systèmes capables à la fois de manipuler l'aiguille et de s'adapter aux mouvements physiologiques de l'organe pendant des procédures de RI. Notre première contribution se situe alors au niveau de la proposition et de la conception d'un dispositif robotique compatible IRM basé sur un mécanisme de tenségrité.
 - **Chapitre 2** : dans le deuxième chapitre, un dispositif à la fois compact, léger et compatible avec l'environnement IRM est proposé. Fondé sur le principe de tenségrité, ce mécanisme permet de moduler la raideur du système et d'orienter l'aiguille autour du point d'insertion. Une synthèse d'architecture des systèmes à centre de rotation déporté (*RCM*) est dans un premier temps présentée. L'élaboration des différents modèles géométriques, cinématiques, statiques et de la raideur est ensuite exposée.
 - **Chapitre 3** : le troisième chapitre est consacré à la commande. Il présente notre deuxième contribution portant sur le développement d'une stratégie de commande pour les mécanismes de tenségrité spatiaux. Fondée sur l'utilisation d'un algorithme de gestion coordonnée des tensions des câbles, cette stratégie permet d'assurer la position du dispositif et de moduler sa raideur de manière asynchrone. Les performances de la stratégie de commande sont évaluées en simulation et expérimentalement sur une première version du dispositif.
 - **Chapitre 4** : nous présentons dans ce chapitre une nouvelle version du dispositif robotique. Une comparaison des performances de suivi de trajectoire et de modulation de raideur entre les deux versions du dispositif est réalisée. La précision du *RCM* et l'évaluation de l'espace de travail atteignable de ce nouveau dispositif sont également exposées.
 - **Chapitre 5** : le cinquième chapitre introduit une stratégie de commande prédictive basée modèle pour les mécanismes de tenségrité, qui constitue notre troisième contribution. En contraste avec la première stratégie de commande proposée, celle-ci permet de gérer explicitement les différentes contraintes du système. Les performances en matière de suivi de trajectoires à courte durée et de modulation de raideur sont expérimentalement évaluées sur un mécanisme de tenségrité plan.
- Enfin, une synthèse des résultats obtenus et un ensemble de perspectives à ce travail de thèse sont présentés dans la **conclusion générale**.

Liste des publications - Conférences internationales avec comité de lecture

JR. Jurado Realpe , G. Aiche, S. Abdelaziz and P. Poignet, "Asynchronous and decoupled control of the position and the stiffness of a spatial RCM tensegrity mechanism for needle manipulation", in proceedings- IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), **Finalist of the Best Paper Award "Robot Mechanisms and Design"**, 2020, pp. 3882-3888.

JR. Jurado Realpe , S. Abdelaziz and P. Poignet. "Model Predictive Controller for a Planar Tensegrity Mechanism with Decoupled Position and Stiffness Control". in Advances in Robot Kinematics (ARK), 2020.

Contexte général et problématique

Préambule

Ce premier chapitre présente le contexte technologique et scientifique dans lequel s'inscrit ce travail de thèse. Nous présenterons tout d'abord la radiologie interventionnelle, une spécialité dans laquelle des procédures percutanées mini-invasives sont effectuées sous guidage d'un système d'imagerie. Cette présentation nous permettra d'identifier les difficultés diverses rencontrées par les radiologues lors de la réalisation de ce type d'intervention. Elle nous permettra également de mener une réflexion sur la pertinence de développer une assistance robotique pour ce type de procédures. Dans un second temps, nous décrirons les caractéristiques techniques que devra offrir un tel assistant. Nous analyserons également les différentes solutions proposées dans la littérature. Enfin, nous présenterons la Tenségrité comme une solution envisageable aux différents verrous scientifiques, ce qui représente une des cibles principales des développements réalisés dans cette thèse.

Sommaire

1.1	Radiologie Interventionnelle	12
1.2	Assistants robotiques existants	17
1.3	Solution proposée : la Tenségrité	29
1.4	Conclusion	37

1.1 Radiologie Interventionnelle

Dans les années 1960 le docteur Charles Dotter, père de la radiologie interventionnelle (RI), a fait ce qui est considéré aujourd'hui comme la première procédure de RI de l'histoire [Payne, 2001]. Il s'agissait d'une angioplastie transluminale réalisée avec un des cathéters développés par lui-même à l'hôpital de l'université d'Oregon au États-Unis. Aujourd'hui, la RI fait référence aux différentes techniques permettant de réaliser des actes mini-invasifs, sous contrôle d'un moyen d'imagerie. Ces techniques sont utilisées principalement pour le diagnostic et/ou le traitement d'une pathologie médicale. L'éventail des maladies qui peuvent être traitées avec la RI comprend les maladies vasculaires (anévrisme, sténose, embolie, hémorragie), le diagnostic tumoral par biopsie et les traitements de cancer par ablation, curiethérapie, cryothérapie et bien d'autres techniques. Cette gamme d'applications est assez importante et continue de s'élargir au cours des années.

L'aspect mini-invasif des procédures RI, ne fait qu'apporter de nombreux avantages aux patients : une diminution des risques, une plus courte récupération, un meilleur confort et une diminution de la durée d'hospitalisation. Contrairement aux chirurgies laparoscopiques, où un endoscope muni d'une mini-caméra est inséré à travers un trocars dans le patient pour avoir un retour visual de l'intérieur de l'abdomen et ainsi permettre au chirurgien de se repérer pour effectuer ces gestes, l'utilisation d'un système d'imagerie non invasive pour repérer la cible/organe à l'intérieur du patient est un aspect fondamental de la RI. Différents systèmes d'imagerie sont aujourd'hui employés pour effectuer les procédures RI. Ces systèmes peuvent se classier, selon la technique utilisée, en :

- **Échographie** : l'échographie est une technique d'imagerie basée sur l'utilisation des ondes sonores à hautes fréquences supérieures à 20 kHz, communément appelés ultrasons. Ces ondes ultrasonores sont appliquées contre la peau du patient en utilisant un transducteur. Des images en 2D des tissus et organes internes sont créées à partir de l'écho produit par les ondes transmises. Cette technique est utilisée principalement pour le suivi de grossesse, le diagnostic des maladies vasculaires, ou les procédures de biopsie.
- **Fluoroscopie** : la fluoroscopie est une forme de radiographie qui permet d'observer les organes et les structures internes en mouvement grâce à l'utilisation d'un produit de contraste. Ces observations sont acquises lors de l'application d'un faisceau constant de rayons x sur le patient. L'emploi d'un produit de contraste, administré par injection ou par voie orale, permet d'améliorer la qualité des images, d'effectuer des radiographies plus précises et de capturer le mouvement des différents organes.

- **Scanner à rayon X** : le scanner à rayons X, la tomodensitométrie ou CT-scan (*CT : computerized tomography* en anglais) est une technique qui produit des représentations du corps en coupe transversale. Cette technique utilise des rayons X émis par un tube à rayons X qui tourne autour du patient. Des récepteurs, situés en face de ce tube, mesurent l'intensité de ces rayons après avoir traversés le corps et être absorbés par les différents tissus. Les données obtenues servent à reconstruire des coupes 2D/3D grâce à un système informatique puissant. Les images obtenues contiennent des informations plus détaillées et de meilleure qualité comparées à celles obtenues par les radiographies ordinaires. Le scanner est typiquement employé pour examiner des fractures et lésions osseuses, des pathologies vasculaires et également pour rechercher des hémorragies internes. Il est également utilisé comme outil de planification des chirurgies.
- **IRM** : l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) exploite les propriétés inhérentes que possèdent les atomes d'hydrogène présents dans les tissus à imager. Pour obtenir une image par résonance magnétique, un champ magnétique uniforme et intense est créé autour du tissu à imager. Ceci provoque l'alignement de tous les noyaux d'hydrogène placés dans le champ magnétique. Une impulsion radiofréquence est appliquée de manière perpendiculaire au champ magnétique, ce qui produit un désalignement des noyaux d'hydrogène. Une fois l'impulsion arrêtée, les noyaux d'hydrogène génèrent leur propre signal de radiofréquence pour se réaligner à nouveau avec le champ magnétique. Ces signaux de radiofréquences sont finalement mesurés et traités pour reconstruire l'image 2D ou 3D.[Mackiewicz, 1995].

Les deux modalités d'imagerie, scanner à rayons X et IRM, sont souvent préférées pour leur bien meilleure qualité d'image, comparés aux dispositifs échographiques. Ces deux modalités sont complémentaires et permettent de diagnostiquer et de suivre l'évolution des maladies. Le temps d'acquisition d'un échographe est beaucoup plus court comparé à celui de l'IRM, moins encore par rapport à celui d'un scanner à rayons X. En termes de prix, le coût d'acquisition d'une IRM est beaucoup plus élevé en comparaison avec les scanners à rayons X et les échographes. Il faudrait compter environ 1 million d'euros par Tesla pour une IRM, et entre 70 et 500 mille euros environ pour les scanners à rayons X en fonction du nombre de rangées de récepteurs situés sur le portique du scanner.

Le scanner à rayon X présente l'inconvénient d'exposer le patient et l'équipe médicale à des doses importantes de rayons X, une exposition qui risque potentiellement de nuire à leur santé. L'échographe et l'IRM ne présentent en revanche aucun risque pour le patient ni pour le praticien étant donnés leurs caractères non ionisants. De plus, l'IRM possède

d'excellentes performances en termes de contraste et de discrimination des tissus mous. L'IRM est par conséquent l'imageur par excellence.

1.1.1 Cancer du foie

Le foie est un organe vital situé dans la partie supérieure droite de l'abdomen, à droite de l'estomac et au-dessous du diaphragme et des côtes (Figure 1.1). Avec une taille moyenne de 15 cm de hauteur et 25 cm de large, et un poids entre 1.4 et 1.6 Kg, le foie est l'organe le plus volumineux du corps humain. Il remplit trois fonctions vitales et essentielles à notre organisme : la détoxification de différentes toxines produites par l'organisme et celles ingérées ; la synthèse des éléments impliqués dans la coagulation sanguine ; le stockage de différents nutriments absorbés dans le système digestif.

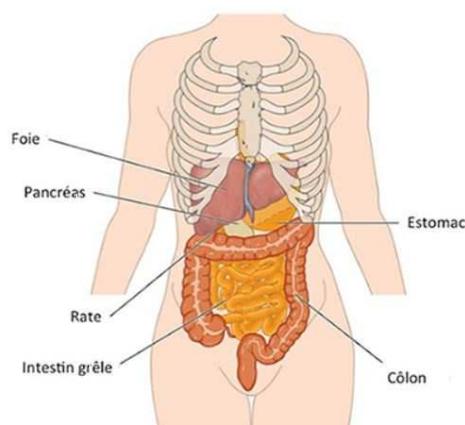


Figure 1.1 – Emplacement anatomique du foie [Ciaccio, 2020].

La maladie du foie, également appelée maladie hépatique, est un type de lésion ou dysfonctionnement qui touche tout ou partie du foie. L'hépatite (A, B ou C), le foie gras, la fibrose et la cirrhose hépatique, sont quelques-unes des maladies qui plus l'affectent. Généralement, les maladies hépatiques sont souvent chroniques et dérivent en complications plus sévères comme le cancer du foie. En 2018, une estimation de 10.580 nouveaux cas et 8.697 morts du cancer hépatique ont été recensées en France [Defossez G *et al.*, 2019], contre 800.000 nouveaux cas, et 750.000 morts dans le monde [Globocan, 2018]. Ces chiffres positionnent le cancer hépatique comme l'un des quatre cancers les plus mortels du monde.

1.1.2 Diagnostic

Dans la dernière décennie, de nombreux efforts ont été réalisés pour améliorer les techniques d'imagerie et pour développer de nouveaux dispositifs pour la RI. Ce qui a permis de mettre au point de nouveaux traitements pour les maladies du foie, aboutissant à des résultats prometteurs. Parmi les diverses procédures réalisées, la biopsie hépatique est devenue un des principaux actes pratiqués par les radiologues interventionnels. Cette procédure permet entre autres d'identifier la nature tumorale et de faire le diagnostic et la stadification de la fibrose hépatique.

La procédure de la biopsie hépatique se fait principalement par voie percutanée, c'est-à-dire que l'accès à la cible s'effectue grâce au passage d'une aiguille à travers la peau. Dans un premier temps, un premier ensemble d'images de la région d'intérêt est acquis par le système d'imagerie. Le radiologue utilise l'ensemble d'images pour définir la position cible et choisir un point d'entrée adapté sur la peau du patient, définissant ainsi l'orientation de l'aiguille et la profondeur d'insertion requises. Lors de cette première étape, l'orientation et l'insertion de l'aiguille doivent être effectuées manuellement par le radiologue en utilisant un guidage basé sur des images 2D acquises par l'IRM. L'insertion de l'aiguille est réalisée pendant que le patient est sous apnée afin de limiter le déplacement du foie provoqué par les mouvements respiratoires. Après chaque période de suspension de la respiration, le praticien relâche l'aiguille afin d'éviter une lacération du foie en mouvement. Ce cycle d'apnée/respiration est répété autant de fois que nécessaire jusqu'à ce que l'aiguille atteigne la cible. Après l'intervention, le patient reste sous surveillance médicale pendant 2 heures si la biopsie est réalisée avec une aiguille fine, et de 3-4 heures si la biopsie a été faite avec une aiguille de grande taille.

L'hémorragie hépatique est l'une des complications possibles survenant lors de l'insertion de l'aiguille dans une biopsie hépatique. Elle est l'une des complications les plus communes et mortelles. Éviter les blessures hépatiques superficielles en insérant l'aiguille avec une orientation oblique est l'une des solutions proposées pour éviter ce type de complication [Lee, 2013]. Cependant, la manipulation de l'aiguille lors d'une procédure de RI sous guidage IRM reste un geste difficile et très inconfortable. Ceci est principalement dû à l'espace disponible après l'installation du patient dans le tunnel IRM. Cet espace très restreint limite l'accès à la zone d'intervention pour manipuler l'aiguille.

La complexité des gestes effectués par les radiologues, le manque d'accessibilité aux instruments et la sécurité du patient, mettent en évidence que le développement d'un assistant robotique pour la manipulation de l'aiguille, lors d'une intervention percutanée de radiologie interventionnelle, est d'un grand intérêt.

1.1.3 Spécifications cliniques

Dans l'objectif de concevoir un dispositif robotique pour des procédures percutanées de RI pour le foie, il est impératif de mener une analyse des différents besoins cliniques.

Comme il a été expliqué précédemment, les interventions percutanées de RI commencent par l'insertion d'une aiguille à travers la peau. Un point d'insertion est défini autour duquel l'orientation de l'aiguille est imposée. Avant et pendant l'insertion de l'aiguille, le point d'insertion doit être visible par le radiologue. Par conséquent, le dispositif robotique doit garantir qu'aucun élément ne soit placé à proximité de ce point. Il doit également simplifier le geste de positionnement et d'insertion de l'aiguille. Si le point d'entrée de l'aiguille est défini manuellement, trois mobilités au minimum pour robotiser le geste sont nécessaires. Les deux premières mobilités sont les deux rotations de l'aiguille autour du point d'entrée. Ces deux mobilités définissent l'orientation de l'aiguille. La troisième mobilité est la translation de l'aiguille le long de son axe. Cette mobilité permet l'insertion de l'aiguille. La rotation propre de l'aiguille autour de son axe n'est généralement pas nécessaire. Les deux translations le long de la surface de la peau ne sont pas possibles lorsque l'aiguille est insérée, sinon la peau sera déchirée. Ces deux contraintes de translation définissent ce qu'on appelle communément le centre de rotation déporté, ou *Remote Center of Motion (RCM)*. La propriété *RCM* est nécessaire car le point d'entrée de l'aiguille doit rester immobile quelle que soit la configuration du robot. L'orientation maximale de l'aiguille nécessaire pour aboutir la plupart des procédures percutanées de radiologie interventionnelle est de 45° par rapport de la verticale [Walsh *et al.*, 2008], [Kaufman et Lee, 2013]. Par conséquent, le dispositif robotique doit alors être capable d'orienter l'aiguille sur tous l'espace de travail (Figure 1.2).

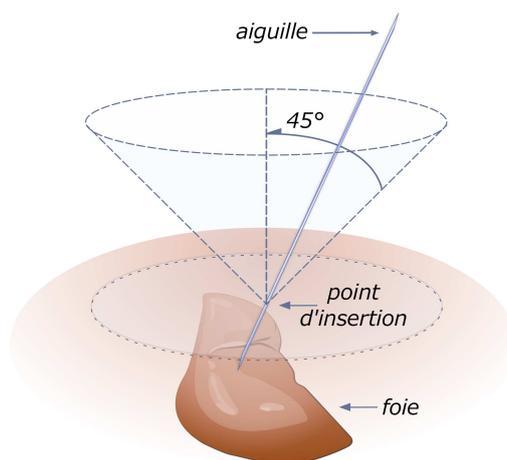


Figure 1.2 – Éventail d'orientations nécessaires pour effectuer des procédures de RI.

Une précision élevée lors de l'insertion de l'aiguille est également indispensable, afin d'améliorer le geste et ainsi éviter des possibles complications. Un petit changement sur l'angle de l'aiguille entraîne un grand déplacement sur la pointe de celle-ci. Le système doit être alors capable de tenir fermement l'aiguille lors de son insertion afin d'assurer cette précision. La rigidité avec laquelle l'insertion doit être réalisée dépend de l'état de l'organe lors de l'intervention, car selon la pathologie existante dans le foie (l'hépatite B ou C, la fibrose, la cirrhose, entre autres) la rigidité de celle-ci peut changer énormément. La pression maximale admissible pour un foie sain est de $5,5 * 10^3 \text{ Nm}^{-2}$. Cette pression peut atteindre une valeur de $7,5 * 10^4 \text{ Nm}^{-2}$ pour un foie atteint d'une cirrhose aiguë [de Lédinghen et Vergniol, 2008]. Par conséquent, le système doit être capable de garantir une bonne précision d'insertion en adaptant sa rigidité en fonction de l'état du foie. En effet, pour une intervention sur un foie malade présentant une raideur importante, le système doit être plus raide pour assurer une bonne précision lors de l'insertion d'aiguille. À l'inverse, lors d'une intervention sur une zone saine de l'organe, le système doit diminuer sa raideur pour éviter de l'endommager. Ces spécifications définissent alors les directives à prendre en compte lors de la conception de l'assistant robotique. Ce dernier doit être capable de contrôler précisément l'orientation et la raideur de l'aiguille.

Enfin, il est important de souligner que la sécurité du patient est primordiale et doit être assurée à tout moment lors d'une intervention assistée par un robot. Pour cela, tous les éléments qui rentrent en contact direct avec le patient doivent être stérilisés avant et pendant toute la procédure. Il est également impératif que le praticien puisse reprendre la main la procédure si une complication survient. Un système compact et léger doit être considéré afin de pouvoir le dégager rapidement la zone d'intervention si cela s'avère nécessaire. La taille du système doit répondre à la contrainte imposée par les limitations dimensionnelles de l'IRM. De plus de ces contraintes, la compatibilité de l'assistant avec l'environnement IRM est fondamentale. L'utilisation des composants mécaniques et électroniques qui n'interfèrent pas avec le champ magnétique, et n'affectent pas la qualité des images IRM est également requise.

1.2 Assistants robotiques existants

Dans cette section, nous exposons les différentes restrictions imposées par l'environnement IRM. Nous menons également une étude sur l'état de l'art des différents dispositifs existants développés pour des procédures de RI dédiés aux organes abdominaux. Finalement, nous présentons une analyse de ces solutions existantes.

1.2.1 Restrictions du système d'imagerie IRM

Le développement d'un assistant robotique dans l'IRM, est soumis à un certain nombre de contraintes liées à la présence du champ magnétique intense produit par l'aimant permanent. En effet, les matériaux et les parties électroniques utilisés, les actionneurs et les capteurs doivent être complètement non-ferromagnétiques afin d'assurer le bon fonctionnement du dispositif et éviter la perturbation des gradients de champs utilisés pour reconstruire les images IRM. Les différentes contraintes de conception associées au développement d'assistants robotiques compatibles IRM sont présentées dans la suite.

Matériaux

Étant donné que la modalité d'imagerie IRM est fondée sur l'utilisation de champs magnétiques, tous les matériaux entrant en interaction avec ces champs perturbent la reconstruction de l'image et sont soumis à des forces magnétiques très importantes. Par conséquent, les matériaux ferro-magnétiques (e.g. acier) sont incompatibles avec ce système d'imagerie. Ces matériaux pourraient devenir des projectiles potentiellement dangereux s'ils sont assez proches de l'aimant permanent de l'IRM et ne sont pas solidaires d'une structure fixe [Patient et Advisory, 2009]. Les matériaux conducteurs comme l'aluminium sont également incompatibles avec l'IRM, car lors du rayonnement des impulsions radiofréquences, les courants de Foucault à l'intérieur de ce type de matériaux peuvent provoquer un échauffement excessif de la matière qui risque d'entraîner des brûlures [Shellock, 2000] [Dempsey *et al.*, 2001]. De plus, la présence de ces courants de Foucault déforme l'homogénéité du champ magnétique et par conséquent induit du bruit et des artéfacts sur les images.

Par ailleurs, des dispositifs contenant des boucles métalliques fermées doivent être également évitées. La conductivité électrique et la susceptibilité magnétique des matériaux doivent être alors considérées dans le choix des matériaux [Schenck, 1996]. De nombreux métaux non-ferreux, tels que la céramique, le caoutchouc, le plastique, le Cuivre-Béryllium, et matériaux composites sont non-magnétiques et peuvent être employés [Chinzei *et al.*, 1999].

Actionneurs

Le choix d'actionnement d'un système compatible IRM représente une des directives essentielles lors du développement d'un assistant robotique pour la RI. La plupart des actionneurs fréquemment utilisés présentent des caractéristiques électromagnétiques non compatibles avec l'environnement IRM.

Les technologies d'actionnement compatibles avec les systèmes IRM sont assez limitées. L'actionnement hydraulique se présente comme une solution technologique pour

la compatibilité IRM. *Kim et al.* [Kim et al., 2002] ont mis en évidence ce fait, lors du développement d'un manipulateur à 6 DOF. *Moser et al.* [Moser et al., 2003] pour leur part, ont utilisé ce type d'actionnement dans le développement d'une interface haptique compatible IRM. L'actionnement pneumatique est une autre possible solution face au problème de compatibilité. Différents dispositifs ont employé ce type d'actionnement en considérant différentes solutions technologiques. À titre d'exemple, *Stoianovici et al.* ont développé un actionneur pneumatique pas-à-pas rotatif entièrement compatible IRM [Stoianovici et al., 2007]. Nommé PneuStep, ce moteur est capable de générer des rotations assez précises de l'ordre du millimètre. Néanmoins, la principale difficulté associée à l'utilisation de ces actionneurs est de maintenir la stabilité : la présence de frottements non linéaires et la réponse lente causée par une longue ligne de transmission pneumatique risquent d'entraîner des dépassements importants. Mise à part l'actionnement fluïdique, il existe aussi d'autres techniques d'actionnement non conventionnelles, tels que les actionneurs plastiques électrostrictifs [Vogan et al., 2004], les moteurs électrostatiques [Yamamoto et al., 2005] ou bien des moteurs ultrasoniques basés sur le phénomène piézoélectrique [Cole et al., 2014]. *Vogan et al.* [Vogan et al., 2004] ont montré que les actionneurs à polymère électrostrictif sont capables de fonctionner efficacement dans l'IRM sans dégrader la qualité des images. En plus, sa nature binaire élimine le besoin d'utiliser des capteurs pour les contrôler. *Yamamoto et al.* [Yamamoto et al., 2005] ont développé un moteur électrostatique qui n'affecte pas les images IRM lorsqu'il est placé à plus de 60 cm de la bobine de radio-fréquence de l'IRM. *Cole et al.* [Cole et al., 2014] ont développé une carte de contrôle dédiée aux actionneurs piézoélectriques et ont réussi à conserver la qualité des images, et cela même pendant le mouvement du robot.

Tadakuma et al. [Tadakuma et al., 2008] ont exploré l'utilisation des actionneurs élastomères diélectriques pour piloter un manipulateur binaire pour la biopsie de la prostate guidée par IRM. *Miron et al.* [Miron et al., 2012] ont rapporté que ce type d'actionneurs a une densité de force et une durabilité insuffisantes pour une mise en œuvre pratique et ont proposé d'utiliser à la place des muscles artificiels pneumatiques embarqués. Même si la version embarquée du manipulateur possède une densité de force adéquate et présente une bonne compatibilité IRM, seuls des déplacements discrets peuvent être générés. Des actionneurs non câblés et contrôlés par l'IRM ont été développés par *Becker et al.* dans [Becker et al., 2014]. Pour contrôler plusieurs actionneurs indépendamment par les gradients de champ orthogonaux de l'IRM, les axes de rotor de ces actionneurs doivent être non parallèles, une condition qui contraint la conception du dispositif .

En plus de l'utilisation des techniques d'actionnement compatibles avec l'environnement IRM, la déportation des actionneurs non compatibles est aussi une solution envisageable face à ce problème de compatibilité. La transmission de mouvement par câbles ou courroies a été utilisée pour dans différents dispositifs médicaux. Contrairement aux cour-

roies, les câbles présentent une transmission de mouvement libre d'ondulations et un meilleur rapport poids à longueur. *Chapuis et al.* ont montré expérimentalement que l'actionnement par câbles d'un robot compatible IRM peut exhiber une bonne performance pour des longueurs allant jusqu'à 9 m [*Chapuis et al.*, 2006]. Les travaux sur la chirurgie intra-utérine de fœtus [*Harada et al.*, 2005], les ponctions thoraciques [*Bricault et al.*, 2008], ou la biopsie et la cryothérapie de la prostate [*Abdelaziz et al.*, 2012] ont également montré la possibilité d'employer des câbles comme moyen de transmission. L'utilisation d'un actionnement déporté permet également de faire face aux contraintes d'encombrement imposé par l'environnement IRM. À notre sens, l'actionnement par câbles représente une solution très intéressante face à toutes ces restrictions.

Capteurs

L'utilisation des capteurs de force et de position est fondamentale pour assurer la sécurité et la commande des systèmes mécatroniques. Néanmoins, la majeure partie de ces capteurs ont des composants électriques et produisent des artéfacts sur les images s'ils sont à proximité de la zone à imager. L'emploi de capteurs conçus sur mesure est alors nécessaire pour conserver la qualité des images.

Les capteurs de technologie optique se montrent comme une solution viable dans le développement des capteurs compatibles IRM. La fibre optique a été exploitée par [*Chinzei et al.*, 2000] et [*Moser et al.*, 2003] comme moyen de transmission de données. *Fischer et al.* [*Fischer et al.*, 2008] ont considéré l'utilisation des codeurs optiques conventionnels pour évaluer la position de l'effecteur par rapport à la base du robot. Ces codeurs du commerce ne sont actuellement pas transparents pour l'IRM et créent des artéfacts d'un rayon de 2 à 5 cm autour d'eux. Les auteurs ont proposé de placer ces codeurs loin de la zone à observer. *Li et al.* [*Li et al.*, 2015] emploient également des codeurs optiques du commerce et proposent de transmettre les signaux issus de ces capteurs via des câbles torsadés et blindés vers l'interface des capteurs afin de réduire les bruits. Des codeurs optiques conçus sur mesure avec des roues codeuses fabriquées en tungstène ont également été exploitées pour mesurer le déplacement des câbles du robot MRGuide [*Abdelaziz et al.*, 2012].

La technologie optique a également été considérée pour développer des capteurs de force à 3 DDL [*Gassert et al.*, 2006] ou à 6 DDL [*Takahashi et al.*, 2003]. L'exploitation de l'optique, comme solution aux problèmes de compatibilité IRM, a atteint le point du développement industriel. Aujourd'hui, des entreprises comme INNOMEDIC Inc ou Micronor produisent et commercialisent des codeurs incrémentaux linéaires ou rotatifs fabriqués avec des matériaux compatibles IRM (fibre de verre, céramique). En ce qui concerne les capteurs de force, aucun produit compatible IRM n'est actuellement disponible sur le marché à notre connaissance.

Pour assurer un ciblage précis de la tumeur durant une procédure guidée par l'IRM, les procédures de calibration et de recalage de l'assistant robotique doivent être réalisées avec précision. Différentes approches de recalage utilisant des marqueurs passifs [Krieger *et al.*, 2005], actifs [Muntener *et al.*, 2008] ou des marqueurs actifs/passifs avec une approche hybride [Krieger *et al.*, 2006] ont été proposées dans la littérature. Les marqueurs actifs présentent l'avantage d'être plus précis, avec un recalage plus rapide comparés aux marqueurs passifs. Néanmoins, leurs utilisations nécessitent une programmation spécifique de l'IRM et l'utilisation de canaux dédiés. Pour cela les marqueurs passifs ont été plus largement utilisés dans la littérature. Pour plus de détails sur les approches de recalage, le lecteur peut consulter [Krieger *et al.*, 2006], [Monfaredi *et al.*, 2018].

Encombrement

Développer une assistance robotique compatible IRM pour la RI pose des restrictions assez fortes au niveau de la taille et l'encombrement du robot. Ceci est principalement dû au fait que le scanner possède un espace intérieur très limité, ce qui laisse un espace très limité pour la manœuvrabilité des composants et la réalisation des gestes médicaux. Ils existent principalement deux types de scanner IRM : l'IRM conventionnelle et l'IRM ouverte. La profondeur d'une IRM conventionnelle est entre 150 cm et 200 cm avec un diamètre du tunnel de 60 cm, contre 120 cm de profondeur et 70 cm de diamètre pour une IRM ouverte. Avec l'introduction du patient dans le tunnel de l'IRM, seulement un espace approximatif de 60 cm de large et 30 cm de haut reste libre pour placer l'assistant robotique (Figure 1.3). Ces contraintes dimensionnelles deviennent des spécifications très importantes pour la conception du robot.

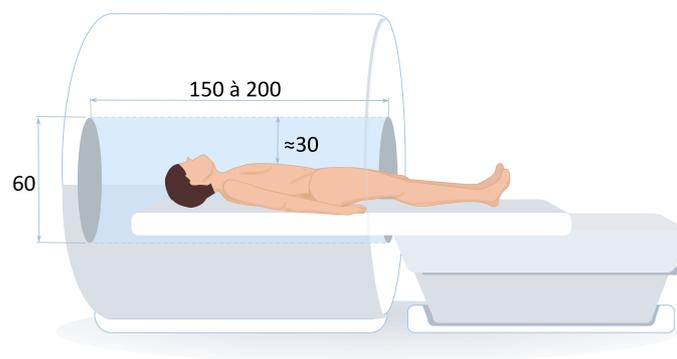


Figure 1.3 – Dimension du tunnel de l'IRM (en centimètres).

1.2.2 État de l'art

Dans les années 90, l'intérêt d'introduire des assistants robotiques dans le bloc opératoire a commencé à être plus important. La précision et l'exactitude de ces systèmes ont été les principales motivations pour les inclure dans des procédures comme l'orthopédie [Taylor *et al.*, 1994] ou la neurochirurgie [Villotte *et al.*, 1992]. Avec cet intérêt, un effort croissant pour construire des robots compatibles IRM a également apparue.

Un des premiers travaux dans ce domaine a été celui de *Massumune et al.* en 1995 [Masamune *et al.*, 1995]. Il s'agit d'un manipulateur d'aiguille compatible IRM pour des applications neurochirurgicales. Ce manipulateur a été conçu à base de polymères et est actionné par des moteurs piézoélectriques. Une année plus tard, *Chinzei et al.* proposent un robot à 5 DDL compatible IRM [Chinzei *et al.*, 2000]. Il est considéré comme étant le premier robot compatible IRM dans la littérature. Néanmoins, son usage est possible uniquement dans une IRM à double anneau, qui n'est plus utilisé aujourd'hui. Ce robot a été construit, avec des pièces en titane et en plastique. De par son architecture, le robot peut être adapté pour réaliser des interventions de curiethérapie de la prostate avec un accès transpérinéal. À partir de ce moment et jusqu'à 2018, pas moins de 300 publications en lien avec des assistants robotiques compatibles IRM ont été publiées abordant différents contextes d'intervention [Monfaredi *et al.*, 2018]. Nous nous intéresserons ici particulièrement aux dispositifs compatibles IRM pour des procédures sur des organes abdominaux, comme le foie. Dans la suite, nous présentons et analysons certaines de ces solutions proposées dans la littérature.

Organes abdominaux

Une des régions privilégiées d'application des assistants robotiques en radiologie interventionnelle est la région des organes abdominaux. L'une des solutions les plus représentatives dans ce domaine est le robot Innomotion [Melzer *et al.*, 2008]. Ce robot est constitué d'un bras robotique à 6 DDL monté sur le portique de l'IRM, qui est à son tour fixée à la table de l'imageur. Il est dédié aux traitements des douleurs sciatiques et des facettes articulaires guidées par IRM, et également à la réalisation des biopsies et drainages abdominaux. Ce système a obtenu la marquage de conformité Européenne (CE) en 2005 et a été commercialisé pendant quelques années, en devenant ainsi le premier système du genre à être commercialisé.

Hata et al. ont proposé un assistant robotique semi-automatique pour le guidage d'aiguille pour des procédures de thérapie hépatiques [Hata *et al.*, 2005]. Ce robot, à 5 DDL, est fixé à la table de l'imageur. Il est composé de deux modules. Le premier module, à 3 DDL, est actif. Il est actionné par des moteurs piezoelectriques et permet de contrôler de façon logicielle le centre de rotation déporté du système. Le deuxième

module est passif. Il est composé d'un porte-aiguille à 2 DDL (Figure 1.4 (a)). C'est le radiologue qui positionne manuellement ce module afin de définir le point d'insertion et l'orientation. Le contrôle du *RCM* a été correctement accompli, en évoquant des erreurs moyennes inférieures à 1 mm dans les deux directions. Cependant, même en isolant les actionneurs, l'usage de ce type d'actionneur a induit des artefacts sur les images acquises. En 2013, l'équipe de recherche dirigée par Hata, a présenté un nouveau mécanisme à 2 DDL. Il est basé sur un système à double disque pour accomplir des interventions hépatiques de RI guidés par IRM [Song *et al.*, 2013]. Cette géométrie à double disque permet d'obtenir un *RCM* mécanique et d'atteindre des angles d'insertion de ± 40 degrés. Contrairement à la première version du robot, celui-ci est installé sur le corps du patient, afin de compenser partialement les mouvements respiratoires du patient (Figure 1.4 (b)). Pour l'instant, seulement une preuve de faisabilité avec une manipulation manuelle du dispositif a été réalisée afin de valider le mécanisme proposé.

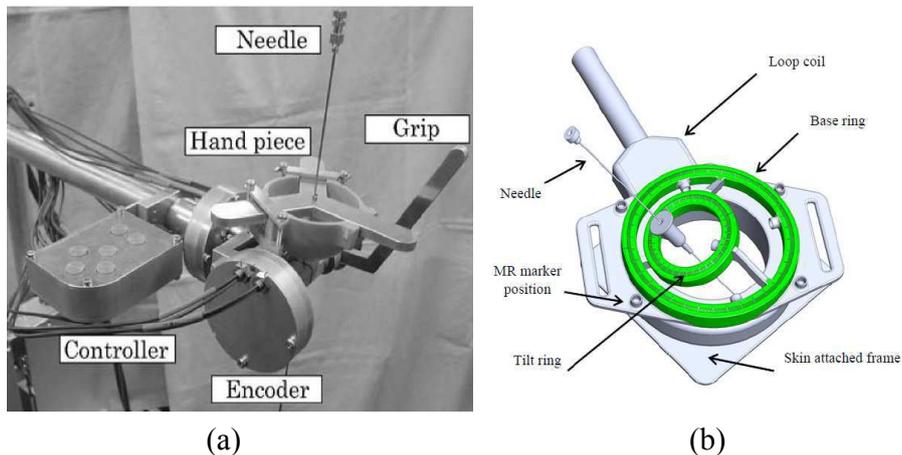


Figure 1.4 – (a) Porte aiguille passif à 2 DDL [Hata *et al.*, 2005]. (b) Dispositif à double disque [Song *et al.*, 2013].

Le Light Puncture Robot LPR [Bricault *et al.*, 2008] est un système actif à 5 DDL (Figure 1.5 (a)) qui permet de réaliser l'orientation et l'insertion de l'aiguille de manière complètement automatique. Ces pièces fabriquées en plastique et son actionnement pneumatique assurent la compatibilité du LPR avec les imageurs IRM et CT-scan. Le système est équipé de pinces pour saisir l'aiguille au moment d'effectuer la ponction et pour la libérer lorsque le mouvement est réalisé. La libération de l'aiguille est nécessaire afin de laisser l'aiguille suivre les mouvements de l'organe lors de la respiration du patient et ainsi éviter la lacération de l'organe. Un autre assistant robotique actionné pneumatiquement a été proposé par Franco *et al.* [Franco *et al.*, 2016]. Il s'agit d'un robot à 4 DDL (Figure 1.5 (b)) dédié à l'ablation laser de tumeurs du foie. Le robot

a été conçu pour fonctionner à l'intérieur d'un scanner d'une IRM à passage fermé. Le but de ce robot est d'aligner automatiquement un guide d'aiguille vers les lésions cibles. Le patient est retiré de l'IRM afin d'insérer l'aiguille de façon manuelle. Un système de blocage pneumatique a été développé pour améliorer la précision du robot lors de l'insertion de l'aiguille. Ce système permet également de bloquer les mouvements involontaires du guide de l'aiguille, ceux qui pourraient présenter un risque pour le patient. Le mouvement du foie, provoqué par la respiration, est partiellement compensé en posant une ventilation artificielle pendant les phases d'imagerie et d'insertion de l'aiguille.

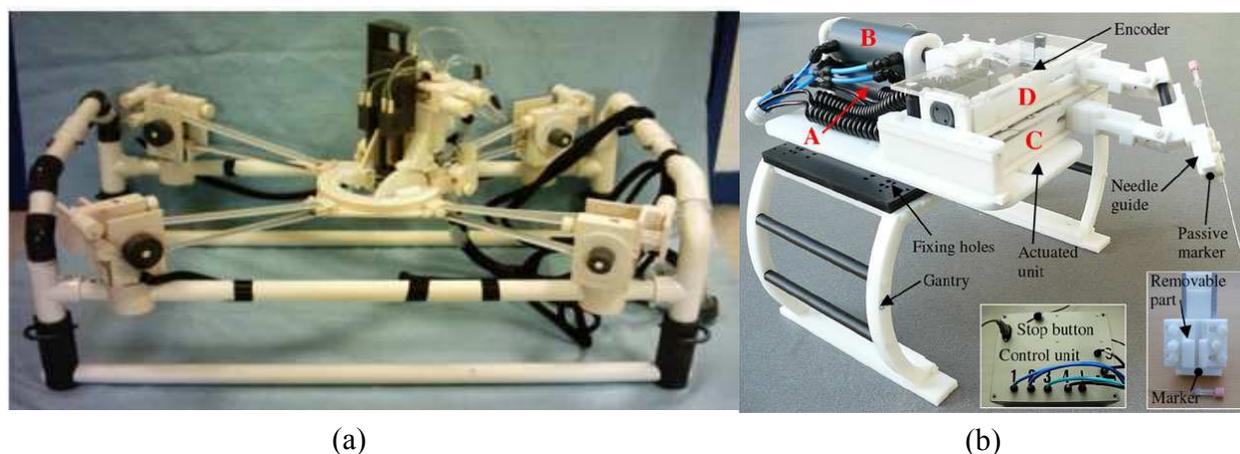


Figure 1.5 – (a) Light Puncture Robot [Bricault *et al.*, 2008]. (b) Robot manipulateur d'aiguille à 4 DDL [Franco *et al.*, 2016].

Wu et al. ont conçu un assistant robotique à 3 DDL pour la manipulation des aiguilles lors d'une intervention de cryoablation [Wu *et al.*, 2013]. Le système utilise une architecture en arc afin de garantir un RCM qui se trouve à 15 mm au-dessus de la peau. L'actionnement du robot se fait en utilisant des moteurs piézoélectriques et une transmission de mouvement par câble. Cette transmission à câbles permet d'éliminer le jeu mécanique observé dans la première version de l'assistant, qui était actionné par des micromoteurs à engrenages planétaires. Elle permet également d'augmenter la rigidité du chariot via un boulon de tension [Walsh *et al.*, 2008]. L'originalité de ce robot réside dans sa capacité à accueillir plusieurs aiguilles à la fois, comme le montre la figure 1.6 (a).

Bouliane [Bouliane-blais, 2015] a présenté un robot souple pour le positionnement d'aiguille dans les interventions percutanées hépatiques. Ce robot, à 4 DDL, utilise des actionneurs pneumatiques souples accouplés à un système de freinage granulaire afin de changer la raideur du système (Figure 1.6 (b)). Cette modulation de raideur est utilisée

afin d'augmenter la rigidité de l'aiguille jusqu'à au moins 3N/mm , soit 10 fois la rigidité d'une aiguille de biopsie, pour garantir une insertion de l'aiguille précise et répétable. Malgré sa capacité de modulation de raideur allant jusqu'à 19 fois la raideur initiale, le système de freinage induit des erreurs non négligeables de positionnement lors de son actionnement. Une erreur maximale, allant jusqu'à 0.28 mm peut être induite par le système de freinage, ce qui équivaut à 2.4 fois l'erreur moyenne du dispositif (0.11 mm) sans le système de freinage.

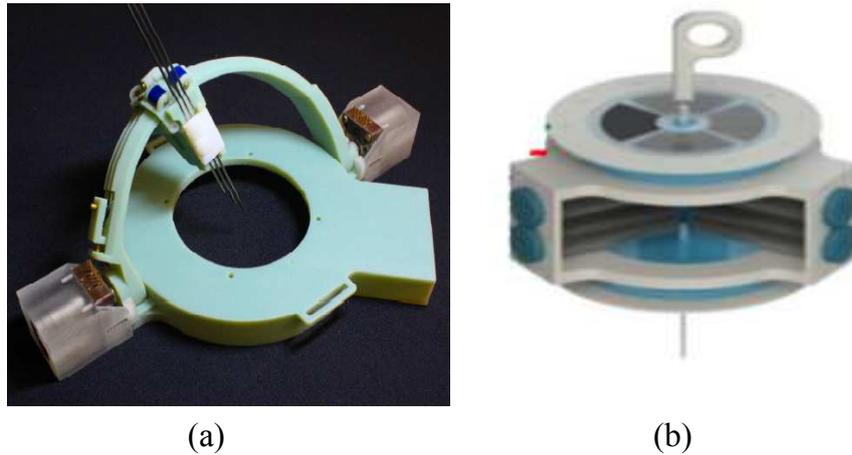


Figure 1.6 – (a) Robot multi-aiguille [Wu *et al.*, 2013]. (b) Robot souple avec système de freinage granulaire [Bouliane-blais, 2015].

1.2.3 Synthèse

Les assistants robotiques présentés précédemment montrent les différentes solutions de conception proposées pour répondre aux différents besoins cliniques. L'utilisation des matériaux légers, facilement usinables et compatibles avec le système d'imagerie, tel que le plastique, est un dénominateur commun des systèmes présentés.

Concernant l'actionnement de ces systèmes, on peut observer une diversité dans le choix. Des actionneurs piézoélectriques ont été utilisés dans [Hata *et al.*, 2005] et [Wu *et al.*, 2013]. Cependant, ils induisent des artefacts sur l'image obtenue par l'IRM [Fischer *et al.*, 2008]. L'utilisation des actionneurs pneumatiques a été également explorée. La problématique majeure de ce type d'actionnement est la limitation de la rigidité provoquée par la compressibilité de l'air, ce qui peut provoquer des insertions peu précises et/ou de mouvements indésirables, ce qui pourrait présenter un risque pour le patient. L'ajout de systèmes additionnels pour bloquer la position et améliorer la précision pendant l'insertion, est présenté alors comme une solution pour ce type d'actionnement

dans [Bouliane-blais, 2015] [Franco *et al.*, 2016]. Comme mentionné précédemment dans la section 1.2.1, l'actionnement par câbles représente une solution très prometteuse afin de garantir la compatibilité IRM du dispositif. À la différence du mécanisme présenté par [Wu *et al.*, 2013] où les actionneurs sont embarqués sur le système, un actionnement déporté moyennant des câbles est plus pertinent. En effet, cela permet de conserver la qualité des images acquises par l'IRM, et de diminuer le volume et la masse du système, ce qui le rendra plus léger et compact. La faisabilité d'une telle approche a été déjà validée sur le robot MRGuide développé par Abdelaziz [Abdelaziz *et al.*, 2012] et sur le travail proposé par Boehler [Boehler *et al.*, 2017].

Généralement dans les interventions prostatiques, mammaires ou neurologiques, les assistants robotiques sont souvent fixés sur la table du scanner. Ce choix n'est pas optimal car il ne permet pas de compenser le déplacement relatif entre le patient et le robot pendant la procédure, ce qui provoque une diminution de précision lorsqu'il y a des mouvements significatifs du patient. Ce constat a été exposé dans la validation clinique [Xu *et al.*, 2010] du robot proposé par Krieger *et al.* [Krieger *et al.*, 2005] [Krieger *et al.*, 2010] pour des biopsies prostatiques. Une compensation des mouvements du patient s'est révélée nécessaire afin d'améliorer les performances du système et garantir la sécurité du patient. L'utilisation d'un algorithme de planification de trajectoire et compenser en temps réel la courbature d'une aiguille de biopsie de type guillotine, a été proposé comme possible solution à ce type de problème [Moreira *et al.*, 2017]. Cependant, à notre sens, la conception d'un assistants robotique monté directement sur le patient représente une solution plus efficace face à cette problématique.

Sur les organes abdominaux comme le foie, l'hypothèse que la cible ne se déplace pas entre le moment où l'image est acquise et le moment où l'aiguille est insérée, ne peut pas alors être appliquée. L'utilisation d'un robot monté sur le patient permet d'obtenir une compensation partielle des mouvements respiratoires. Cependant, cela ne résout pas totalement le problème. En effet, il a été constaté que la saisie rigide de l'aiguille lors des mouvements respiratoires pouvait provoquer des lacérations sur un organe comme le foie [Sun *et al.*, 2006]. L'approche utilisée par [Bricault *et al.*, 2008] et [Piccin *et al.*, 2012], où l'assistant robotique relâche totalement l'aiguille pour que le patient puisse reprendre sa respiration, et la re-saisir pour continuer l'intervention pendant que le patient est à nouveau sous apnée risque d'échouer. En effet, un échec dans la saisie de l'aiguille est possible si jamais la position de l'aiguille varie d'une manière considérable lors d'un cycle de respiration. À notre sens, aucune solution largement acceptable n'a encore été trouvée pour faire face à ce problème.

Pour résoudre cette problématique, la conception d'un système à raideur variable, nous paraît ici adéquate. D'une part, un système à faible rigidité permet d'exploiter les avantages d'interaction avec l'environnement qui possèdent les robots souples. Cette sou-

plasse du système permettra de réduire le risque de lacération du foie lors des mouvements respiratoires. D'autre part, un système à haute rigidité permet de garantir une précision conformée aux exigences de l'application au moment de l'insertion de l'aiguille. Cette caractéristique du système à raideur variable, peut-être parfaitement exploitée par l'utilisation de la Tenségrité. Dans la section 1.3, nous présentons le concept de la Tenségrité et ces différents atouts qui nous ont emmené à le proposer comme une solution adéquate pour la conception d'un assistant robotique à raideur variable, léger, compact et compatible IRM. L'utilisation et le flux de travail, lors d'une intervention de RI sur le foie, de ledit assistant est également développé dans la sous-section suivante.

1.2.4 Utilisation de l'assistant robotique

L'un des objectifs de ce travail, est de concevoir un assistant robotique pour les procédures de radiologie interventionnelle pour le foie. Ce système devra être capable d'orienter et d'assurer une insertion précise de l'aiguille, avec une erreur de positionnement inférieur à 3 mm [Song *et al.*, 2013]. L'insertion de l'aiguille reste manuelle. Elle est réalisée par le radiologue afin de bénéficier d'un retour haptique naturel. L'objectif principale de cette assistance est alors de faciliter la tâche de positionnement d'aiguille sous guidage IRM, ce qui permettra d'obtenir un placement d'aiguille plus précis dans un temps d'insertion plus court que celui d'une pratique entièrement manuelle. En moyenne, cette étape est réalisée en 43 minutes sans outil de guidage [Hoffmann *et al.*, 2012]. Cet assistant interviendra, dans le geste de RI du foie, seulement après la définition du point d'insertion de l'aiguille. Une fois ce point défini, l'assistant est monté sur le patient et commence ainsi avec la procédure d'insertion d'aiguille. Généralement, cette procédure est réalisée de manière itérative, avec l'acquisition des images de confirmation intermédiaires et des ajustements angulaires sur l'orientation de l'aiguille. Le nombre d'itérations requis dans une procédure manuelle sans outil de guidage dépend de la compétence individuelle du praticien, en particulier sa capacité pour traiter mentalement les informations angulaires des images 3D, et à exécuter manuellement l'orientation et l'insertion souhaitées. L'implémentation d'un assistant robotique pour cette étape permettra de réduire le nombre d'itérations réalisées. Qui à son tour permettra de diminuer les dommages tissulaires produits à chaque insertion erronée d'aiguille, et de réduire les coûts de l'occupation du matériel, en raison de la durée de la procédure. Une fois l'aiguille sur la cible, le radiologue peut récupérer un échantillon de tissu dans le cadre d'une biopsie ou entamer une thérapie. Le diagramme de la figure 1.7 détaille la procédure complète d'une intervention hépatique en radiologie interventionnelle avec et sans l'assistant robotique.

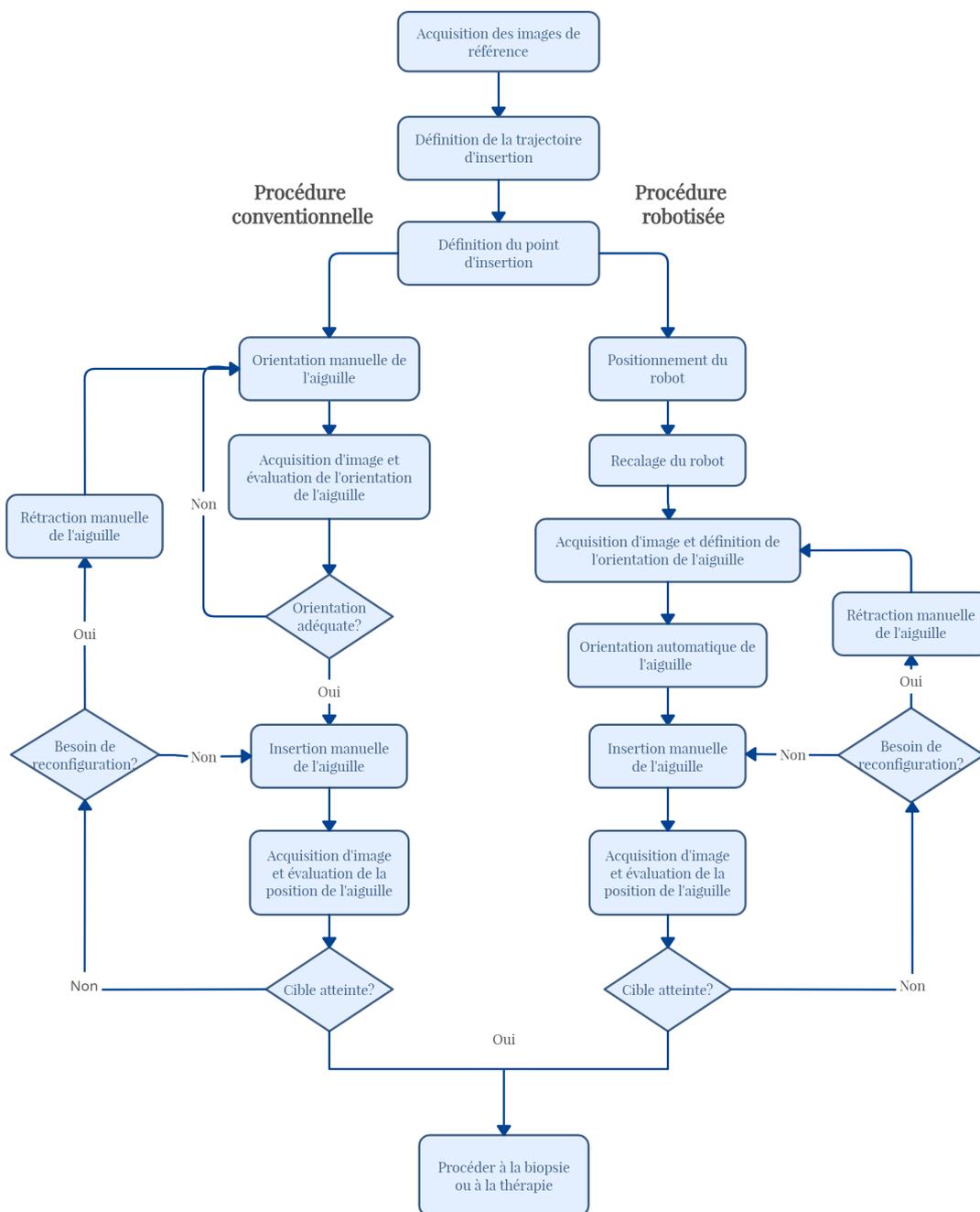


Figure 1.7 – Comparaison entre les flux de travail des procédures de RI conventionnelle et robotisée.

1.3 Solution proposée : la Tenségrité

1.3.1 Définition

Une tenségrité est un système composé par deux types d'élément : des éléments sollicités en compression tel que des barres et d'autres sollicités en tension (ressorts, câbles). L'origine du mot tenségrité vient de la conjonction entre deux mots : TENSion et IntEGRITE [Fuller, 1959]. Bien que Richard Fuller peut être considéré comme le père de la tenségrité dû à ses premières publications sur la tenségrité dans les années 60 et surtout dû à l'invention du mot tenségrité, ce fait n'est pas tout à fait clair. L'histoire nous montre qu'en parallèle du nom Fuller, les noms de David Emmerich et Kenneth Snelson apparaissent également comme des pionniers de la tenségrité [Motro, 2003]. David Emmerich, professeur d'architecture en France, a étudié principalement la géométrie de ce type de systèmes et il se réfère à eux comme des "systèmes autotendants", c'est-à-dire des systèmes que sont capables d'être prétendus sans nécessité d'appuis ou d'ancrages extérieurs. D'autre part, c'est Snelson qui, inspiré par son professeur Fuller, a matérialisé les différents concepts de la tenségrité, dans son composant appelé "X". Composant qui l'a permis dans un premier temps de développer sa structure "Double X" et dans un deuxième temps d'utiliser cette structure comme élément de base dans le développement du système spatial de tenségrité le plus simple. Ce dernier, composé par neuf câbles et trois barres, est surnommé par certains auteurs comme le "simplex" (Figure 1.8).

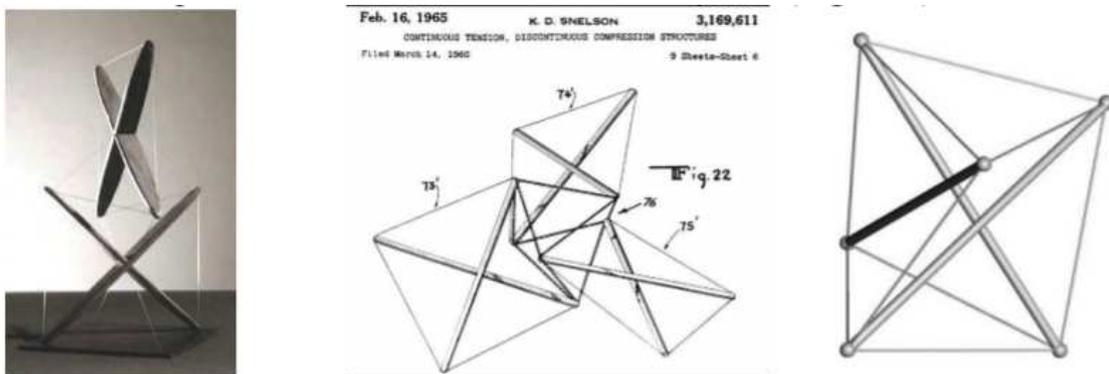


Figure 1.8 – Double X (à gauche), Triple X (au centre) et Simplex (à droite)[Motro, 2013].

L'interaction entre les câbles et les barres dans une structure de tenségrité correspond à la définition d'un système auto-contraint. La caractéristique d'auto-contrainte sur une structure de tenségrité est garantie par les tensions des câbles, en absence de forces extérieures. C'est ainsi que la tenségrité peut être classifiée comme une classe des systèmes précontraints. Une définition de la tenségrité, basée sur des éléments présents dans les

brevets déposés par Emmerich, Fuller et Snelson dans les années 60, a été proposée par Motro :

"Tensegrity Systems are spatial reticulate systems in a state of self-stress. All their elements have a straight middle fibre and are of equivalent size. Tensioned elements have no rigidity in compression and constitute a continuous set. Compressed elements constitute a discontinuous set. Each node receives one and only one compressed element." [Motro, 2003]

Cette définition est néanmoins assez restrictive car elle comprend uniquement les structures de tensegrité possédant des nœuds formés par plusieurs câbles et une seule barre, excluant ainsi d'autres systèmes précontraints qui peuvent être considérés comme tensegrité. Skeleton a proposé une définition en fonction du nombre d'éléments compressifs connectés sur un nœud. Ainsi, un système de classe 1 comprend uniquement un élément compressif par nœud. Un système de classe K, présente au maximum K éléments compressifs connectés sur ses nœuds [Skelton *et al.*, 2001].

1.3.2 Applications générales

Art

Le développement initial de la tensegrité a été dans le domaine artistique. Un des artistes les plus représentatives est le sculpteur Snelson. Il est auteur de plus de 50 pièces artistiques [Snelson, 2020]. *The needle tower*, développé en 1968, représente aujourd'hui l'une des pièces de tensegrités les plus connues dans le monde. À ce jour, le concept de la tensegrité a inspiré plusieurs artistes. Dans de nombreuses expositions, des espaces sont consacrés aux œuvres de la tensegrité. Nous pouvons citer à titre d'exemple l'œuvre "*Pavillon Underwood*" qui attire aujourd'hui des touristes venant des 4 coins du monde pour contempler le paysage post-industriel à Indiana aux Etats-Unis [Wit et Riether, 2016]. On peut également citer l'œuvre créée par Jean-Pierre David qui a été exposée à la fête de la lumière à Lyon, France en 2018.

Architecture

Les structures de tensegrité ont été également utilisées dans le contexte du génie civil. Sa nature comme système précontraint permet de créer des structures stables de grande taille avec des éléments légers. Cette légèreté et sa résistance aux sollicitations extérieures représentent les avantages majeurs de ces structures. Ces avantages sont parfaitement

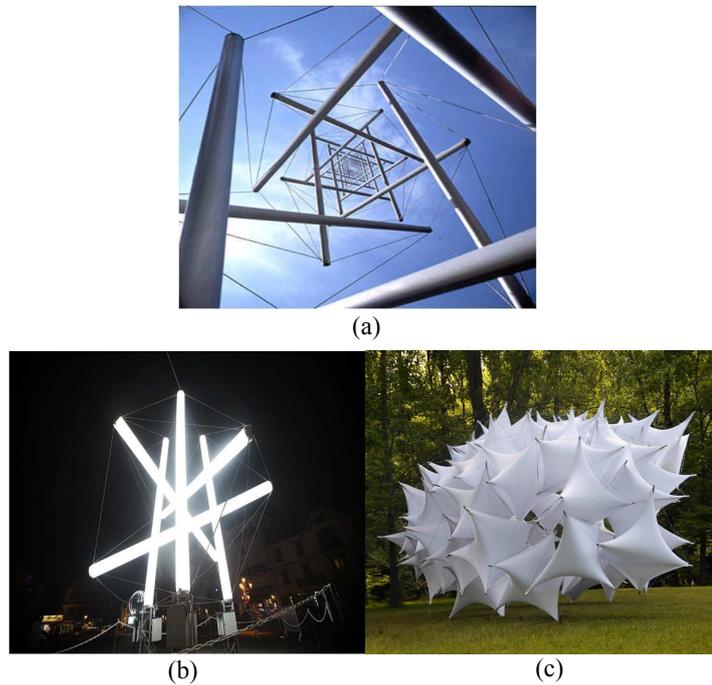


Figure 1.9 – (a) The needle tower [Snelson, 2020]. (b) Structure de tensegrité à la fête de la lumière [Lyon, 2018]. (c) Pavillon Underwood [Wit et Riether, 2016].

exploités dans la construction des toits pour des stades sportifs, tels que le Georgia Dome d'Atlanta aux Etats-Unis démolie en 2017, le vélodrome d'Aigle en Suisse, ou bien le stade de Ciudad de la Plata en Argentine (Figure 1.10 (a)). Un autre exemple de l'utilisation de la tensegrité en architecture est le Kurilpa Bridge à Brisbane en Australie. Dans ce dernier, le principe de tensegrité est exploité pour créer une structure résistante et très fine afin de se conformer aux exigences de navigation fluviale, en particulier la hauteur minimale pour permettre le passage des navires fluviaux (Figure 1.10 (b)).

Biologie

Ingber en 1998 a proposé l'appareil musculo-squelettique des humaines comme l'une des structures biologiques qui peuvent être mimées par des structures de tensegrité. Les os et les tendons de l'homme sont reliés de manière à faciliter le contrôle du mouvement. En effet, les 206 os représentent les éléments à compression. Tandis que les muscles, les tendons et les ligaments représentent les éléments porteurs de tension stabilisatrices requises pour une configuration déterminée [Ingber, 1998]. Des années plus tard, *Skeleton et al.* ont validé cette proposition en classifiant les articulations comme des systèmes de tensegrité [Skelton et Oliveira, 2009]. Dans les articulations, les tendons utilisent les



Figure 1.10 – (a) Stade de ciudad de la Plata en Argentine [Sta, 2020]. (b) Kurilpa Bridge [Kur, 2020].

muscles comme actionneurs afin de contrôler les os auxquels sont connectés. Dans cette classification proposée par Skeleton, l'articulation de l'épaule est une tenségrité de classe 2 car les tendons relient deux os : l'humérus et l'omoplate ; L'articulation du coude est une tenségrité de classe 3, avec la connexion de l'humérus avec le cubitus et l'os radiaux ; Et l'articulation des orteils comme une tenségrité de classe 2 (Figure 1.11) .

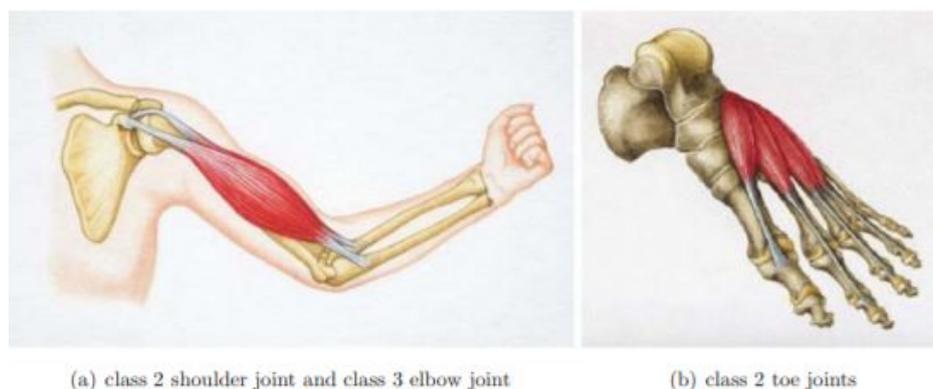


Figure 1.11 – Classification des articulation en tant que systèmes de tenségrité [Skelton et Oliveira, 2009].

L'affirmation " Universe is tensional integrity ", avancée par Fuller dans les années 60 [Fuller, 1963], commence à être de plus en plus valide. Car dans l'actualité, le concept de tenségrité est largement utilisé afin d'étudier et modéliser le comportement de diverses structures biologiques à des échelles micro- et macroscopiques [Cretu, 2009].

Mécanismes

L'utilisation des structures de tenségrité pour développer des mécanismes permet de concevoir des systèmes capables de réaliser une reconfiguration de sa géométrie et de changer ses propriétés mécaniques, comme sa raideur. Nous considérons qu'une structure de tenségrité devient un mécanisme de tenségrité lorsqu'au moins l'un de ses éléments est actionné. Cet actionnement peut alors être effectué par le changement de la longueur d'un ou plusieurs éléments de la structure (barres et/ou câbles), ou bien par la modification de la position d'un ou plusieurs nœuds.

Les mécanismes de tenségrité sont développés dans diverses domaines d'application. Nous pouvons citer, à titre d'exemple, le robot Superball développé par la NASA pour réaliser des missions d'exploration planétaire [Sabelhaus *et al.*, 2015]. Ce robot est basé sur une structure de tenségrité où certains câbles sont actionnés (Figure 1.12) . Afin de pouvoir s'accommoder facilement dans une navette spatiale, le robot est transporté plié. Il est déployé une fois arrivé à destination. Le robot est capable d'adapter sa raideur afin d'effectuer son atterrissage.



Figure 1.12 – Superball [Sabelhaus *et al.*, 2015].

1.3.3 Intérêt

La tenségrité et plus particulièrement les mécanismes de tenségrité présentent des caractéristiques très intéressantes pour faire face aux différentes exigences de notre application. Dans la suite, nous présentons les différentes caractéristiques qui mettent en évidence notre grand intérêt pour ces mécanismes de tenségrité.

Déport des actionneurs

Un mécanisme de tensegrité est actionné principalement par l'élongation d'au moins un de ses éléments. L'actionnement par câbles dans un mécanisme de tensegrité peut être effectué directement sur la structure ou à travers un actionnement déporté, selon les besoins de l'application.

D'une part, l'actionnement embarqué sur la structure permet entre autres de développer des robots mobiles qui soient entièrement autonomes. Le robot DuCTTv2 illustre ce principe. Il utilise un actionnement par câble positionné sur les extrémités de ses barres moyennes (Figure 1.13) afin de produire une reconfiguration du robot que lui permet de grimper des systèmes de conduits irréguliers et complexes [Friesen *et al.*, 2016]. D'autre part, l'actionnement déporté représente un intérêt manifeste pour notre application. En effet, comme il a été montré par [Chapuis *et al.*, 2006], le déport d'actionnement représente une solution valide face aux problèmes de compatibilité des systèmes IRM. Déporter l'actionnement, généralement très encombrant, permet également de réduire la taille effective du système et de minimiser l'inertie des parties mobiles. Ce choix d'actionnement est pertinent avec notre contexte applicatif.

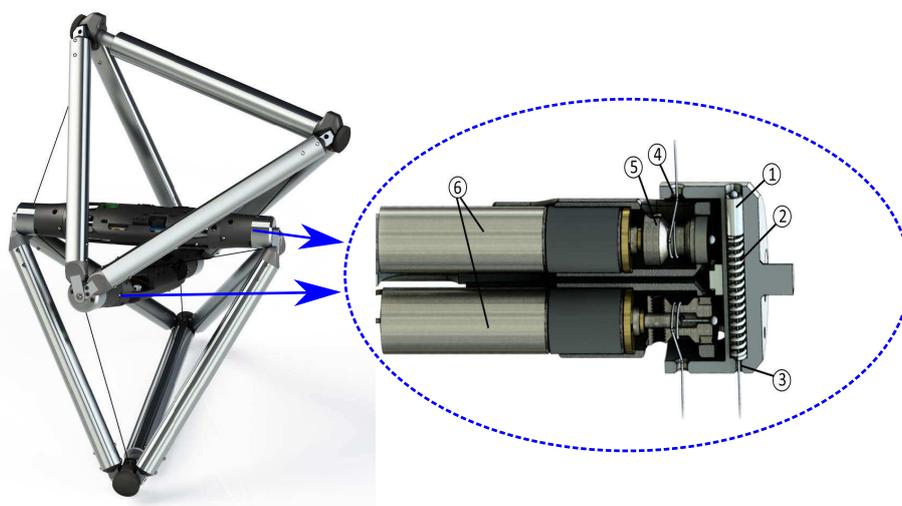


Figure 1.13 – Placement des actionneurs dans le robot DuCTTv2 [Friesen *et al.*, 2016].

Légèreté et résistance

Les structures de tensegrités sont également légères. Ceci est dû principalement à la combinaison des éléments en tension et des éléments en compression qui le composent. Les éléments en tension stabilisent la structure des systèmes de tensegrité. De plus, ils

peuvent être précontraints afin de fournir une résistance structurelle importante face à des sollicitations externes. En vue d'améliorer la résistance structurelle et de réduire la masse de la structure, l'utilisation de longs éléments compressifs doit être minimisée, tandis que l'utilisation d'éléments de tension doit être maximisée [Skelton et Oliveira, 2009]. Un équilibre entre ces éléments sera alors un facteur à tenir en compte lors de la conception des systèmes de tenségrités et dépendra notamment des différents besoins applicatifs.

Dans notre cas, la légèreté représente un atout majeur. Principalement, dû au fait que cela permettra d'envisager un assistant qui soit montable directement sur le patient, avec une facilité d'installation. L'utilisation d'un actionnement par câbles et la légèreté de la structure permettront également de retirer l'assistant robotique lors d'une complication médicale. Cela peut être réalisé facilement en coupant les câbles et en retirant le mécanisme dans son intégralité.

Reconfiguration

Un des atouts d'une structure de tenségrité est sa capacité à effectuer une grande reconfiguration de sa géométrie en exploitant l'élongation/rétraction de ces éléments en tension (câbles, ressorts). Un deuxième atout est le déploiement. Ce dernier est la transformation de la géométrie de la structure, en passant d'un volume compact vers un volume important et opérationnel et vice-versa. Ce déploiement peut s'effectuer de manière automatique, en stockant l'énergie nécessaire dans les éléments en traction. Ce concept a été exploité pour concevoir les réflecteurs d'un satellite [Tibert et Pellegrino, 2002]. Le déploiement peut également être effectué de manière contrôlée en actionnant les câbles du mécanisme. C'est le cas des auteurs dans [Rhode-Barbarigos *et al.*, 2012] qui utilisent des câbles actifs pour contrôler le déploiement d'une passerelle (Figure 1.14) construite à partir des modules de tenségrité proposés par Motro, appelés "Tensegrity rings" [Motro *et al.*, 2006].

L'utilisation de polymères à mémoire de forme a été également considérée pour le déploiement des tenségrités [Liu *et al.*, 2017], comme illustré en bas de la figure 1.14. Néanmoins, cette structure présente un manque de rigidité lors du déploiement. En effet, lors de son déploiement la tension des câbles n'est pas contrôlée. Par conséquent, des tensions nulles ou négatives apparaissent pendant cette phase. Cela représente un obstacle pour certaines applications. Contrairement à cela, le contrôle du déploiement par câbles permet de maintenir et garantir la rigidité de la structure de tenségrité après son déploiement. La capacité de déploiement des systèmes de tenségrité permet de faciliter leur transport, stockage et l'accessibilité aux espaces difficiles. Ce qui les rendent des candidats potentiels pour des applications aérospatiales, tel que Superball [Sabelhaus *et al.*, 2015] (Figure 1.12).

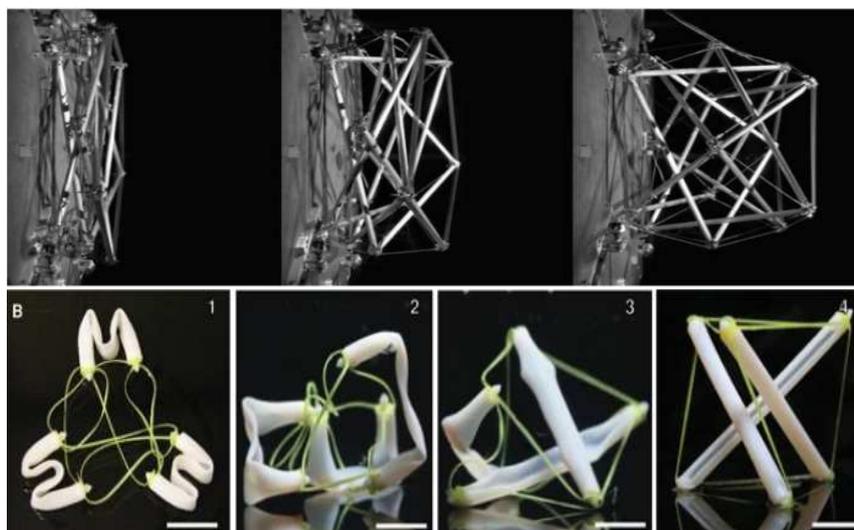


Figure 1.14 – En haut, déploiement par câbles d’une passerelle de tensegrité [Rhode-Barbarigos *et al.*, 2012]. En bas, déploiement actionné par des polymères à mémoire de forme [Liu *et al.*, 2017].

La capacité de reconfiguration d’un mécanisme de tensegrité est également une caractéristique très remarquable dans la génération de locomotion d’un robot. Différentes approches pour la génération de mouvement ont été développées. L’une des stratégies les plus intéressantes consiste à modifier le centre de masse du système afin de faire rouler le robot le long d’une trajectoire. Ce principe est considéré dans le travail [Koizumi *et al.*, 2012], où la configuration du système est modifiée en actionnant pneumatiquement les câbles de la structure.

En général, les mécanismes de tensegrité peuvent atteindre un espace de travail relativement large par rapport à leurs taille. Cela est dû principalement à l’utilisation des câbles. En effet, des longueurs importantes de câbles peuvent être enroulées autour des treuils, ce qui permet d’obtenir un large espace de travail atteignable. Cet atout est d’intérêt particulier pour notre application, due notamment aux limitations de taille imposées par l’environnement IRM.

Raideur variable

La modulation du niveau de précontrainte sur ces différents éléments permet de modifier la raideur d’un mécanisme de tensegrité. Cette modulation de raideur peut être réalisée sans modifier la configuration de la structure. De la même façon, il est possible de

reconfigurer la structure sans modifier sa raideur. Ces deux caractéristiques répondent parfaitement aux spécifications de conception de l'assistant robotique.

Cette caractéristique est exploitée dans des applications de génie civil, où la structure doit s'adapter à son environnement afin de pouvoir supporter des variations de température importantes, des vents violents ou des tremblements de terre [Skelton et Oliveira, 2009]. Dans notre cas, cette variation de raideur est un atout très important. D'une part, elle permet d'augmenter la raideur du système pendant la phase d'insertion de l'aiguille. Cette augmentation de rigidité permet de contrecarrer les forces induites par les organes sur l'aiguille et ainsi d'éviter des possibles déformations, tout en garantissant un niveau de précision important. D'autre part, puisque une réduction de la raideur du système favorisera l'interaction du mécanisme avec son environnement lors de la phase de respiration, ceci permettra de diminuer le risque de lacération des organes abdominaux.

La variation de raideur est ainsi un facteur déterminant pour la conception de l'assistant robotique. En effet, elle dépend du dimensionnement des actionneurs et du choix des éléments en traction. L'utilisation des câbles élastiques ou l'ajout des ressorts dans le système de tenségrité sera alors nécessaire pour générer cette variation de raideur.

1.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la radiologie interventionnelle, comme une méthode mini-invasive innovante pour le diagnostic et le traitement de diverses pathologies. À la différence d'autres systèmes d'imagerie, l'utilisation de l'IRM permet d'obtenir un meilleur contraste entre les tissus mous, ce qui facilite la détection des tumeurs et augmente la visualisation des vaisseaux sanguins pour détecter des lésions moins visibles. Son caractère non ionisant le rend inoffensif pour la santé des patients ou praticiens. Malgré ces avantages, l'utilisation d'une IRM limite l'accès au patient lors d'une procédure de RI et complique la manipulation de l'aiguille à l'intérieur du tunnel. Par conséquent, le patient doit être retiré du tunnel puis réinséré pour imager la zone d'intervention. La précision du geste est donc compromise par l'absence de suivi en temps réel de l'avancement de l'aiguille dans le corps. En outre, le recalage main-œil basé sur des images 2D acquises par l'IRM est une tâche difficile qui nécessite des radiologues qualifiés.

Pour faire face à ces difficultés, nous proposons la conception d'un dispositif robotisé compatible IRM, pour des procédures hépatiques en RI. L'objectif principal de ce dispositif est de faciliter la manipulation d'aiguille. Une étude des différentes restrictions de l'environnement IRM, en termes d'actionnement, d'encombrement et des matériaux utilisés a été présentée. Les différents aspects techniques nécessaires pour la conception

de ce dispositif ont été également analysés. Comme résultat de ces analyses, un cahier des charges est défini. Ce dernier comprend :

- Un minimum de 2 DDL pour effectuer l'orientation de l'aiguille.
- Un centre de rotation déporté (*RCM*) confondu avec le point d'insertion de l'aiguille.
- Un espace de travail, qui permet d'orienter l'aiguille dans un cône de $\pm 45^\circ$.
- Une précision élevée lors de l'insertion de l'aiguille, entraînant une erreur de positionnement inférieure à 3 mm.
- Garantir le suivi de mouvement du foie produit par la respiration.
- Garantir la compatibilité avec l'environnement IRM en termes d'actionnement, d'encombrement et de matériaux de fabrication.
- Garantir la sécurité du patient à tout moment.

Dans la dernière partie de ce chapitre, nous avons évoquée l'utilisation des mécanismes de tenségrité pour pouvoir répondre aux différentes contraintes imposées par l'utilisation du dispositif robotisé dans un contexte clinique. Nous avons dans un premier temps introduit le concept de la tenségrité. Dans un deuxième temps, nous avons présenté les atouts qui nous ont mené à envisager l'utilisation de cette structure pour concevoir l'assistant robotique.

La conception de ce dispositif robotisé original ainsi que ces différents modèles seront développés dans le chapitre 2 de ce manuscrit. Le chapitre 3 sera consacré à la présentation d'une stratégie de commande découplée pour piloter la position et la raideur de ce système. La fabrication et l'instrumentation d'un premier prototype seront également exposées dans ce chapitre. Dans le chapitre 4, une amélioration mécanique du dispositif sera proposée. Une évaluation des performances de cette deuxième version du dispositif robotisé sera également effectuée. Dans le dernier chapitre de ce manuscrit, une nouvelle stratégie de commande avancée basée modèle pour les mécanismes de tenségrité sera présentée et évaluée expérimentalement sur un prototype de mécanisme de tenségrité plan.

Conception d'un mécanisme de tenségrité *RCM* à 2 DDL

Préambule

Dans ce chapitre, nous proposons un assistant robotique basé sur un mécanisme de tenségrité pour la manipulation de l'aiguille lors des interventions de RI. Dans un premier temps, nous présentons et étudions les différentes architectures qui permettent l'obtention d'un RCM. Puis, nous montrons le choix d'architecture réalisé pour avoir un mécanisme RCM à 2DDL. Enfin, nous élaborons les modèles géométriques, direct et inverse, le modèle statique, le modèle cinématique ainsi que le modèle en raideur du système proposé.

Sommaire

2.1	Conception	40
2.2	Modélisation	48
2.3	Conclusion	62

2.1 Conception

2.1.1 Objectif

Notre objectif principal est de concevoir un dispositif robotisé qui améliore et facilite les différentes procédures hépatiques en RI sous guidage IRM. Ce dispositif doit permettre la manipulation de l'aiguille. L'orientation de celle-ci doit être faite autour du point d'insertion. Pour y parvenir, le système doit comporter 2 mobilités au minimum pour orienter l'aiguille et doit disposer d'un *RCM* relié au point d'insertion. L'insertion de l'aiguille restera manuelle.

Une adaptation aux mouvements du patient et de l'organe est également nécessaire pour réduire le risque de lacération. Le développement d'un dispositif porté par le patient permet de compenser en partie les mouvements respiratoire. Cette solution est souvent considérée dans la littérature mais l'adaptation aux mouvements de l'organe dûs à la respiration demeure une question ouverte.

Pour répondre à cette question, nous proposons ici, l'utilisation d'un système à raideur variable basé sur un mécanisme de tenségrité. L'utilisation d'un tel mécanisme nous permettra d'obtenir un système capable de contrôler l'orientation et la raideur angulaire de l'aiguille de manière conjointe. Cette modulation de raideur devra alors offrir au système, d'une part, une rigidité élevée lors de l'insertion de l'aiguille pour garantir un bon niveau de précision, et d'autre part, une certaine flexibilité pendant la phase de respiration afin d'éviter tout risque de lacération. Les valeurs minimales et maximales de cette raideur seront calculées et présentées ultérieurement.

Finalement, la compatibilité avec l'environnement IRM et la sécurité du patient doivent être également garanties par ce système.

2.1.2 Architectures *RCM* à 1 DDL

Comme mentionnée précédemment, l'utilisation d'un mécanisme *RCM* est fondamentale dans la conception d'un manipulateur d'aiguille pour la RI. Les mécanismes *RCM* sont largement utilisés en robotique chirurgicale (chirurgie laparoscopique, neurochirurgie, chirurgie de l'œil) pour positionner et manipuler les outils tels que les aiguilles, les endoscopes, les instruments, etc. Ce type de mécanisme permet de définir un point fixe déporté autour duquel une partie du mécanisme peut tourner sans nécessairement utiliser une liaison physique. Généralement, en robotique chirurgicale, le point *RCM* du mécanisme coïncide avec le point d'insertion de l'outil, ce qui permet de libérer la zone adjacente au point d'insertion et ainsi d'assurer au radiologue un accès visuel direct à ce

point. De plus, les contraintes mécaniques imposés par un mécanisme *RCM* permettent de garantir la position et la rotation de l'aiguille autour du point d'insertion.

Différents types d'architecture permettent de générer des mécanismes *RCM*. Une classification des ces architectures à 1 DDL est présentée dans [Zong *et al.*, 2008]. Parmi les architecture existantes, on retrouve des architectures à pivot unique, des architectures en arc de cercle et des architectures basées sur des parallélogrammes. Ces architectures se démarquent et sont analysées dans la suite.

Architectures à pivot unique

L'architecture à pivot unique est fondée sur le principe que tous les points d'un corps rigide relié à un pivot sur l'une de ces extrémités présentent un centre de rotation déporté autour de son axe de rotation. Chaque point de l'axe peut être alors considéré comme un *RCM*. La figure 2.1 (a) montre un mécanisme *RCM* à 1 DDL créé à partir de ce principe. Une combinaison en série ou en parallèle de plusieurs mécanismes à 1 DDL peut être envisagée pour créer des mécanismes à plusieurs degrés de liberté. Le *RCM* d'un tel mécanisme est alors défini comme étant le point d'intersection des axes de rotation des mécanismes élémentaires.

La combinaison en parallèle de ce type de mécanisme présente un espace de travail limité et des problèmes d'auto-collision. La combinaison en série est donc préférée [Lum, 2004]. Cette analyse a été utilisée pour la conception de la plate-forme Raven [Lum *et al.*, 2009] [Hannaford *et al.*, 2013]. Ce manipulateur chirurgical à 7 DDL à *RCM* est conçu à partir d'une combinaison en série des mécanismes prismatiques. Ce système est utilisé à présent dans le développement et la recherche des nouvelles technologies pour la chirurgie mini-invasive.

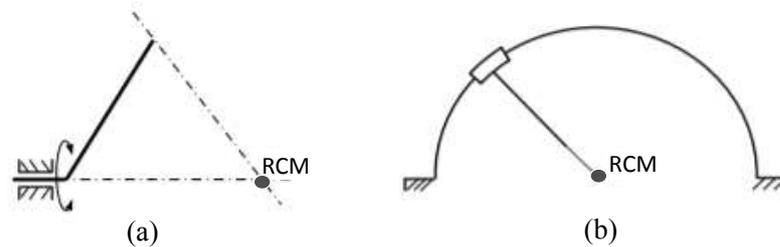


Figure 2.1 – (a) Mécanisme *RCM* à pivot unique. (b) Mécanisme *RCM* en arc de cercle [Zong *et al.*, 2008].

Architecture en arc de cercle

Ce type d'architecture exploite la géométrie du cercle pour définir un mécanisme RCM , comme le montre la figure 2.1 (b). Un exemple d'utilisation de ce principe a été considéré pour développer le robot multi-aiguille [Wu *et al.*, 2013] présenté dans la section 1.2.2. Le principal avantage de ce type de mécanisme est sa simplicité structurelle qui permet de concevoir de systèmes très compacts. La localisation du point RCM dépend principalement de la précision de construction du système, ce qui n'est plus un problème aujourd'hui grâce aux méthodes de fabrication modernes (impression 3D, découpe laser). Cependant, l'actionnement de ce type d'architecture représente un défi assez important, surtout pour des applications où la compatibilité électromagnétique est nécessaire.

Architecture basé sur des parallélogrammes

Le parallélogramme est l'une des structures les plus utilisées pour concevoir des systèmes à RCM . Ceci est principalement dû au fait qu'il est facile de combiner plusieurs parallélogrammes pour concevoir un mécanisme à plusieurs DDL à RCM unique. Le mécanisme de la figure 2.2 représente un parallélogramme plan ABCD avec des barres articulées entre elles par des liaisons pivots. Le prolongement de la barre supérieure de ce mécanisme permet de créer un point distal (O), considéré comme étant le centre de rotation déporté. Le point (E) décrit une trajectoire circulaire autour de ce point (O).

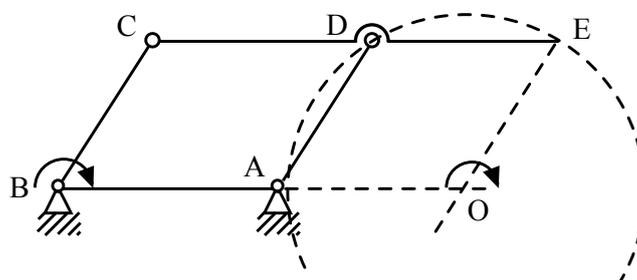


Figure 2.2 – Mécanisme plan basé sur un parallélogramme.

Les mécanismes fondés sur des parallélogrammes présentent l'avantage d'avoir un espace de travail important, une simplicité structurelle et une possibilité de régler aisément le RCM du système. Les inconvénients de ce type d'architecture sont la présence des singularités dans les parallélogrammes du mécanisme et la faible rigidité structurelle, due à l'utilisation de plusieurs liaisons pivots [Zong *et al.*, 2008].

Dans l'objectif de concevoir une solution basée sur la tensegrité, la facilité de transformer un parallélogramme en un mécanisme de tensegrité représente un atout déterminant par

rapport aux autres architectures. Une architecture basée sur des parallélogrammes est alors envisagé dans la suite pour concevoir un mécanisme *RCM* à 2 DDL.

2.1.3 Mécanisme *RCM* à 2 DDL

La conception d'un mécanisme *RCM* à 2 DDL peut être obtenue en combinant en série ou en parallèle deux mécanismes plans, comme l'illustre la figure 2.3. Ces deux configurations ont été très largement exploitées dans la conception des systèmes *RCM*. La configuration en série a été exploitée dans la conception de plusieurs systèmes dédiés aux chirurgies mini-invasives comme "*The Black Falcon*" [Madhani *et al.*, 1998], "*The BlueDRAGON*" [Rosen *et al.*, 2002] ou "*RoboMaster1*" [Hadavand *et al.*, 2011]. Une configuration en parallèle de deux parallélogrammes liés par une liaison cylindrique a été envisagé pour générer le système *RCM* à 2 DDL "*The Pantoscope*" [Baumann *et al.*, 1997]. Cette architecture en parallèle a été également considérée dans la conception des manipulateurs d'aiguille pour des interventions en RI, tel est le cas de [Hadavand *et al.*, 2014], [Bruyas, 2015], [Pfeil *et al.*, 2019].

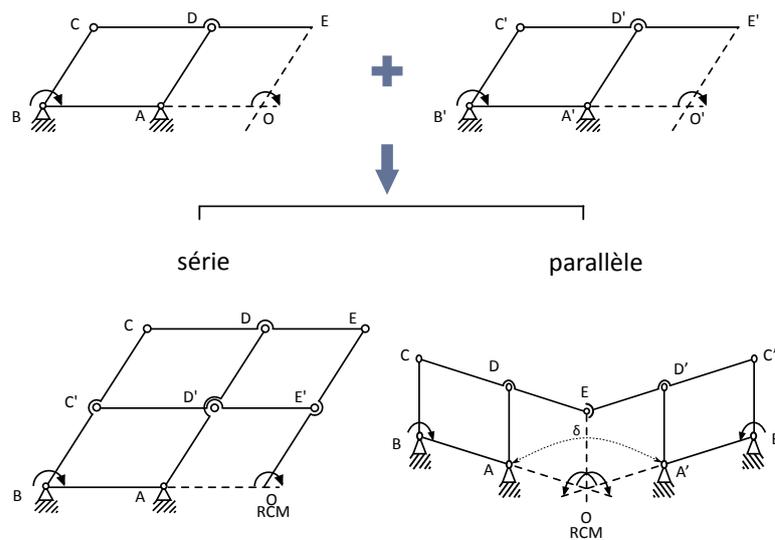


Figure 2.3 – Combinaison de parallélogrammes plans en série et en parallèle.

Dans une combinaison en série, deux parallélogrammes sont connectés verticalement pour concevoir un mécanisme *RCM* à 2 DDL. Ces mobilités peuvent être obtenues en actionnant, d'une part, la rotation du parallélogramme et d'autre part la rotation hors plan du parallélogramme, c'est à dire la rotation du parallélogramme autour de l'axe de la barre AB. Cette dernière est difficile à obtenir via un actionnement à câbles. Dans une configuration en parallèle, les deux mobilités peuvent être contrôlés en actionnant

la rotation de chaque parallélogramme. Par conséquent, chaque parallélogramme est responsable d'une des mobilités du mécanisme. Dans notre cas, où nous cherchons à actionner le mécanisme via des câbles, l'utilisation d'une combinaison en parallèle semble plus pertinente, car la rotation de chaque parallélogramme est plus facile à actionner via des câbles que la rotation hors plan du parallélogramme lors d'une combinaison en série.

Comme le montre la figure 2.3, le *RCM* dans une combinaison parallèle est obtenue par le placement d'un deuxième parallélogramme à un angle δ du premier parallélogramme de manière à ce que les deux centres de rotations déportés coïncident. Une liaison physique adaptée entre ces deux parallélogrammes permettra d'obtenir un mécanisme à 2 DDL. Un angle $\delta = 90^\circ$ entre les deux parallélogrammes a été choisi afin d'annuler tout risque de collision entre les deux structures. Un modèle CAO du mécanisme a été développé afin de vérifier le positionnement du *RCM* et d'évaluer le comportement du système lors de sa reconfiguration (Figure 2.4).

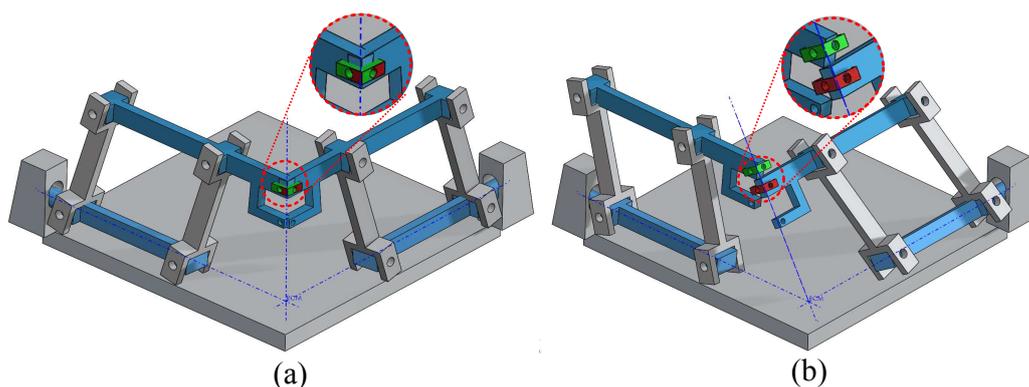
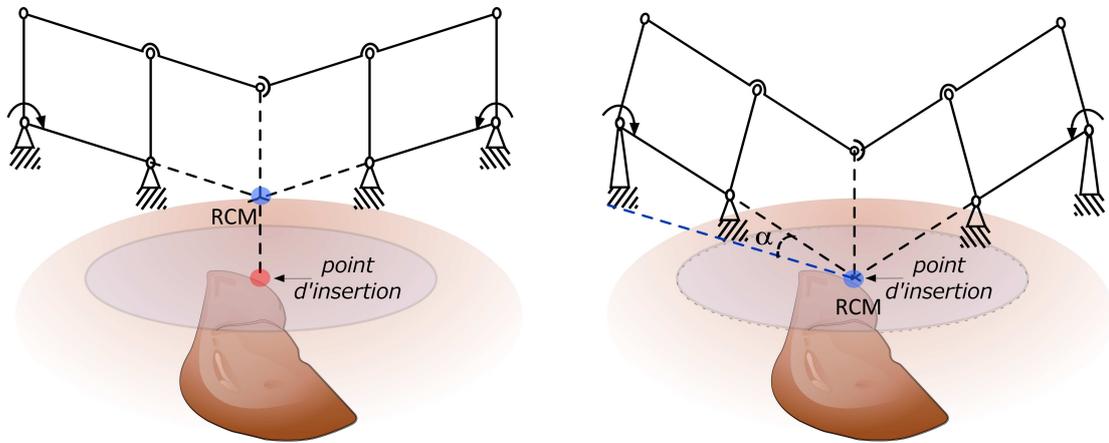


Figure 2.4 – Étude du mouvement d'un mécanisme basé sur deux parallélogrammes. (a) Configuration neutre avec des parallélogrammes orientés verticalement. (b) Configuration avec un des parallélogrammes incliné.

À partir de la figure 2.4, nous pouvons constater que la connexion entre les parallélogrammes n'est pas maintenue lors de la reconfiguration du mécanisme. L'ajout d'une liaison pivot glissant est requise pour maintenir cette liaison. Par ailleurs, pour faire coïncider le point *RCM* et le point d'insertion de l'aiguille, une inclinaison α des deux parallélogrammes est nécessaire. La figure 2.5 compare la position du point *RCM* d'un mécanisme sans et avec inclinaison. Le choix de cet angle α dépendra du cahier des charges et sera discuté plus loin dans ce chapitre.

Figure 2.5 – Variation du RCM en fonction de l'angle α .

2.1.4 Mécanisme de tenségrité

Le mécanisme de la figure 2.4 peut être transformé en un mécanisme de tenségrité, en ajoutant des câbles le long des diagonales de chaque parallélogramme. Cette modification permet de créer une structure de tenségrité de classe 2 [Skelton et Oliveira, 2009]. L'utilisation d'une structure de tenségrité permet d'adapter le niveau de raideur de la structure. De plus, l'utilisation des câbles permet de déporter l'actionnement et par conséquent permet de s'affranchir des contraintes imposées par l'environnement IRM.

Le mécanisme de tenségrité à 2 DDL est représenté sur la figure 2.6. L'organe terminal de ce mécanisme est le guide d'aiguille. L'orientation de celui-ci est obtenue en actionnant les parallélogrammes. L'actionnement de chaque parallélogramme est obtenu en variant la longueur des câbles de sa diagonale. Les deux parallélogrammes sont reliés à travers une liaison de type pivot glissant attachée aux points O_1 et O_2 . Cette liaison est creuse afin de servir de guide d'aiguille. Enfin, la barre inférieure de chaque parallélogramme A_iB_i est montée sur des roulements afin de permettre une rotation hors plan du parallélogramme. La rotation de la barre A_1B_1 autour de son axe est produite par la rotation du parallélogramme 2, et vice-versa, ce qui définit un couplage entre les parallélogrammes du mécanisme.

2.1.5 Actionnement et modulation de raideur

L'actionnement du mécanisme est effectué via des câbles. Deux câbles sont utilisés comme moyen de transmission de mouvement dans chacun des parallélogrammes. Ces câbles sont attachés, d'un côté, aux liaisons C_i et D_i du parallélogramme (Figure 2.7).

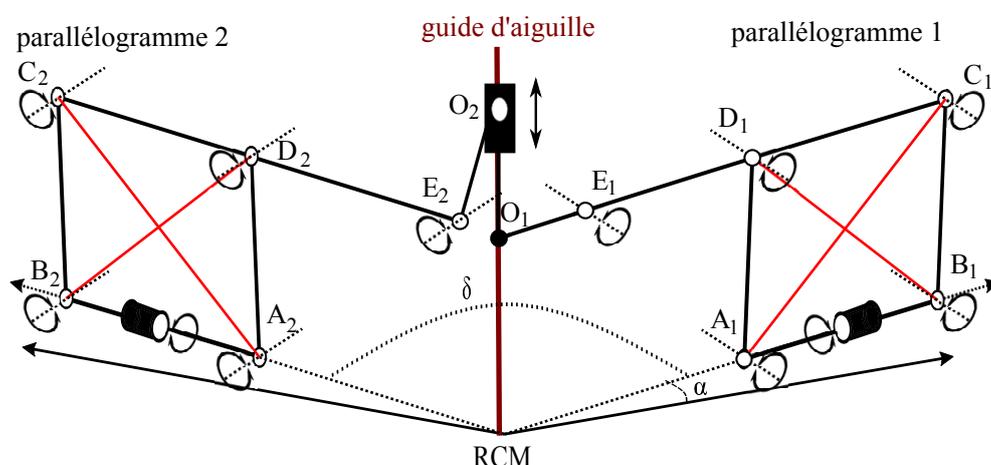


Figure 2.6 – Schéma du mécanisme *RCM* à 2 DDL basé sur la tenségrité.

L'autre extrémité des câbles est enroulée sur un moteur. Le mécanisme est alors actionné par $n = 4$ moteurs rotatifs. Ces derniers sont utilisés pour assurer les deux mobilités, $m = 2$, du guide de l'aiguille. La redondance r d'actionnement est égale à $r = n - m = 4 - 2 = 2$. Cette redondance permet d'obtenir la modulation de raideur [Azadi et Behzadipour, 2007]. Elle est obtenue en modifiant le niveau de précontrainte de chacun des parallélogrammes. Pour y parvenir, des éléments à raideur variable, tels que des ressorts sont nécessaires. Ces derniers sont intégrés dans la chaîne de transmission, comme le montre la figure 2.7.

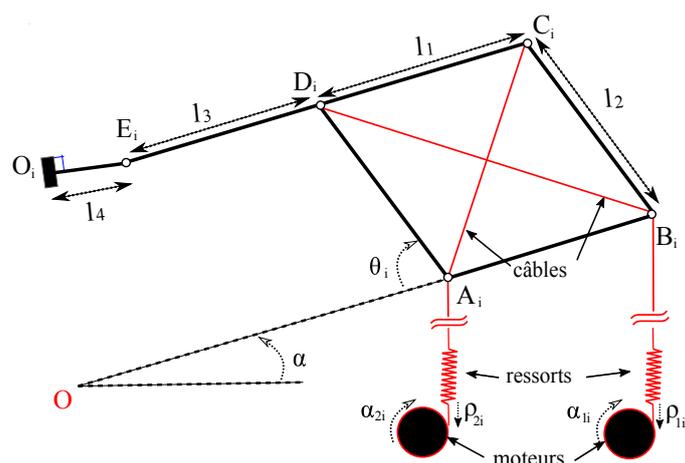


Figure 2.7 – Actionnement de chacun des parallélogrammes.

Afin de moduler la raideur du système, il est nécessaire de définir les valeurs de raideur angulaire minimale et maximale admissibles pour éviter des possibles lacérations sur l'organe. Lors des interventions radiologiques sur le foie, les mouvements respiratoires produisent une variation angulaire $d\theta$ de l'aiguille, quand celle-ci n'est pas saisie. Pour des petits angles, cette variation angulaire peut être estimée à partir de la relation entre la longueur de l'aiguille insérée p et le déplacement de l'organe D produit par la respiration : $d\theta = D/p$ (Figure 2.8). Si nous cherchons à compenser cette variation angulaire, un couple Γ doit être appliqué sur l'aiguille pour maintenir sa position initiale. La raideur angulaire k du système peut être définie par :

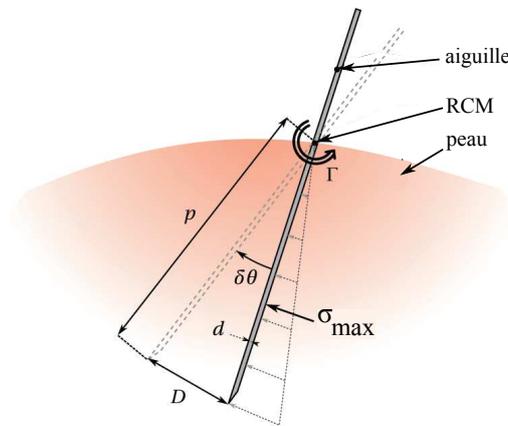


Figure 2.8 – Comportement de l'aiguille sous la sollicitation des tissus en mouvement [Boehler, 2016].

$$k = \frac{\Gamma}{d\theta} \quad (2.1)$$

Une raideur angulaire minimale k_{\min} de l'aiguille doit être garantie par le système afin d'éviter tout endommagement de l'organe lors des mouvements respiratoires. Cette valeur peut être estimée à partir de l'équation suivante :

$$k_{\min} = \frac{2 * \sigma_{\max} * S * p^2 \Gamma}{3 D} \quad (2.2)$$

avec σ_{\max} la pression maximale admissible par le foie. La surface apparente de contact entre l'aiguille et l'organe est calculée par $S = p * d$.

En considérant, d'une part une aiguille de diamètre $d = 10^{-3}\text{m}$, et une longueur d'insertion de $p = 0.1\text{m}$, et d'autre part un déplacement maximal du foie $D = 10^{-3}\text{mm}$ et une pression maximale admissible de $\sigma_{\max} = 10^4\text{Nm}^{-2}$ [Sun *et al.*, 2006], nous obtenons une raideur angulaire minimale de $k_{\min} = 0.67\text{N.m/rad}$. Nous ne définirons pas de raideur maximale pour le système, car l'objectif ultime est de la maximiser pour une meilleure précision.

2.2 Modélisation

Dans la suite de cette section, nous présentons les modèles géométriques, cinématiques, statiques et de la raideur du mécanisme de tenségrité présenté précédemment. Nous faisons ici deux hypothèses. La première consiste à négliger les frottements et considérer que les liaisons sont parfaites sans jeu mécanique. L'utilisation d'éléments mécaniques avec des coefficients de frottement très faibles pour le routage des câbles est alors nécessaire afin de satisfaire cette hypothèse. La deuxième est fondée sur le fait que l'énergie élastique du système est uniquement celle stockée dans les ressorts. Cette dernière hypothèse n'est valide que si d'une part les barres et les câbles du mécanisme possèdent une rigidité bien plus importante que les ressorts, et d'autre part en garantissant que la masse des barres soit faible afin de minimiser l'énergie potentielle des barres des parallélogrammes.

2.2.1 Paramétrage

Comme illustré sur la figure 2.7, chaque parallélogramme i du mécanisme possède un angle d'inclinaison α par rapport au plan horizontal. Il est composé de deux paires de barres. Les barres C_iD_i et A_iB_i ont une longueur l_1 , tandis que les barres A_iD_i et B_iC_i ont une longueur l_2 . Ces barres sont liées par des liaisons pivots placées aux points A_i , B_i , C_i et D_i (Figure 2.6). Les barres C_iE_i et E_iO_i du mécanisme sont connectées entre elles avec une liaison pivot. Elles sont utilisées pour déporter le point de rotation du mécanisme et pour permettre la liaison avec le deuxième parallélogramme via une liaison pivot glissant. Ces longueurs sont notées l_3 et l_4 respectivement. *Boehler et al.* [Boehler, 2016] ont montré que la conception d'un parallélogramme avec des longueurs l_1 et l_2 différentes ne présente aucun avantage au niveau de la modulation de raideur. Un parallélogramme avec des barres de longueurs égales nous permet alors de réduire la taille du système. De plus, cela facilitera les calculs mathématiques des différents modèles. Dans la suite, les longueurs l_1 et l_2 seront considérées égales, et dénotées par l .

Chaque parallélogramme possède deux mobilités. La première mobilité est contrôlée via

les câbles. Elle est représentée par l'angle θ_i . La deuxième mobilité est la rotation du parallélogramme autour de l'axe de la barre A_iB_i . Elle est représentée par l'angle β_i .

Soit \mathbf{lc} le vecteur qui décrit les longueurs des câbles du mécanisme $\mathbf{lc} = [\mathbf{lc}_{11} \ \mathbf{lc}_{21} \ \mathbf{lc}_{12} \ \mathbf{lc}_{22}]^T$. La longueur \mathbf{lc}_{1i} représente la distance entre les points A_i et C_i tandis que la longueur \mathbf{lc}_{2i} représente la distance entre les points B_i et D_i . Ces distances peuvent être exprimées en fonction de la configuration du parallélogramme :

$$\mathbf{lc} = \begin{bmatrix} \mathbf{lc}_{11} \\ \mathbf{lc}_{21} \\ \mathbf{lc}_{21} \\ \mathbf{lc}_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2\mathbf{l}\cos(\theta_1/2) \\ 2\mathbf{l}\sin(\theta_1/2) \\ 2\mathbf{l}\cos(\theta_2/2) \\ 2\mathbf{l}\sin(\theta_2/2) \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Puisque les câbles sont actionnés, ces longueurs sont variables et dépendent de la position angulaire des moteurs. Le vecteur qui décrit la position angulaire de ces moteurs est noté $\boldsymbol{\alpha} = [\alpha_{11} \ \alpha_{21} \ \alpha_{12} \ \alpha_{22}]^T$. Le déplacement relatif des câbles $\boldsymbol{\rho} = [\rho_{11} \ \rho_{21} \ \rho_{12} \ \rho_{22}]^T$ est calculé par $\boldsymbol{\rho} = \mathbf{R}\boldsymbol{\alpha}$ où \mathbf{R} représente le rayon de la poulie d'actionnement. La tension des câbles $\boldsymbol{\tau}$ dépend de l'élongation \mathbf{e} des ressorts. Cette élongation est définie par : $\mathbf{e} = \mathbf{lc} - \boldsymbol{\rho}$.

2.2.2 Placement des repères principaux

L'origine du repère de référence $\mathcal{R}_0 = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{z}_0)$ est définie comme étant le *RCM* du mécanisme. $\mathcal{R}_1 = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_1, \mathbf{y}_1, \mathbf{z}_1)$ est un repère fixe. Il est défini de manière à ce que les axes \mathbf{x}_1 et \mathbf{z}_1 soient dans le plan $(\mathbf{x}_0\mathbf{z}_0)$ et que l'orientation de \mathcal{R}_1 par rapport à \mathcal{R}_0 soit ${}^0\mathbf{R}_1 = \text{rot}(\mathbf{y}_0, -\boldsymbol{\alpha})$ (Figure 2.9). De façon similaire, le repère fixe $\mathcal{R}_{1'} = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_{1'}, \mathbf{y}_{1'}, \mathbf{z}_{1'})$ est défini de sorte à ce que les axes $\mathbf{x}_{1'}$ et $\mathbf{z}_{1'}$ soient dans le plan $(\mathbf{y}_0\mathbf{z}_0)$ et que l'angle entre les axes $\mathbf{x}_{1'}$ et \mathbf{y}_0 soit égal à α . Les repères fixes $\mathcal{R}_2 = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_2, \mathbf{y}_2, \mathbf{z}_2)$ et $\mathcal{R}_{2'} = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_{2'}, \mathbf{y}_{2'}, \mathbf{z}_{2'})$ sont respectivement définis tels que ${}^1\mathbf{R}_2 = \text{rot}(\mathbf{x}_1, \beta_0)$ et ${}^1\mathbf{R}_{2'} = \text{rot}(\mathbf{x}_{1'}, -\beta_0)$, avec β_0 un angle fixe à déterminer en fonction de la valeur de α . Les axes \mathbf{z}_2 et $\mathbf{z}_{2'}$ sont confondus et sont définis comme étant la perpendiculaire commune aux axes \mathbf{x}_1 et $\mathbf{x}_{1'}$. L'angle entre les axes \mathbf{x}_1 et $\mathbf{x}_{1'}$ est noté δ . $\mathcal{R}_3 = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_3, \mathbf{y}_3, \mathbf{z}_3)$ est un repère mobile attaché au premier parallélogramme. Il est défini tel que ${}^1\mathbf{R}_3 = \text{rot}(\mathbf{x}_1, \beta_1)$. La même définition s'applique pour le repère $\mathcal{R}_{3'} = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_{3'}, \mathbf{y}_{3'}, \mathbf{z}_{3'})$, un repère mobile attaché au deuxième parallélogramme : ${}^1\mathbf{R}_{3'} = \text{rot}(\mathbf{x}_{1'}, \beta_2)$.

Finalement, le repère mobile $\mathcal{R}_n = (\mathbf{O}, \mathbf{x}_n, \mathbf{y}_n, \mathbf{z}_n)$ est attaché au guide de l'aiguille. L'axe \mathbf{z}_n est défini le long de l'axe de l'aiguille. L'orientation du repère \mathcal{R}_n par rapport au repère \mathcal{R}_3 est ${}^3\mathbf{R}_n = \text{rot}(\mathbf{y}_3, \phi_1)$, avec ϕ_1 l'angle entre les axes \mathbf{z}_3 et \mathbf{z}_n , comme le montre la figure 2.10 (a). La même définition s'applique pour définir $\mathcal{R}_{3'} : {}^3\mathbf{R}_n = \text{rot}(\mathbf{y}_{3'}, \phi_2)$.

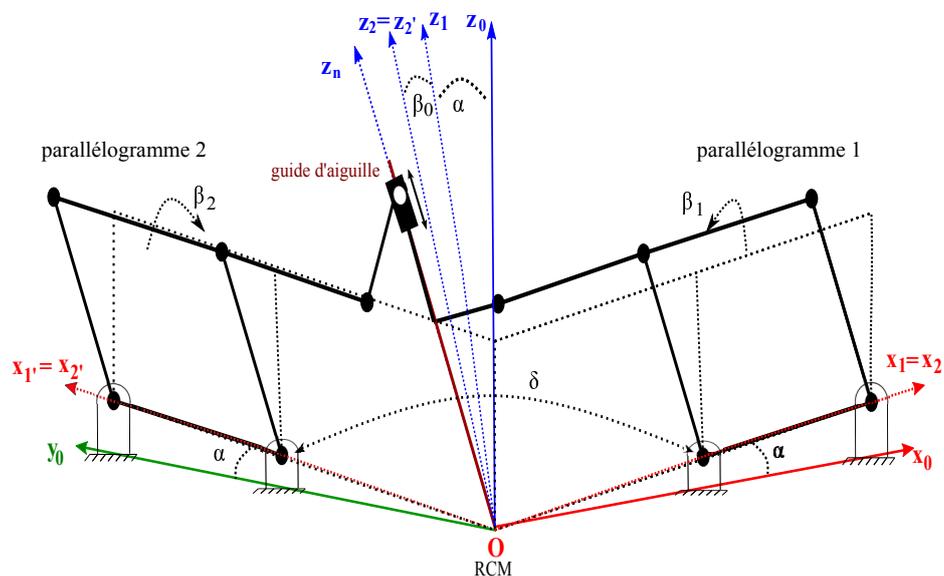


Figure 2.9 – Cinématique du robot et représentation des principaux repères du système.

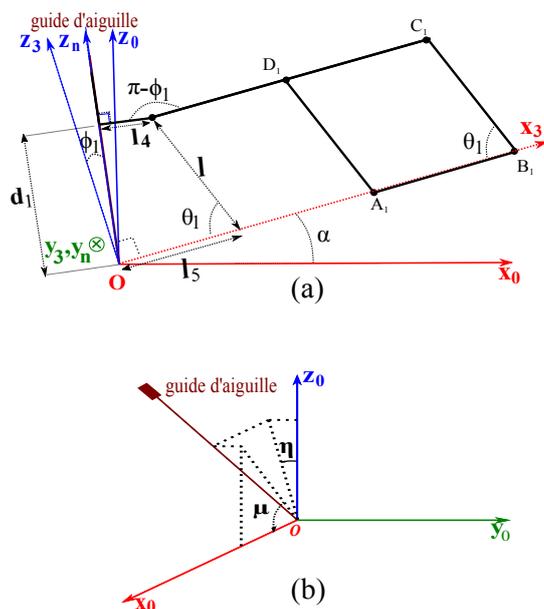


Figure 2.10 – (a) Paramétrage et représentation des repères dans le plan du parallélogramme. (b) Définition de l'orientation de l'aiguille.

2.2.3 Modèles géométriques

Modèle géométrique direct

Le modèle géométrique direct (MGD) permet d'exprimer l'orientation de l'aiguille, définie par $\mathbf{X} = [\eta \ \mu \ 0]^T$, en fonction des variables articulaires $\boldsymbol{\beta} = [\beta_1 \ \beta_2]^T$ (Figure 2.10 (a) et (b)). Pour déterminer ce modèle, l'orientation du repère \mathcal{R}_n est exprimée dans le repère de référence \mathcal{R}_0 par :

$$\begin{aligned} {}^0\mathbf{R}_n &= {}^0\mathbf{R}_1 {}^1\mathbf{R}_3 {}^3\mathbf{R}_n \\ &= \text{rot}(\mathbf{y}_0, -\alpha) \text{rot}(\mathbf{x}_1, \beta_1) \text{rot}(\mathbf{y}_3, \phi_1) \end{aligned} \quad (2.4)$$

L'angle ϕ_1 peut être calculé en utilisant l'équation de la boucle de fermeture géométrique proposée par Baumman [Baumann *et al.*, 1997] :

$$\begin{aligned} {}^2\mathbf{R}_1 {}^1\mathbf{R}_3 {}^3\mathbf{R}_n \mathbf{z} &= {}^2\mathbf{R}_2' {}^2'\mathbf{R}_1' {}^1'\mathbf{R}_3' {}^3'\mathbf{R}_n \mathbf{z} \\ \text{rot}(\mathbf{x}_1, \beta_1') \text{rot}(\mathbf{y}_3, \phi_1) \mathbf{z} &= \text{rot}(\mathbf{z}_2, \delta) \text{rot}(\mathbf{x}_1', \beta_2') \text{rot}(\mathbf{y}_3', \phi_2) \mathbf{z} \end{aligned} \quad (2.5)$$

À partir de l'équation 2.5, le système d'équations suivant est obtenu :

$$\begin{pmatrix} \sin(\phi_1) \\ -\sin(\beta_1') \cos(\phi_1) \\ \cos(\beta_1') \cos(\phi_1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\rho) \sin(\phi_2) + \sin(\rho) \sin(\beta_2') \cos(\phi_2) \\ \sin(\rho) \sin(\phi_2) - \cos(\rho) \sin(\beta_2') \cos(\phi_2) \\ \cos(\beta_2') \sin(\phi_2) \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

En résolvant ce système d'équation, les expressions de ϕ_1 et ϕ_2 peuvent être calculée :

$$\begin{aligned} \phi_1 &= \text{atan2}(-\sin(\beta_1') \cos(\delta) + \tan(\beta_2') \cos(\beta_1'), \sin(\delta)) \\ \phi_2 &= \text{atan2}\left(\frac{\sin(\phi_1) - \tan(\beta_2') \cos(\beta_1') \cos(\phi_1) \sin(\delta)}{\cos(\delta)}, \frac{\cos(\beta_1') \cos(\phi_1)}{\cos(\beta_2')}\right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

avec : $\beta_1' = \beta_1 - \beta_0$ et $\beta_2' = \beta_2 + \beta_0$.

Le résultat de (2.4) est alors exprimé sous la forme :

$${}^0\mathbf{R}_n = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_x & \mathbf{o}_x & \mathbf{a}_x \\ \mathbf{n}_y & \mathbf{o}_y & \mathbf{a}_y \\ \mathbf{n}_z & \mathbf{o}_z & \mathbf{a}_z \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

L'orientation du guide de l'aiguille peut être finalement calculée par :

$$\begin{aligned}\eta &= \text{atan2}(-\mathbf{a}_y, \mathbf{a}_z) \\ \mu &= \text{atan2}(\mathbf{a}_x, \mathbf{a}_z)\end{aligned}\tag{2.9}$$

Modèle géométrique inverse

Dans le modèle géométrique inverse, l'orientation du guide de l'aiguille est supposée connue et définie par la matrice de rotation (2.8). L'objectif de ce modèle est de déterminer les valeurs des variables articulaires β_1 et β_2 . Pour y parvenir, l'équation (2.4) est pré-multipliée par $\text{rot}(\mathbf{x}_1, -\beta_1)\text{rot}(\mathbf{y}_0, \alpha)$:

$$\text{rot}(\mathbf{x}_1, -\beta_1)\text{rot}(\mathbf{y}_0, \alpha)^0\mathbf{R}_n = \text{rot}(\mathbf{y}_3, \phi_1)\tag{2.10}$$

En prenant la deuxième ligne, troisième colonne de part et d'autre de l'équation matricielle (2.7), nous obtenons la relation :

$$-\sin(\beta_1)\sin(\alpha)\mathbf{a}_x + \cos(\beta_1)\mathbf{a}_y + \sin(\beta_1)\cos(\alpha)\mathbf{a}_z = 0\tag{2.11}$$

En divisant l'équation résultante par \mathbf{a}_z et en remplaçant $-\mathbf{a}_y/\mathbf{a}_z = \tan(\eta)$ et $\mathbf{a}_x/\mathbf{a}_z = \tan(\mu)$, nous pouvons maintenant calculer la variable articulaire β_1 :

$$\beta_1 = \text{atan2}(\tan(\eta), -\sin(\alpha)\tan(\mu) + \cos(\alpha))\tag{2.12}$$

L'angle ϕ_1 est calculé en considérant la première ligne, troisième colonne et troisième ligne, troisième colonne des deux côtés de l'équation matricielle (2.10) :

$$\phi_1 = \text{atan2}\left(\begin{array}{c} \cos(\beta_1)(\cos(\alpha)\tan(\mu) + \sin(\alpha)), \\ -\sin(\alpha)\tan(\mu) + \cos(\alpha) \end{array}\right)\tag{2.13}$$

Les angles β'_2 et ϕ_2 peuvent finalement être déterminés en considérant l'équation de fermeture géométrique (2.5) :

$$\beta'_2 = \text{atan2}(\sin(\delta)\tan(\phi_1) + \cos(\delta)\sin(\beta'_1), \cos(\beta'_1))\tag{2.14}$$

$$\phi_2 = \text{atan2} \left(\frac{\cos(\delta)\sin(\phi_1) - \sin(\delta)\sin(\beta_1')\cos(\phi_1)}{\cos(\beta_1')\cos(\phi_1)/\cos(\beta_2')} \right) \quad (2.15)$$

2.2.4 Modèle cinématique

Le modèle cinématique direct permet d'exprimer la vitesse angulaire de l'aiguille, définie par $\dot{\mathbf{x}} = [\dot{\eta} \ \dot{\mu}]$, en fonction de la vitesse articulaire du mécanisme $\dot{\boldsymbol{\beta}} = [\dot{\beta}_1 \ \dot{\beta}_2]^T$. La relation entre ces variables est déterminée par la matrice jacobienne \mathbf{J} , tel que :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\beta}} \quad (2.16)$$

Afin de déterminer la matrice jacobienne, nous devons dériver (2.9). Étant donnée la complexité de ces équations et les liens géométriques entre les différents angles (2.7), la matrice jacobienne est déterminée en deux temps. Dans un premier temps, nous établissons une relation entre $\dot{\mathbf{x}}$ et les dérivées par rapport au temps des angles β_1 et ϕ_1 :

$$\dot{\mathbf{x}} = \begin{bmatrix} \frac{d\eta}{dt} \\ \frac{d\mu}{dt} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}_1} \begin{bmatrix} \dot{\beta}_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

avec :

$$J_{11} = \frac{d\eta}{d\beta_1} = \frac{\cos(\phi_1)(\cos(\alpha)\cos(\phi_1) + \sin(\alpha)\cos(\beta_1)\sin(\phi_1))}{1 - \cos(\phi_1)^2(\cos(\beta_1)\sin(\alpha) - \cos(\alpha)\tan(\phi_1))^2}$$

$$J_{12} = \frac{d\eta}{d\phi_1} = \frac{-\sin(\beta_1)\sin(\alpha)}{1 - \cos(\phi_1)^2(\cos(\beta_1)\sin(\alpha) - \cos(\alpha)\tan(\phi_1))^2}$$

$$J_{21} = \frac{d\mu}{d\beta_1} = \frac{\sin(\beta_1)\cos(\phi_1)\sin(\phi_1)}{\cos(\beta_1)^2\cos(\phi_1)^2 + 1 - \cos(\phi_1)^2}$$

$$J_{22} = \frac{d\mu}{d\phi_1} = \frac{\cos(\beta_1)}{\cos(\beta_1)^2\cos(\phi_1)^2 + 1 - \cos(\phi_1)^2}$$

Dans un deuxième temps, l'équation (2.7) est dérivée afin d'établir un lien entre le vecteur $[\dot{\beta}_1 \ \dot{\phi}_1]^T$ et $\dot{\boldsymbol{\beta}}' = [\dot{\beta}_1' \ \dot{\beta}_2']^T$:

$$\begin{bmatrix} \dot{\beta}_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{d\beta_1}{d\beta_1'} & \frac{d\beta_1}{d\beta_2'} \\ \frac{d\phi_1}{d\beta_1'} & \frac{d\phi_1}{d\beta_2'} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\beta}_1' \\ \dot{\beta}_2' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ J_{31} & J_{32} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\beta}_1' \\ \dot{\beta}_2' \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

avec :

$$\begin{aligned} J_{31} &= \frac{-\sin(\delta)(\sin(\beta'_1)\tan(\beta'_2)+\cos(\beta'_1)\cos(\delta))}{\sin(\delta)^2+(\cos(\beta'_1)\tan(\beta'_2)-\sin(\beta'_1)\cos(\delta))^2} \\ J_{32} &= \frac{\cos(\beta'_1)\sec(\beta'_2)\sin(\delta)}{\sin(\delta)^2+(\cos(\beta'_1)\tan(\beta'_2)-\sin(\beta'_1)\cos(\delta))^2} \end{aligned}$$

En appliquant la définition de β'_1 et β'_2 (cf. équation (2.7)), nous avons donc $\dot{\beta}'_1 = \dot{\beta}_1$ et $\dot{\beta}'_2 = \dot{\beta}_2$. L'équation 2.18 peut alors être reformulée comme suit :

$$\begin{bmatrix} \dot{\beta}_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ J_{31} & J_{32} \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}_2} \begin{bmatrix} \dot{\beta}_1 \\ \dot{\beta}_2 \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

Finalement, la matrice jacobienne \mathbf{J} peut être calculée par le produit des matrices \mathbf{J}_1 et \mathbf{J}_2 :

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_1\mathbf{J}_2 = \begin{bmatrix} J_{11} + J_{31}J_{12} & J_{32}J_{12} \\ J_{21} + J_{31}J_{22} & J_{32}J_{22} \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

2.2.5 Configurations singulières et espace de travail

Les différentes configurations singulières du mécanisme peuvent être calculées en analysant la matrice jacobienne \mathbf{J} . Le mécanisme est dans une configuration singulière lorsque \mathbf{J} présente une perte de rang. En fait, la matrice jacobienne est singulière quand son déterminant est nul. Les singularités du mécanisme peuvent alors être déterminées, en calculant les configurations pour lesquelles $\det(\mathbf{J}) = 0$:

$$\det(\mathbf{J}) = 0 \implies (\sin(\alpha)\sin(\phi_1) + \cos(\alpha)\cos(\phi_1)\cos(\beta_1))\cos(\beta'_1)\sin(\delta)\cos(\phi_1) = 0 \quad (2.21)$$

Cette équation est nulle si :

$$\begin{cases} \cos(\phi_1) = 0 \implies \phi_1 = \pm\frac{\pi}{2} \\ \sin(\delta) = 0 \implies \delta = 0 \text{ ou } \delta = \pi \\ \cos(\beta'_1) = 0 \implies \beta_1 = \pm\frac{\pi}{2} + \beta_0 \\ \sin(\alpha)\sin(\phi_1) + \cos(\alpha)\cos(\phi_1)\cos(\beta_1) = 0 \end{cases} \quad (2.22)$$

Une première configuration singulière correspond à $\phi_1 = \pm \frac{\pi}{2}$. Dans ce cas, le parallélogramme 1 est complètement aplati vers l'avant ou vers l'arrière, produisant un alignement de l'axe \mathbf{z}_n avec l'axe \mathbf{x}_3 . Cette configuration induit une perte d'un DDL dans le mécanisme. Une configuration similaire se produit dans le parallélogramme 2 pour $\phi_2 = \pm \frac{\pi}{2}$. Une configuration pour laquelle les axes \mathbf{z}_n et $\mathbf{x}_{3'}$ s'alignent. Une deuxième configuration singulière survient si les deux parallélogrammes sont placés dans un même plan, c'est à dire $\delta = 0$ ou $\delta = \pi$. Pour éviter cette singularité dans l'espace de travail et faciliter le découplage des mobilités, nous avons choisi de placer les parallélogrammes avec un angle $\delta = 90^\circ$.

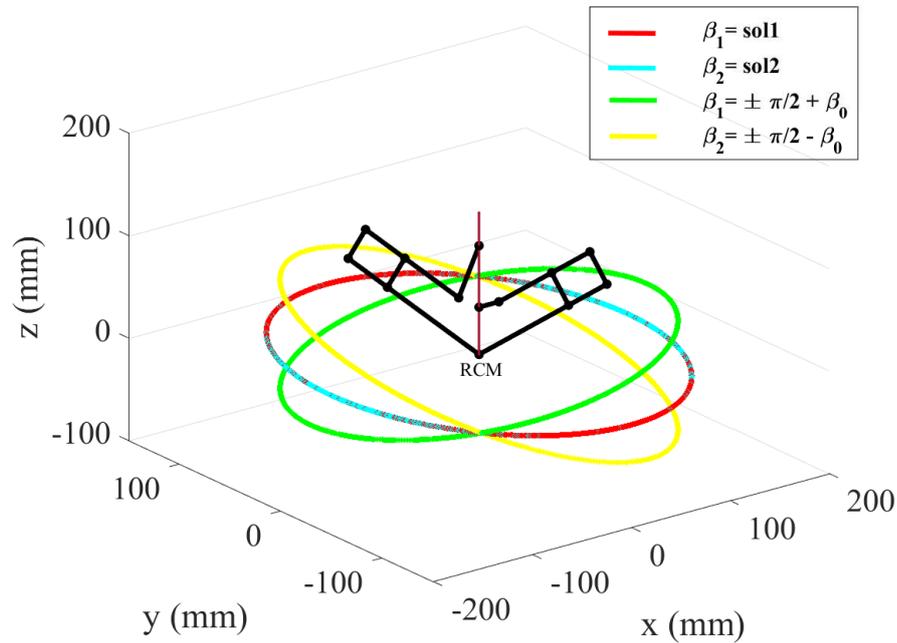


Figure 2.11 – Régions de singularités du mécanisme.

En plus de ces configurations singulières, le mécanisme possède quatre autres régions de singularités qui divisent son espace de travail (Figure 2.11). Deux de ces régions sont définies lorsque $\beta_1 = \pm \frac{\pi}{2} + \beta_0$ et $\beta_2 = \pm \frac{\pi}{2} - \beta_0$. Les deux dernières régions sont déterminées en résolvant l'équation :

$$\sin(\alpha)\sin(\phi_1) + \cos(\alpha)\cos(\phi_1)\cos(\beta_1) = 0$$

Deux solutions différentes sont alors obtenues. Une première solution pour $\beta_1 = \mathbf{sol1}$ et

une deuxième pour $\beta_2 = \mathbf{sol2}$. Le détail de calcul de ces solutions est fourni en annexe (Annexe A).

Ayant défini ces différentes configurations correspondant aux singularités, il est alors possible de délimiter une section de l'espace de travail exempt de singularités autour du guide de l'aiguille. L'espace de travail théorique libre de singularité est alors limité par les configurations singulières $\beta_1 = \pm\frac{\pi}{2} + \beta_0$ et $\beta_2 = \pm\frac{\pi}{2} - \beta_0$. Ces limites peuvent être modifiées en changeant la valeur de α , car l'inclinaison des parallélogrammes affecte de manière directe la valeur de β_0 . La figure 2.12 illustre l'espace de travail théorique libre de singularité pour trois valeurs différentes de $\alpha = 15^\circ, 30^\circ$ et 45° .

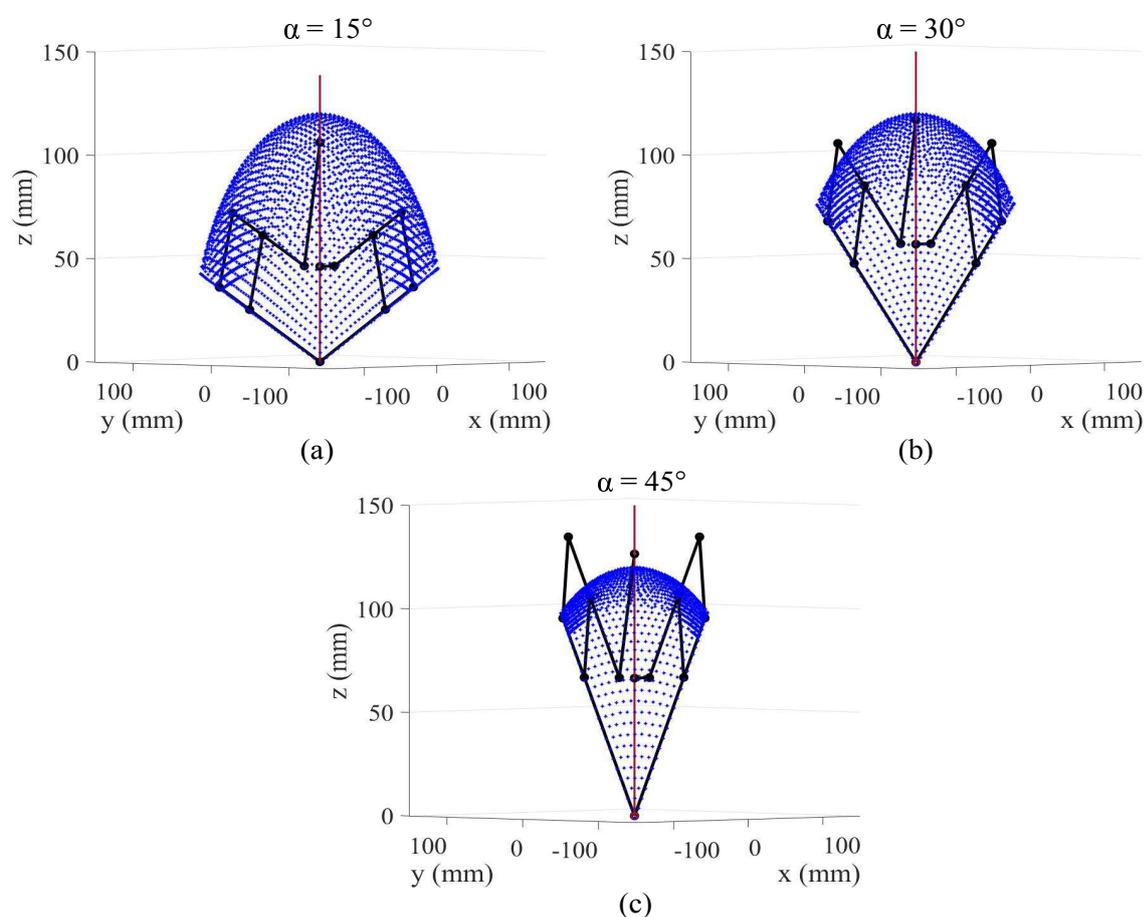


Figure 2.12 – Espace de travail sans singularité du mécanisme en fonction de l'angle α .

Sur la figure 2.12, nous pouvons constater qu'une augmentation de l'angle α réduit l'espace de travail théorique du mécanisme. Par conséquent, la valeur de α doit être choisie suffisamment grande pour garantir la coïncidence du *RCM* du mécanisme avec

le point d'insertion de l'aiguille et en même temps suffisamment petite pour assurer une plage d'orientation de l'aiguille conforme aux besoins cliniques (cf. section 1.1.3).

Pour une analyse plus fine de l'impact de l'angle α , nous proposons d'étudier la manipulabilité du dispositif. Lorsque le dispositif robotique se trouve dans une configuration singulière, il n'est pas manœuvrable. Il est alors nécessaire de maximiser la dextérité et la manœuvrabilité du dispositif à l'intérieur de l'espace de travail requis. Pour y parvenir, le coefficient de manipulabilité du dispositif w est analysé. Il peut être déterminé en analysant le conditionnel de la matrice jacobienne [Togai, 1985] :

$$w = \frac{1}{\text{cond}(\mathbf{J})} = \frac{1}{|\mathbf{J}||\mathbf{J}^+|} \quad (2.23)$$

Lorsque le coefficient $w = 1$, la capacité de manipulabilité du dispositif est maximale. En revanche, lorsque $w = 0$ le dispositif est dans une configuration singulière et donc sa capacité de manœuvrabilité est minimale. Une analyse de ce coefficient est réalisée sur l'ensemble de l'espace de travail requis. Trois différents scénarios ont été étudiés en fonction de la variation de l'angle α . La figure 2.13 illustre la valeur du coefficient de manipulabilité pour les trois valeurs différentes de α étudiées précédemment.

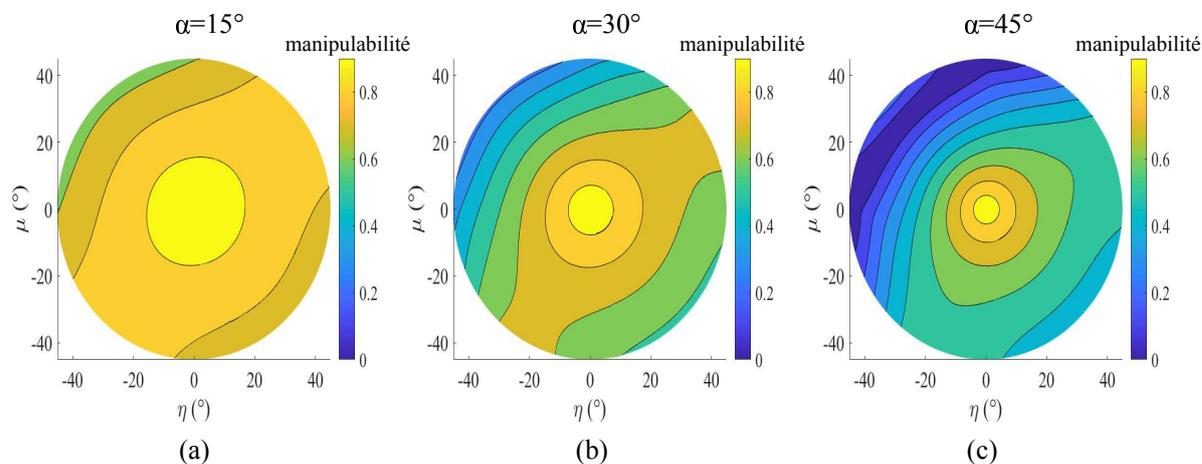


Figure 2.13 – Étude de la manipulabilité du dispositif en fonction de l'angle α .

Comme le montre la figure 2.13, la valeur de α a un impact important sur la manipulabilité du dispositif robotique. Nous constatons alors qu'une diminution de la valeur de α augmentera la manipulabilité du dispositif. Dans le cas où $\alpha = 15^\circ$ (Figure 2.13 (a)), nous observons que la valeur de w est supérieure à 0.6 pour l'ensemble des configura-

tions à l'intérieur de l'espace de travail requis. Cette configuration du dispositif est alors favorable pour la commande et la manœuvrabilité du dispositif robotique.

2.2.6 Modèle statique

Le modèle statique du mécanisme nous permet de trouver les différentes conditions d'équilibre du système. Ces conditions peuvent être calculées en utilisant l'approche des travaux virtuels en faisant un bilan d'effort.

Due à la configuration en parallèle du mécanisme, la statique de chacun des parallélogrammes peut être analysée séparément. Chaque parallélogramme i est actionné par deux câbles. Les tensions τ_{1i} et τ_{2i} appliquées par chaque paire de câbles, sur le parallélogramme génèrent un couple Γ_i sur la barre A_iD_i (Figure 5.5). La relation entre ces tensions et le couple Γ_i est définie par :

$$\mathbf{W}_i \boldsymbol{\tau}_i = \Gamma_i \quad (2.24)$$

avec $\mathbf{W}_i = [\text{l}\sin(\theta_i/2) \quad \text{l}\cos(\theta_i/2)]$ et $\boldsymbol{\tau}_i = [\tau_{1i} \quad \tau_{2i}]^T$

Le parallélogramme i est alors dans une configuration d'équilibre lorsque le couple Γ_i est égal à 0, c'est à dire que l'action conjointe des deux câbles ne produise pas de couple sur le parallélogramme, mais qu'elle le stabilise.

Détermination de l'angle θ_i

L'angle θ_i peut être calculé en fonction de la configuration du parallélogramme. Pour ce faire, nous devons considérer l'équation de fermeture géométrique (Figure 2.10 (a)) :

$$\mathbf{l}_5 + \mathbf{l} + \mathbf{l}_4 + \mathbf{d}_i = \mathbf{0} \quad (2.25)$$

où les distances \mathbf{l}_4 et \mathbf{l}_5 sont représentées sur la figure 2.10 (a). L'angle θ_1 est calculé en projetant (2.25) le long des axes \mathbf{x}_3 et \mathbf{z}_3 (Figure 2.10a). Les équations résultantes de cette projection sont :

$$\begin{cases} \mathbf{l}_5 - \mathbf{l} \cos(\theta_1) - \mathbf{l}_4 \cos(\phi_1) - \mathbf{d}_1 \sin(\phi_1) = 0 \\ \mathbf{l} \sin(\theta_1) + \mathbf{l}_4 \sin(\phi_1) - \mathbf{d}_1 \cos(\phi_1) = 0 \end{cases} \quad (2.26)$$

Ce système d'équation peut être résolu en multipliant la première équation par $\cos(\phi_1)$ et la deuxième équation par $\sin(\phi_1)$. En soustrayant les nouvelles équations, nous obtenons :

$$\mathbf{l}_5 \cos(\phi_1) - \mathbf{l}_4 - \mathbf{l} \cos(\phi_1)\cos(\theta_1) - \mathbf{l} \sin(\phi_1)\sin(\theta_1) = 0 \quad (2.27)$$

Un raisonnement analogue peut être considéré pour calculer θ_2 , mais cette fois-ci en projetant(2.25) le long des axes $\mathbf{x}_{3'}$ et $\mathbf{z}_{3'}$.

L'angle θ_i de chacun des parallélogrammes i peut être calculé par :

$$\theta_i = \text{atan2} \left(\frac{(yz + x\sqrt{x^2 + y^2 - z^2})/l^2}{(xz - y\sqrt{x^2 + y^2 - z^2})/l^2} \right) \quad (2.28)$$

avec : $x = l \cos(\phi_i)$, $y = l \sin(\phi_i)$ et $z = l_5 \cos(\phi_i) - l_4$

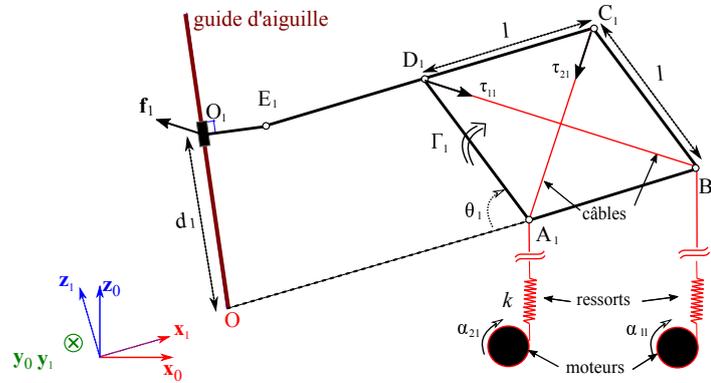


Figure 2.14 – Vue d'ensemble des forces appliquées au premier parallélogramme.

2.2.7 Modèle de la raideur

Pour élaborer le modèle de la raideur, il faudrait calculer la contribution des forces générées par les tensions dans les câbles de chaque parallélogramme sur le guide de l'aiguille. Ces forces sont représentées dans le repère du guide de l'aiguille \mathcal{R}_n et calculées en appliquant le principe des travaux virtuels sur chaque barre du parallélogramme. Le point de contact entre le guide de l'aiguille et le parallélogramme i est défini par O_i et la force appliquée sur ce point est notée \mathbf{f}_i (Figure 5.5).

Pour calculer cette contribution, les forces doivent être exprimées d'abord dans le repère

de référence attaché à chaque parallélogramme. Dans le cas du premier parallélogramme, la force \mathbf{f}_1 est exprimée dans le repère \mathcal{R}_3 :

$$\begin{cases} {}^3f_{1x} = \frac{-\tau_{11}\sin(\theta_1/2) + \tau_{21}\cos(\theta_1/2)}{\sin(\theta_1) - \tan(\phi_1)\cos(\theta_1)} \\ {}^3f_{1y} = 0 \\ {}^3f_{1z} = \frac{-\tau_{11}\sin(\theta_1/2) + \tau_{21}\cos(\theta_1/2)}{\cos(\theta_1) - \cot(\phi_1)\sin(\theta_1)} \end{cases} \quad (2.29)$$

La force ${}^3\mathbf{f}_1$ peut être maintenant exprimée dans le repère \mathcal{R}_n :

$${}^n\mathbf{f}_1 = {}^n\mathbf{R}_3 {}^3\mathbf{f}_1 = \text{rot}(\mathbf{y}_3, -\phi_1) {}^3\mathbf{f}_1 \quad (2.30)$$

Après simplification de l'équation (2.30), l'expression de la force ${}^n\mathbf{f}_1$ est donnée par :

$$\begin{cases} {}^n f_{1x} = \frac{-\tau_{11}\sin(\theta_1/2) + \tau_{21}\cos(\theta_1/2)}{-\sin(\phi_1)\cos(\theta_1) + \sin(\theta_1)\cos(\phi_1)} \\ {}^n f_{1y} = 0 \\ {}^n f_{1z} = 0 \end{cases} \quad (2.31)$$

En utilisant un raisonnement analogue, la force résultante produite par les câbles du deuxième parallélogramme sur l'effecteur est donnée par :

$$\begin{cases} {}^n f_{2x} = 0 \\ {}^n f_{2y} = \frac{-\tau_{12}\sin(\theta_2/2) + \tau_{22}\cos(\theta_2/2)}{-\sin(\phi_2)\cos(\theta_2) + \sin(\theta_2)\cos(\phi_2)} \\ {}^n f_{2z} = 0 \end{cases} \quad (2.32)$$

En configuration d'équilibre, la somme des couples appliqués sur le guide de l'aiguille doit être égale à zéro :

$$\boldsymbol{\Gamma}_e + \mathbf{d}_1 \times {}^n \mathbf{f}_1 + \mathbf{d}_2 \times {}^n \mathbf{f}_2 = \mathbf{0} \quad (2.33)$$

avec $\boldsymbol{\Gamma}_e$ le couple extérieur appliqué sur le guide de l'aiguille. Ce dernier égal à :

$$\boldsymbol{\Gamma}_e = \begin{bmatrix} {}^n f_{2y} & \mathbf{d}_2 \\ -{}^n f_{1x} & \mathbf{d}_1 \\ 0 & \end{bmatrix} \quad (2.34)$$

avec $d_i = \sqrt{l_5^2 + l^2 + 2 l_5 l \cos(\theta_i) - l_4^2}$ définie comme étant la distance entre O_i et le point *RCM* (Figure 5.5).

La raideur de l'effecteur peut être calculée comme :

$$\begin{aligned} \mathbf{K} &= -\frac{d\Gamma_e}{d\mathbf{X}^T} \\ &= \begin{bmatrix} k_\eta \\ k_\mu \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.35)$$

où k_η et k_μ représentent respectivement les raideurs angulaires du guide de l'aiguille autour des mobilités du mécanisme η et μ .

Pour faciliter la notation, posons $\Gamma_{ey} = {}^n f_{1x} d_1$. La rigidité k_μ est calculée par :

$$k_\mu = \frac{d\Gamma_{ey}}{d\mu} = \frac{\partial \Gamma_{ey}}{\partial \theta_1} \frac{\partial \theta_1}{\partial \mu} + \frac{\partial \Gamma_{ey}}{\partial \phi_1} \frac{\partial \phi_1}{\partial \mu} \quad (2.36)$$

avec $\frac{\partial \theta_1}{\partial \mu} = \frac{\partial \theta_1}{\partial \phi_1} \frac{\partial \phi_1}{\partial \mu}$. Cette dérivée partielle peut être calculée en utilisant les équations (2.13) et (2.28). L'expression de k_μ peut être reformulée comme suit :

$$k_\mu = \left(\frac{\partial \Gamma_{ey}}{\partial \theta_1} \frac{\partial \theta_1}{\partial \phi_1} + \frac{\partial \Gamma_{ey}}{\partial \phi_1} \right) \frac{\partial \phi_1}{\partial \mu} \quad (2.37)$$

Le calcul de k_η est obtenu en utilisant le même raisonnement, ce qui donne :

$$k_\eta = \left(\frac{\partial \Gamma_{ex}}{\partial \theta_2} \frac{\partial \theta_2}{\partial \phi_2} + \frac{\partial \Gamma_{ex}}{\partial \phi_2} \right) \frac{\partial \phi_2}{\partial \eta} \quad (2.38)$$

Les expressions explicites de la raideur k_η et k_μ sont obtenues à l'aide du logiciel mathématique *Maple*.

2.3 Conclusion

Dans la première partie du chapitre, nous avons présenté les trois principaux types d'architecture qui permettent d'obtenir un système à *RCM*. Parmi ces architectures, celle basée sur les parallélogrammes a été retenue. Le mécanisme proposé est donc constitué de deux parallélogrammes à 1 DDL. Ces derniers ont été combinés pour obtenir un mécanisme *RCM* à 2 DDL. Des câbles ont été intégrés à la structure du mécanisme afin de déporter l'actionnement. Cette solution représente la meilleure solution de notre point de vue, car elle permet de répondre au cahier de charges introduit au chapitre 1, en particulier pour faire face aux contraintes de compacité et de compatibilité avec l'environnement IRM. Par ailleurs, l'ajout des câbles et des ressorts ont permis de convertir le mécanisme en un mécanisme de tensegrité. Ce dernier présente l'avantage d'avoir de bonnes capacités de reconfiguration et de variation de raideur.

Nous avons établi les modèles géométriques direct et inverse du mécanisme de tensegrité à *RCM* à 2 DDL, ce qui nous a permis de retrouver la relation entre les variables articulaires et l'orientation de l'aiguille. Nous avons formulé également le modèle cinématique de la structure. Ce modèle nous a permis d'analyser les configurations singulières du mécanisme. Il nous a permis également, conjointement avec le modèle géométrique direct, de déterminer l'espace de travail libre de singularité du mécanisme. En outre, les conditions d'équilibre du système ont été analysées en utilisant le modèle statique. Finalement, le modèle de la raideur angulaire a été développé.

Le mécanisme de tensegrité proposé sera évalué expérimentalement dans le chapitre suivant. La fabrication d'un prototype expérimental et le développement d'une stratégie de commande pour contrôler la configuration et la raideur du système seront également traités dans la suite.

Commande du mécanisme de tenségrité

Préambule

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à développer et à valider une stratégie de commande pour ce mécanisme de tenségrité. L'objectif principal de cette stratégie est de permettre la reconfiguration du mécanisme et la modulation de sa raideur. Pour y parvenir, la redondance cinématique et le niveau de précontrainte du système doivent être gérés correctement. Un premier prototype du dispositif est fabriqué afin d'évaluer expérimentalement ses performances en termes de suivi de trajectoire et de modulation de raideur.

Sommaire

3.1	Le contrôle des mécanismes de tenségrité	64
3.2	Stratégie de commande proposée	66
3.3	Simulations	70
3.4	Prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL	73
3.5	Validation expérimentale	81
3.6	Conclusion	85

3.1 Le contrôle des mécanismes de tenségrité

Les travaux de recherche sur la commande des systèmes de tenségrité ont débuté au milieu des années 90. À l'époque, le contrôle structurel des systèmes de tenségrité a suscité un grand intérêt dans la communauté scientifique. Ceci est dû, entre autres, à la capacité de ces structures à changer leur forme moyennant des petites quantités d'énergie [de Jager et Skelton, 2005]. Motivées par ces capacités, *Skelton et Sultan* [Skelton et Sultan, 1997] ont proposé en 1997 une stratégie pour contrôler les structures de tenségrité autour des configurations d'équilibre. Inspirées par cette approche, diverses stratégies de commande en boucle ouverte et en boucle fermée ont été développées pour le déploiement des structures de tenségrité [Masic et Skelton, 2002],[Pinaud *et al.*, 2003]. Parallèlement, beaucoup d'efforts ont été consacrés à la formulation du modèle dynamique des structures de tenségrité afin d'exploiter leurs propriétés intrinsèques telles que la compliance et l'état d'auto-contrainte. En effet, ces propriétés sont d'un grand intérêt pour la gestion des contacts avec l'environnement.

Aujourd'hui, la plupart des contributions sur la commande des systèmes de tenségrité sont liées au rejet de perturbations et au contrôle de mouvement. Le rejet de perturbation est étudié principalement sur les structures sujettes à des déformations et à des vibrations produites par la dilatation thermique ou les fluctuations atmosphériques, telles que le vent ou les perturbations sismiques [Djouadi *et al.*, 1998],[Chan *et al.*, 2004]. Le contrôle de mouvement est abordé en particulier pour les robots mobiles de tenségrité et les dispositifs de tenségrité déployables.

Dans le cas des dispositifs de tenségrité déployables, l'objectif principal des stratégies de commande est d'améliorer la capacité de déploiement de ces systèmes [Amouri *et al.*, 2013],[Veuve *et al.*, 2017],[Sychterz, 2018]. Plusieurs approches de commande en boucle ouverte ont été introduites pour la reconfiguration de ces systèmes, sous l'hypothèse que la reconfiguration est effectuée en quasi-statique tout en négligeant les effets dynamiques [Pinaud *et al.*, 2004] [Masic et Skelton, 2004]. Par ailleurs, la dynamique a également été prise en compte dans l'élaboration des lois de commande en boucle ouverte. À titre d'exemple, le modèle dynamique est considéré comme une contrainte dans la procédure d'optimisation afin de minimiser, d'une part, le temps d'exécution [Sultan, 1999], et d'autre part, l'énergie nécessaire au déploiement [Aldrich et Skelton, 2005]. Le problème de déploiement rapide des structures de tenségrité a également été abordé dans [Sultan, 2014] en utilisant des mécanismes infinitésimaux et un asservissement non linéaire.

Les stratégies de commande adressées aux robots mobiles de tenségrité ont comme objectif principal la production de locomotion du robot [Paul *et al.*, 2006],[Kim *et al.*, 2015],[Hustig-Schultz *et al.*, 2016],[Rieffel et Mouret, 2018],[Shintake *et al.*, 2020]. Différentes stratégies de commande en boucle ouverte ont été développées. Ces straté-

gies sont fondées sur des algorithmes génétiques et évolutifs [Paul *et al.*, 2006],[Fujii *et al.*, 2006],[Sunspiral *et al.*, 2015], et sur des réseaux de neurones [Kanchanasaratool et Williamson, 2002]. Elles permettent de surpasser de la modélisation dynamique complexe et de la connaissance précise de l’environnement physique du système. D’autres stratégies, cette fois-ci en boucle fermée, ont été proposées afin de minimiser les vibrations lors du mouvement de la structure. Ces stratégies emploient d’une part un contrôleur H_∞ basé sur une linéarisation du modèle dynamique [Wijdeven et Jager, 2005] et, d’autre part, une commande par découplage non linéaire qui minimise l’erreur de suivi de tension des câbles du mécanisme [Aldrich *et al.*, 2003].

Bien que ces stratégies de contrôle présentent un intérêt pour améliorer les performances des systèmes de tenségrité en termes de rejet de perturbations, de locomotion et de capacité de déploiement, nous souhaitons ici contrôler ces systèmes dans une perspective très différente. En effet, notre motivation est de contrôler l’orientation du mécanisme et le suivi de trajectoire précis des systèmes de tenségrité, tout en gérant explicitement leur raideur.

A notre connaissance, seuls trois travaux [Sabelhaus *et al.*, 2018],[van Riesen *et al.*, 2019],[Boehler *et al.*, 2017] proposent des stratégies pour contrôler finement le suivi de trajectoire. *Boehler et al.*[Boehler *et al.*, 2017] ont proposé une stratégie de commande *PID* basé sur une modélisation quasi-statique d’un mécanisme plan à 1 DDL. Ce contrôleur est couplé avec un algorithme de gestion coordonnée (AGC) qui permet de calculer les tensions des câbles. Cet algorithme a été inspiré des stratégies de commande des robots à câbles. En plus du suivi de trajectoire, cette méthodologie permet de contrôler explicitement la raideur du mécanisme grâce à l’utilisation de l’AGC. *Sabelhaus et al.* [Sabelhaus *et al.*, 2018], et *Van Riesen et al.*[van Riesen *et al.*, 2019], proposent des méthodes de commande basées sur une modélisation dynamique de la structure. Dans [Sabelhaus *et al.*, 2018], les auteurs proposent une stratégie de commande prédictive basée modèle avec une optimisation du modèle statique inverse pour réaliser le suivi de trajectoire d’un robot de tenségrité qui simule la colonne vertébrale. Malgré les bonnes performances de cette stratégie en termes de suivi de trajectoire, elle ne permet pas de contrôler la raideur du système. Finalement, *Van Riesen et al.* [van Riesen *et al.*, 2019] proposent une commande par découplage non linéaire pour réaliser le contrôle de la position d’un module de tenségrité plan à actionnement antagoniste. Ils utilisent également un algorithme de type AGC pour calculer et limiter les couples des moteurs. En plus du suivi de trajectoire, cette méthodologie permet de modifier le niveau de précontrainte du mécanisme, ce qui permet d’imposer une certaine raideur au mécanisme. Malgré cela, cette stratégie de commande présente des limitations dans la gestion de la raideur, car elle priorise l’erreur de position sur la gestion de la raideur du système. En effet, lors du suivi de trajectoire des valeurs de raideur négatives peuvent apparaître. Aucun résultat

tat qui montre la capacité de cette stratégie à moduler la raideur du mécanisme a été présenté.

3.1.1 Bilan

Comme nous l'avons évoqué précédemment, notre objectif ici est de proposer une stratégie de commande qui permette la reconfiguration du mécanisme tout en exploitant la redondance cinématique de celui-ci pour moduler son niveau de raideur. À cette fin, la stratégie de commande doit garantir une reconfiguration du système en suivant une trajectoire réalisable tout en évitant les collisions entre les éléments. De plus, la stabilité du mécanisme doit être assurée et les tensions des câbles doivent rester admissibles à tout moment.

A ce jour, seules les stratégies proposées par Boehler et van Riesen [Boehler *et al.*, 2017], [van Riesen *et al.*, 2019] permettent de moduler le niveau de raideur de la structure et de faire un suivi de trajectoire. Les deux stratégies de commande exploitent les travaux développés en robotique à câbles, en particulier, les algorithmes de gestion coordonnée. Néanmoins, ces deux travaux s'adressent uniquement à la commande des mécanismes de tenségrité plans. Le problème de la commande des mécanismes de tenségrité spatiaux reste toujours ouvert.

Dans notre cas, l'implémentation d'une stratégie de commande avec un algorithme type AGC nous paraît adéquate. L'utilisation d'un tel algorithme permettra de gérer les contraintes unilatérales associées aux câbles et de garder les tensions toujours admissibles. L'algorithme de gestion coordonnée permettra également de moduler la raideur du système en exploitant sa redondance cinématique. Ainsi comme première approche, nous proposons une stratégie de commande adaptée au mécanisme de tenségrité spatial présenté dans le chapitre 2 (Figure 2.6). Basée sur une modélisation quasi-statique du mécanisme et associée à l'utilisation d'un algorithme de gestion coordonnée, cette méthodologie de commande permet de gérer les tensions dans les câbles et de découpler les mobilités du mécanisme afin de contrôler de manière asynchrone la position et la raideur du système.

3.2 Stratégie de commande proposée

3.2.1 Suivi de trajectoire

L'objectif principal est de contrôler de manière asynchrone la position et la rigidité du mécanisme. La stratégie de commande proposée (Figure 3.1) est basée sur l'utilisation d'un algorithme de gestion coordonnée, inspiré de [Abdelaziz *et al.*, 2017]. Elle possède

une boucle externe pour asservir l'orientation des parallélogrammes, définies par $\theta = [\theta_1 \ \theta_2]^T$ par rapport à une orientation de référence $\theta^d = [\theta_1^d \ \theta_2^d]^T$. Cette référence peut être calculée à partir de l'orientation désirée $\mathbf{X}^d = [\eta^d \ \mu^d \ 0]^T$ du guide de l'aiguille en utilisant les équations du modèle géométrique inverse et l'équation (2.28).

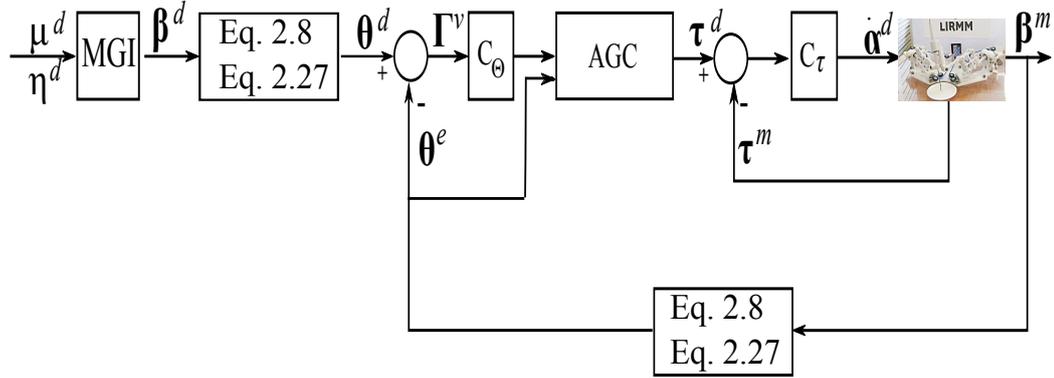


Figure 3.1 – Stratégie de commande proposée pour le contrôle de l'orientation et de la raideur du mécanisme.

L'erreur obtenue de la boucle externe est multipliée par un gain de correction proportionnel \mathbf{C}_θ qui génère un couple virtuel $\Gamma^v = [\Gamma_1^v \ \Gamma_2^v]^T$ sur chacun des parallélogrammes. Les valeurs estimées de l'angle $\theta^e = [\theta_1^e \ \theta_2^e]^T$ et le couple Γ^v sont utilisés comme entrées de l'algorithme de gestion coordonnée.

Algorithme de gestion coordonnée (AGC)

L'algorithme de gestion de coordonnée (AGC) possède deux étapes. Dans la première étape, la faisabilité de Γ^v est vérifiée. Dans la deuxième étape, le couple faisable est utilisé pour générer le vecteur des tensions désirées $\tau^d = [\tau_1^d \ \tau_2^d]^T$. Le vecteur $\tau_i^d = [\tau_{1i}^d \ \tau_{2i}^d]^T$ contient les tensions dans les câbles attachés au parallélogramme i . Ces tensions sont supposées générer le couple virtuel Γ_i^v .

La faisabilité de Γ^v est vérifiée en utilisant l'approche proposée par [Bouchard *et al.*, 2009]. Cette dernière permet de déterminer l'ensemble des couples virtuels moyennant les tensions admissibles dans les câbles. En effet, chaque câble admet une tension minimale τ_{\min} et une tension maximale τ_{\max} . Cet ensemble de couples admissibles est noté $\Gamma^{\text{adm}} = [\Gamma_1^{\text{adm}} \ \Gamma_2^{\text{adm}}]^T$. Dans notre cas, chacun des parallélogrammes est soumis à un couple virtuel généré par les câbles attachés à ces extrémités. Il s'agit alors de déterminer les

quatre couples limites $\Gamma_{1i}, \Gamma_{2i}, \Gamma_{3i}$ et Γ_{4i} sur chaque parallélogramme pour définir Γ^{adm} . Ces couples sont calculés par :

$$\begin{aligned}\Gamma_{1i}^{\text{adm}} &= \mathbf{W}_i * [\boldsymbol{\tau}_{\max} \ \boldsymbol{\tau}_{\min}]^T & \Gamma_{2i}^{\text{adm}} &= \mathbf{W}_i * [\boldsymbol{\tau}_{\min} \ \boldsymbol{\tau}_{\min}]^T \\ \Gamma_{3i}^{\text{adm}} &= \mathbf{W}_i * [\boldsymbol{\tau}_{\min} \ \boldsymbol{\tau}_{\max}]^T & \Gamma_{4i}^{\text{adm}} &= \mathbf{W}_i * [\boldsymbol{\tau}_{\max} \ \boldsymbol{\tau}_{\max}]^T\end{aligned}\quad (3.1)$$

où \mathbf{W}_i est défini dans l'équation (2.24).

Si le couple virtuel Γ_i^v n'est pas inclus dans Γ_i^{adm} , aucune combinaison de tensions admissibles dans le câbles ne permet de produire ce couple. Une saturation de Γ_i^v doit être alors effectuée afin de garantir la faisabilité du couple. Le couple faisable Γ_i^f est alors calculé par :

$$\Gamma_i^f = \begin{cases} \Gamma_i^v & \text{si } \Gamma_i^{\min} \leq \Gamma_i^v \leq \Gamma_i^{\max} \\ \Gamma_i^{\min} & \text{si } \Gamma_i^v \leq \Gamma_i^{\min} \\ \Gamma_i^{\max} & \text{si } \Gamma_i^v \geq \Gamma_i^{\max} \end{cases}\quad (3.2)$$

avec $\Gamma_i^{\min} = \min(\Gamma_{1i}^{\text{adm}}, \Gamma_{2i}^{\text{adm}}, \Gamma_{3i}^{\text{adm}}, \Gamma_{4i}^{\text{adm}})$ et $\Gamma_i^{\max} = \max(\Gamma_{1i}^{\text{adm}}, \Gamma_{2i}^{\text{adm}}, \Gamma_{3i}^{\text{adm}}, \Gamma_{4i}^{\text{adm}})$.

Une fois le couple Γ_i^f calculé, l'algorithme AGC permet de déterminer les tensions de référence $\boldsymbol{\tau}^d$, tout en assurant que le vecteur $\boldsymbol{\tau}_i^d$ reste positif et borné dans l'intervalle $[\boldsymbol{\tau}_{\min}, \boldsymbol{\tau}_{\max}]$. Ces limites sont définies par $\boldsymbol{\tau}_{\min} = [\boldsymbol{\tau}_{\min} \ \boldsymbol{\tau}_{\min}]^T$ et $\boldsymbol{\tau}_{\max} = [\boldsymbol{\tau}_{\max} \ \boldsymbol{\tau}_{\max}]^T$.

L'algorithme de gestion coordonnée cherche alors à déterminer une seule solution faisable parmi une infinité de solutions admissibles [Gouttefarde *et al.*, 2015]. L'algorithme AGC résout :

$$\begin{aligned}\mathbf{W}_i \boldsymbol{\tau}_i^d &= \Gamma_i^v \\ \text{sous la contrainte } \boldsymbol{\tau}_{\min} &\leq \boldsymbol{\tau}_i^d \leq \boldsymbol{\tau}_{\max}\end{aligned}\quad (3.3)$$

La solution de (3.3) est de la forme [Gouttefarde *et al.*, 2015] :

$$\boldsymbol{\tau}_i^d = \mathbf{W}_i^+ \Gamma_i^v + \mathbf{N}_i \lambda_i\quad (3.4)$$

où \mathbf{W}_i^+ désigne la pseudoinverse de Moore-Penrose de \mathbf{W}_i . \mathbf{N}_i représente une base du noyau de \mathbf{W}_i . Son expression est $\mathbf{N}_i = [-\text{lcos}(\theta_i/2) \ -\text{lsin}(\theta_i/2)]^T$. λ_i est un scalaire à définir de manière à ce que l'inégalité (3.3) soit satisfaite. Les limites de λ_i peuvent être obtenues en résolvant le système d'inégalité :

$$\boldsymbol{\tau}_{\min} - \mathbf{W}_i^+ \Gamma_i^v \leq \mathbf{N}_i \lambda_i \leq \boldsymbol{\tau}_{\max} - \mathbf{W}_i^+ \Gamma_i^v\quad (3.5)$$

Ces limites sont définies comme $[\lambda_{\min}^i, \lambda_{\max}^i]$ pour chaque parallélogramme. Elles sont variables et dépendent de la configuration du mécanisme ainsi que des tensions limites. λ_i doit être choisi à l'intérieur de cet intervalle afin de satisfaire (3.3).

Une fois $\boldsymbol{\tau}_i^d$ calculé (3.4), il est comparé à $\boldsymbol{\tau}_i = [\tau_{1i} \ \tau_{2i}]^T$ qui contient les tensions réelles dans les câbles mesurées à l'aide de capteurs de force. Un correcteur de tension \mathbf{C}_τ est mis en oeuvre afin de contrôler ces tensions. La sortie de ce correcteur est envoyée comme référence aux actionneurs asservis en vitesse $\dot{\boldsymbol{\alpha}}^d = [\dot{\alpha}_{11}^d \ \dot{\alpha}_{21}^d \ \dot{\alpha}_{12}^d \ \dot{\alpha}_{22}^d]^T$. Il est important de noter que la boucle interne de tension doit avoir une bande passante plus large que celle de la boucle externe de position afin d'assurer la stabilité du système.

3.2.2 Modulation de raideur

La modulation de raideur du mécanisme est effectuée en utilisant le modèle de raideur développé dans le chapitre 2. Pour simplifier les notations dans les équations (2.37) et (2.38) qui expriment les raideurs angulaires k_η et k_μ , posons $\mathbf{a}_1 = \frac{\partial \Gamma_{ey}}{\partial \theta_1}$, $\mathbf{a}_2 = \frac{\partial \theta_1}{\partial \phi_1}$, $\mathbf{a}_3 = \frac{\partial \Gamma_{ey}}{\partial \phi_1}$, $\mathbf{a}_4 = \frac{\partial \phi_1}{\partial \mu}$, $\mathbf{b}_1 = \frac{\partial \Gamma_{ex}}{\partial \theta_2}$, $\mathbf{b}_2 = \frac{\partial \theta_2}{\partial \phi_2}$, $\mathbf{b}_3 = \frac{\partial \Gamma_{ex}}{\partial \phi_2}$ et $\mathbf{b}_4 = \frac{\partial \phi_2}{\partial \eta}$. Ce qui donne :

$$\begin{aligned} k_\mu &= (\mathbf{a}_1 \mathbf{a}_2 + \mathbf{a}_3) \mathbf{a}_4 \\ k_\eta &= (\mathbf{b}_1 \mathbf{b}_2 + \mathbf{b}_3) \mathbf{b}_4 \end{aligned} \quad (3.6)$$

En supposant que le système est dans une configuration d'équilibre ($\boldsymbol{\Gamma}^v = \mathbf{0}$) et que les tensions souhaitées sont atteintes ($\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\tau}^d$), l'équation (3.4) devient :

$$\boldsymbol{\tau}_i = \mathbf{N}_i \lambda_i \quad (3.7)$$

En considérant par exemple le parallélogramme 1, nous pouvons montrer qu'à la configuration d'équilibre, $\mathbf{a}_1 = -\frac{l_1}{2\sin(\theta_1 + \phi_1)} \boldsymbol{\tau}_1^T \mathbf{N}_1$ et $\mathbf{a}_3 = \mathbf{0}$. Par conséquent l'expression de k_μ devient :

$$k_\mu = -\mathbf{a}_2 \mathbf{a}_4 \frac{l_1}{2\sin(\theta_1 + \phi_1)} \boldsymbol{\tau}_1^T \mathbf{N}_1 \quad (3.8)$$

Si nous pré-multiplions (3.7) par \mathbf{N}_1^T nous obtenons :

$$\mathbf{N}_1^T \boldsymbol{\tau}_1 = \mathbf{N}_1^T \mathbf{N}_1 \lambda_1 \quad (3.9)$$

Finalement, en remplaçant (3.9) dans (3.8), nous obtenons l'expression qui relie le scalaire λ_1 et la raideur k_μ :

$$k_\mu = -\frac{l_1 \mathbf{a}_2 \mathbf{a}_4 l^2 \lambda_1}{2\sin(\theta_1 + \phi_1)} \quad (3.10)$$

En appliquant un raisonnement similaire, l'expression qui relie k_η et λ_2 peut être établie comme :

$$k_\eta = -\frac{l_2 \mathbf{b}_2 \mathbf{b}_4 l^2 \lambda_2}{2\sin(\theta_2 + \phi_2)} \quad (3.11)$$

À partir des équations (3.10) et (3.11), il est possible de moduler explicitement les raideurs angulaires k_μ et k_η en faisant varier respectivement les valeurs de λ_1 et λ_2 .

3.3 Simulations

Une première validation de la stratégie de commande présentée précédemment est effectuée par simulation sur Matlab. Dans cette simulation, les différents modèles présentés dans le chapitre 2 sont utilisés afin d'estimer le comportement du mécanisme. Les dimensions des différentes pièces du système ont été considérées équivalentes à celles choisies dans la section 3.4.2, où le dimensionnement du mécanisme est présenté en détail.

3.3.1 Suivi de trajectoire

Notre premier objectif ici est d'évaluer la capacité de reconfiguration du mécanisme. Nous cherchons également à vérifier la capacité de la stratégie de commande à découpler les mobilités du mécanisme. Pour y parvenir, une trajectoire basée sur un polynôme de degré 5 est générée. Cette trajectoire permet de faire varier l'angle η^d de 0° à 45° sur 20 s, tandis que $\mu^d = 0$ (Figure 3.2 (a)). L'intervalle des tensions admissibles est choisi en considérant une tension minimale $\tau_{\min} = 4$ N et une tension maximale $\tau_{\max} = 20$ N sur l'ensemble des câbles. Pour cette simulation, la valeur de λ_i est choisie comme le centre de gravité des solutions faisables. Ce qui produit une raideur angulaire moyenne de la plage de raideur admissible tout le long du suivi de trajectoire. Cette plage de raideur est définie en fonction des tensions admissibles dans le câble.

Le mécanisme de tenségrité proposé est couplé, c'est à dire qu'une action sur un seul parallélogramme affecte toute la configuration du mécanisme. Pour contrôler de façon indépendante chacune des mobilités du mécanisme, la stratégie de commande proposée génère une trajectoire pour l'angle θ_1 et une autre pour l'angle θ_2 . Un suivi simultané de ces trajectoires est alors nécessaire pour générer le mouvement uniquement suivant l'une des mobilités du mécanisme. La figure 3.2 (b) présente les trajectoires que doivent suivre chacun des parallélogrammes afin d'obtenir l'orientation désirée du mécanisme. Nous pouvons observer alors que les deux parallélogrammes bougent pour générer le mouvement uniquement autour de la mobilité η . En ce qui concerne les tensions dans les câbles, nous pouvons constater qu'à la position initiale $\mathbf{x} = [0^\circ \ 0^\circ]^\top$, les tensions valent $\boldsymbol{\tau} = [12.4 \text{ N} \ 10.3 \text{ N} \ 12.4 \text{ N} \ 10.3 \text{ N}]^\top$. Puis, ces tensions évoluent progressivement en fonction des trajectoires désirées de θ_i jusqu'à atteindre les tensions $\boldsymbol{\tau} = [12.8 \text{ N} \ 9.1 \text{ N} \ 16.3 \text{ N} \ 5.2 \text{ N}]^\top$ à la position finale $\mathbf{x} = [0^\circ \ 45^\circ]^\top$ (Figures 3.2 (e) et (d)).

À partir de ces résultats, nous pouvons affirmer que la stratégie de commande proposée

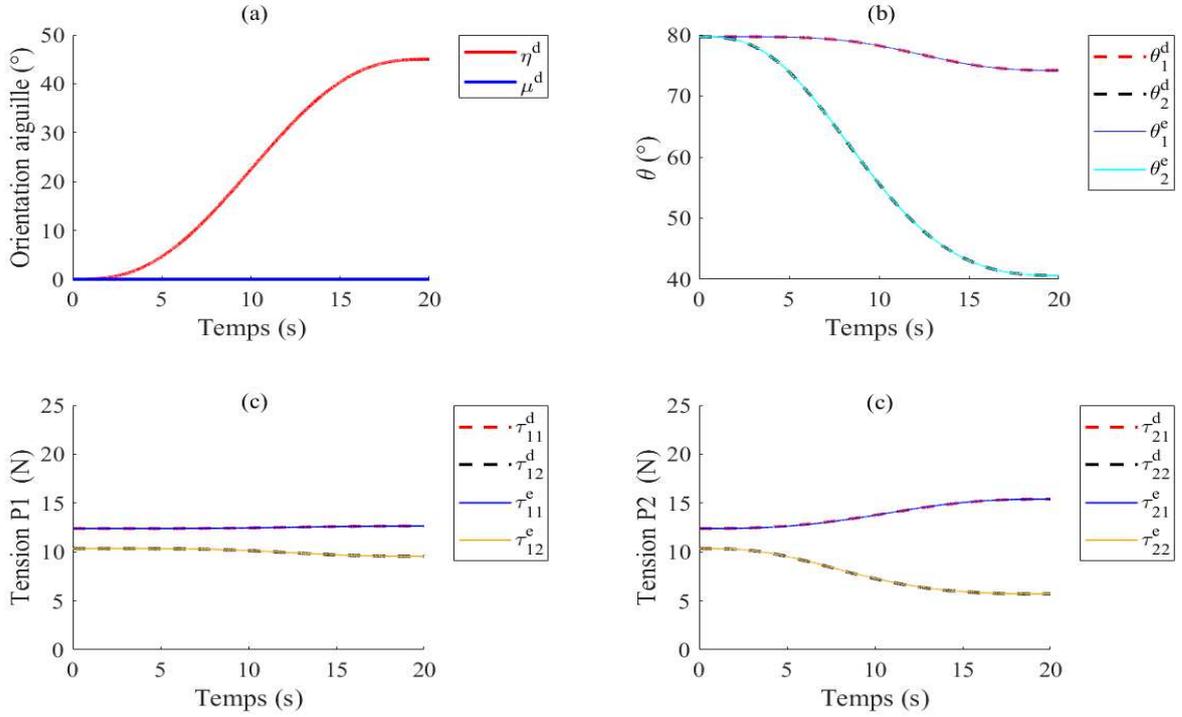


Figure 3.2 – (a) Trajectoires désirées des angles η et μ . (b) Suivi de trajectoire de l'angle θ_i pour chacun des parallélogrammes. (c) Évolution des tensions des câbles du parallélogramme 1. (d) Évolution des tensions des câbles du parallélogramme 2.

nous permet de contrôler chacune des mobilités du mécanisme (η et μ) de façon découplée. Nous observons également une évolution des tensions adaptées aux trajectoires définies avec des valeurs déterminées par le choix de la valeur de λ_i pour chacun des parallélogrammes. Une variation de λ_i nous permettra alors de faire une modulation de raideur du système suivant la mobilité choisie.

3.3.2 Modulation de raideur

Une évaluation de la capacité de modulation de raideur a également été menée. Le schéma de commande est celui présenté sur la figure 3.1. Le temps de simulation est choisi égal à 20 s. Pendant toute la simulation, la position désirée du mécanisme reste inchangée, égale à $\mathbf{x}^d = [20^\circ \ 20^\circ]^\top$. Pendant les 5 premières secondes, λ_i est considéré égal à λ_{\min}^i . Ce choix de λ_i impose d'appliquer des tensions minimales admissibles sur les câbles $\boldsymbol{\tau}^d = [4.0 \text{ N} \ 5.2 \text{ N} \ 7.2 \text{ N} \ 4.0 \text{ N}]^\top$. Ces tensions sont calculées en utilisant l'équation (3.4) et en considérant la position désirée de l'effecteur. Ce jeu de tensions

gène une raideur angulaire minimale autour des deux mobilités du mécanisme $k_\eta = 0.34 \text{ Nm/rad}$ et $k_\mu = 0.21 \text{ Nm/rad}$. Une variation linéaire de la valeur de λ_i est effectuée sur chacun des parallélogrammes de manière asynchrone. Dans un premier temps, une variation de λ_1 est effectuée en passant de λ_1^{\min} à λ_1^{\max} entre 5 s et 15 s. Puis, une variation de λ_2 est réalisée de λ_2^{\min} à λ_2^{\max} entre 10 s et 19 s. Ces variations sont illustrées sur les figures 3.3 (c) et (d) respectivement.

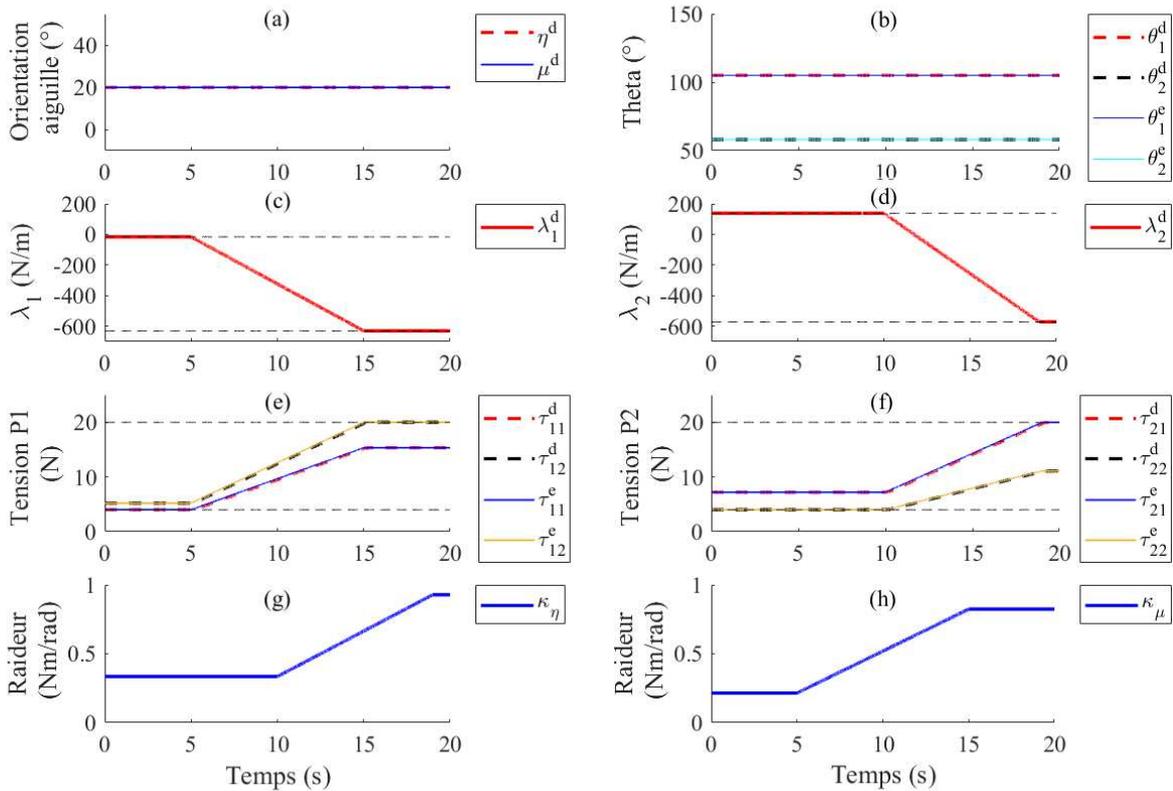


Figure 3.3 – Simulation de la variation de raideur du mécanisme.

Comme montré sur la figure 3.3 (e) et (f), une évolution de la valeur de λ_i provoque un changement de tension dans les câbles. Cet impact met en évidence la relation directe entre ces deux variables. En même temps, la raideur du système varie linéairement en fonction de la tension des câbles. Nous pouvons constater que la raideur k_η dépend seulement de la tension des câbles attachés au deuxième parallélogramme, tandis que la raideur k_μ dépend uniquement de celle des câbles du premier parallélogramme. Dans cette simulation, nous observons une valeur maximale de $k_\eta = 0.93 \text{ Nm/rad}$. Cette valeur est obtenue pour un jeu de tensions $\boldsymbol{\tau}_1 = [15.3 \text{ N } 20.0 \text{ N }]^T$. De même, une valeur maximale de $k_\mu = 0.82 \text{ Nm/rad}$ est obtenue pour $\boldsymbol{\tau}_2 = [20.0 \text{ N } 11.1 \text{ N }]^T$.

À partir de la figure 3.3 (g) et (h), nous pouvons observer que pendant les premiers 5 s de la simulation les deux raideurs restent à une valeur constante, car la valeur de λ_i reste fixe. Puis, dans l'intervalle $t \in [5 \text{ s}, 10 \text{ s}]$, la valeur de λ_1 varie et avec elle la raideur k_μ ; la valeur de k_η quant à elle ne change pas. À partir de $t = 10 \text{ s}$, λ_2 commence à varier, provoquant ainsi une variation de la raideur k_η . Une variation conjointe des raideurs k_η et k_μ est alors obtenue pendant l'intervalle $t \in [10 \text{ s}, 15 \text{ s}]$. Lorsque $t \in [15 \text{ s}, 19 \text{ s}]$, uniquement la raideur k_η est modulée.

À partir de ces résultats, nous pouvons affirmer qu'une modulation de raideur autour des mobilités du système peut être effectuée de manière découplée, et ceci en faisant varier le niveau de précontrainte sur un des parallélogrammes ou bien sur tout le système. Ce niveau de précontrainte peut être modifié grâce à l'utilisation de l'algorithme AGC et à la variation de λ_i . Par ailleurs, nous pouvons constater sur les figures 3.3 (a) et (b) que l'orientation de l'aiguille n'est pas affectée par cette modulation de raideur, ce qui nous permet de valider que la stratégie de commande proposée permet de contrôler la position et la raideur du système de façon indépendante.

3.4 Prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL

Un prototype du mécanisme de tenségrité présenté dans le chapitre 2 a été développé pour valider expérimentalement la stratégie de commande proposée précédemment. Une vue générale du mécanisme est présentée sur la figure 3.4.

3.4.1 Structure mécanique

La structure mécanique du dispositif est conçue de sorte à prendre en compte les contraintes associées à l'environnement IRM. Les éléments de la structure, notamment la base et les barres des parallélogrammes ont été fabriqués par impression 3D en polycarbonate. Chacune des 4 liaisons pivots du parallélogramme a été conçue de manière à ce que l'axe de la liaison soit solidaire des barres verticales de celui-ci. Des bouchons d'axe, en polycarbonate, avec un fort serrage ont été conçus et placés sur la liaison. Des paliers à collerette en plastique ont été utilisés pour assurer le guidage, et arrêter la translation des barres horizontales. Les câbles ont été attachés aux deux liaisons supérieures du parallélogramme via des encoches. Ces dernières permettent d'écartier les câbles en croix du parallélogramme et d'éviter leurs frottements (Figure 3.5 (a)).

Les parallélogrammes du dispositif sont fixés à la base du prototype grâce à leurs barres inférieures. Chaque barre est encastrée de chaque côté sur un roulement à billes en

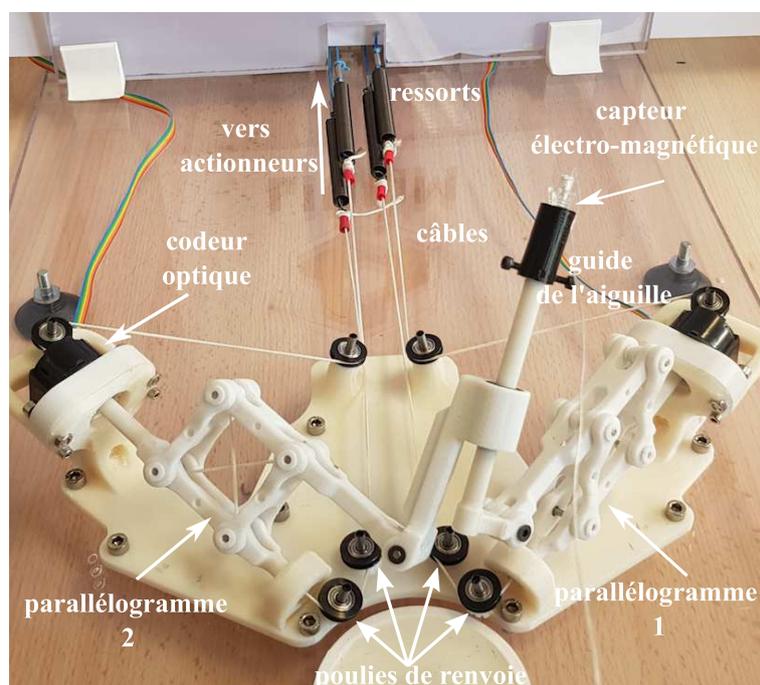


Figure 3.4 – Prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL.

verre solidaire de la base du prototype (Figure 3.7 (a)). Puis, elle est connectée sur un codeur optique en vue de mesurer l'angle de rotation β_i . La barre inférieure de chaque parallélogramme est conçue en forme d'axe creux afin de permettre le passage des câbles.

La connexion entre les deux parallélogrammes du système est assurée par deux pivots passifs et une liaison pivot glissant. Les pivots passifs utilisent des paliers lisses pour le guidage et la réduction du frottement entre les pièces. La liaison pivot glissant utilise un roulement linéaire à billes pour faciliter le glissement de ces composants. Le guidage de l'aiguille se fait à travers l'axe creux attaché au parallélogramme 2 (Figure 3.5 (b)).

Des poulies sont montées sur la base du mécanisme afin de renvoyer les câbles vers les actionneurs (Figure 3.4). Chaque câble passe à travers deux poulies avant d'être connecté à un ressort. La première poulie est positionnée de manière à ce que le câble soit aligné avec l'axe creux de la barre inférieure du parallélogramme. La deuxième poulie permet de renvoyer les câbles en direction des actionneurs. Une séparation des câbles est effectuée afin de favoriser l'inclusion des ressorts dans la ligne de transmission. Les poulies utilisées sont montées sur un roulement métallique. Les axes de guidage de ces poulies ont été choisis ici en métal afin de supporter les efforts importants dans les câbles. L'utilisation des éléments métalliques pour ce prototype est considérée ici uniquement

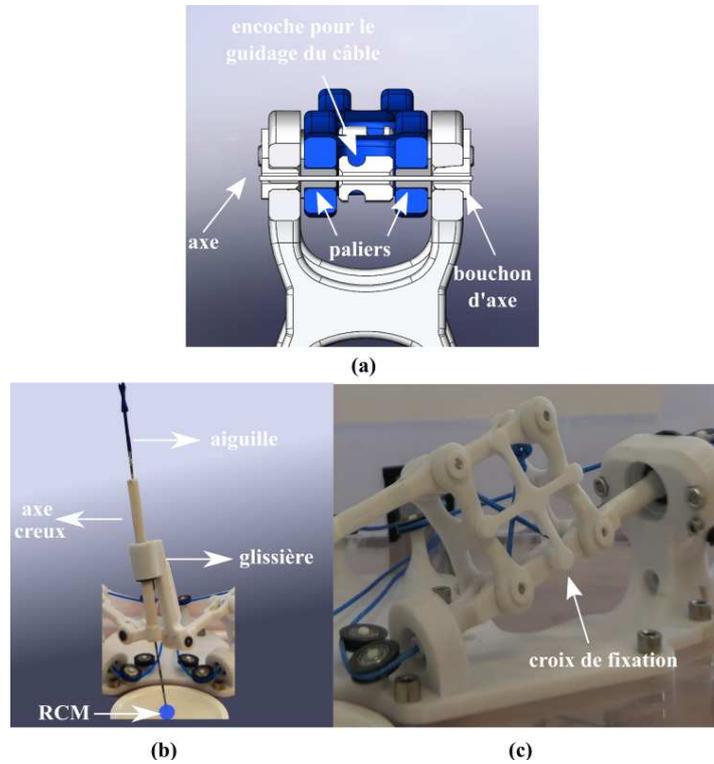


Figure 3.5 – (a) Liaison entre les barres du parallélogramme. (b) Liaison pivot glissant. (c) Croix de fixation pour la position initiale.

pour valider expérimentalement la stratégie de commande proposées. Des éléments non ferromagnétiques peuvent être utilisés pour concevoir une version compatible IRM du prototype.

Afin d'étalonner la position du mécanisme et garantir une position initiale reproductible du système, des éléments de fixation en forme de croix ont été conçus (Figure 3.5 (c)). Ces éléments permettent de fixer l'orientation des parallélogrammes, et ainsi définir une orientation initiale du guide de l'aiguille égale à $\mathbf{x}_{init} = [0 \ 0]^T$.

3.4.2 Dimensionnement

Les différentes pièces du mécanisme ont été dimensionnées en cherchant à réduire au plus la taille du dispositif et à garantir l'atteignabilité de l'espace de travail requis, défini dans la section 1.1.3. Cet espace de travail a une forme de cône de 45° avec sa tête centrée sur le *RCM* du mécanisme (Figure 3.6).

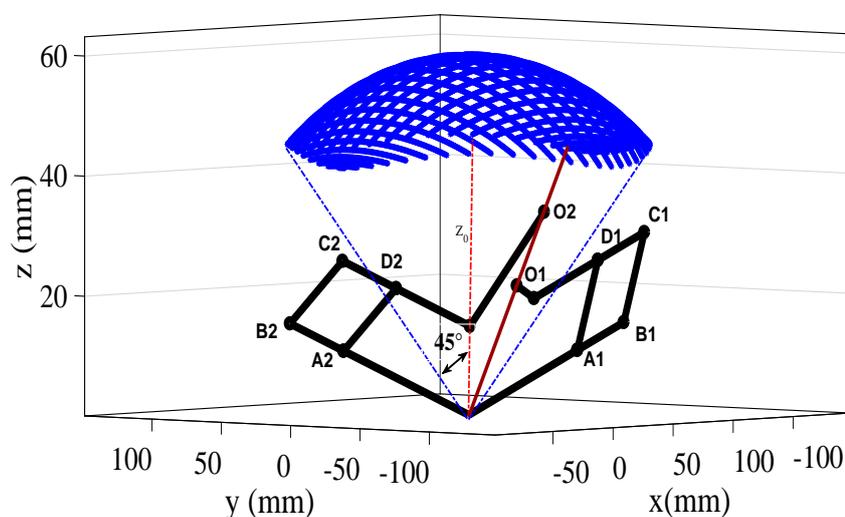


Figure 3.6 – Espace de travail requis du mécanisme.

La longueur des barres qui constituent les parallélogrammes a été choisie égale à $l = 40 \text{ mm}$. Comme il a été montré dans la section 2.2.5, l'angle d'inclinaison des parallélogrammes a un impact significatif sur l'espace de travail du mécanisme. Une inclinaison de $\alpha = 15^\circ$ est ici considérée. Cette inclinaison permet de faire coïncider le *RCM* avec le point d'insertion de l'aiguille, tout en maximisant l'espace de travail du mécanisme. En fixant l'angle α , la distance $l_9 = 71 \text{ mm}$ (Figure 3.7) est définie. Cette dernière représente la distance minimale à laquelle le premier roulement à billes de chaque parallélogramme peut être positionné. Cette distance dépend alors de la taille des roulements à billes disponibles sur le marché et de l'angle α . Puis, une distance $l_{10} = 25 \text{ mm}$ entre le roulement à billes et le point A_i est fixée. Cette distance est déterminée de manière à éviter toute collision possible entre les barres du parallélogramme et la base du prototype lors de la reconfiguration du mécanisme (Figure 3.7). En utilisant un raisonnement analogue, la distance entre le point B_i et le deuxième roulement à billes est déterminée. Cette distance est égale à $l_{11} = 45 \text{ mm}$. La distance entre le *RCM* et le point A_i est alors définie. Elle est égale à $l_6 = 93.5 \text{ mm}$ (Figure 3.8).

Le prolongement de la barre supérieure du parallélogramme ($D_i E_i$) est choisi avec une longueur $l_3 = 55.9 \text{ mm}$. La distance entre les points E_i et O_i est définie de manière différente pour chaque parallélogramme. Dans le cas du parallélogramme 1 (porteur du guide de l'aiguille), cette distance est fixée à $l_4 = 20 \text{ mm}$ afin d'éviter toute collision possible entre les parallélogrammes. Pour le parallélogramme 2 (porteur de la glissière), cette distance est déterminée en considérant la course de la glissière qui permet de couvrir l'espace de travail requis. Il faut noter que la distance entre O_1 et O_2 , notée l_8 ,

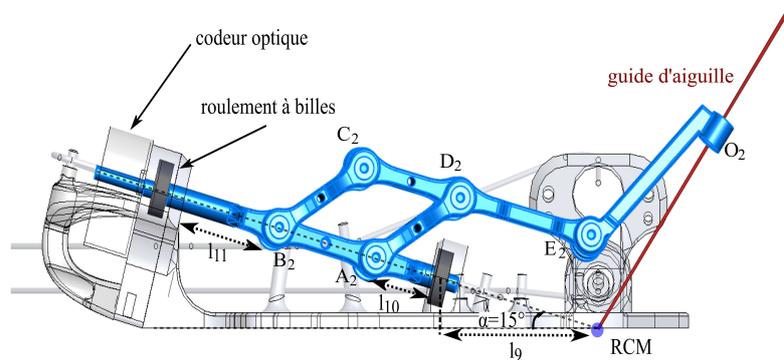


Figure 3.7 – Montage de la barre inférieure du parallélogramme.

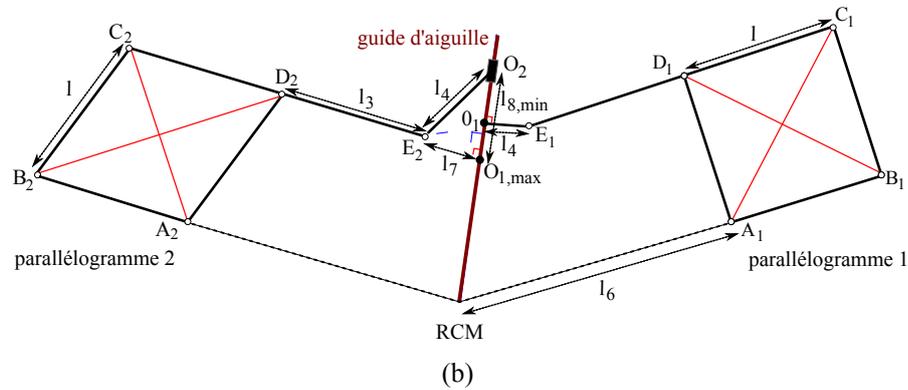


Figure 3.8 – Paramétrage géométrique du mécanisme.

est variable. Pour couvrir l'espace de travail, une distance minimale $l_{8,\min} = 50 \text{ mm}$ est nécessaire. La distance $l_7 = 20 \text{ mm}$ entre E_2 et O_2 est également choisie afin de prévenir toute collision entre les parallélogrammes. À partir des longueurs l_7 et $l_{8,\min}$, il est possible de déterminer la distance l_4 du parallélogramme 2 (Figure 3.8). Elle est égale à 63.25 mm . Par ailleurs, les ressorts linéaires considérés ont une raideur $k = 2.7 * 10^2 \text{ N/m}$.

3.4.3 Espace de travail et plage de raideur

L'espace de travail total du prototype est limité principalement par les angles d'inclinaison θ_i de chaque parallélogramme. Avec les dimensions établies précédemment, le système peut atteindre une plage d'angle $\theta_i \in [34.5^\circ, 147.5^\circ]$. Cette plage de variation permet de garantir une mobilité de l'aiguille avec une plage d'orientation de l'angle

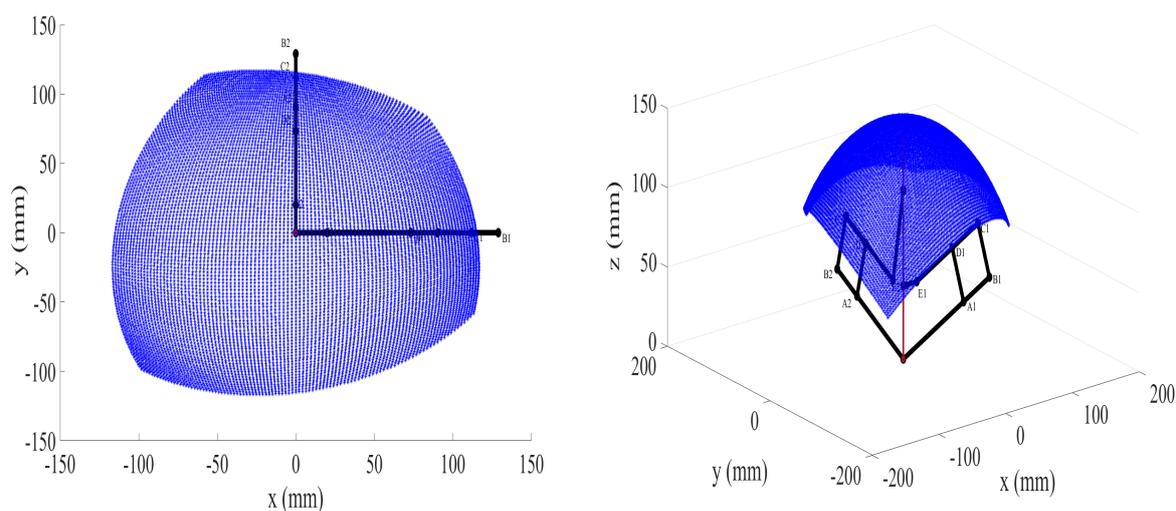


Figure 3.9 – Espace de travail admissible. À gauche, vue supérieure. À droite, vue générale.

η de $[-55^\circ, 60^\circ]$ et de l'angle μ de $[-60^\circ, 55^\circ]$. Cet espace de travail admissible du mécanisme est représenté sur la figure 3.9.

Nous pouvons constater qu'avec le paramétrage choisi, l'espace de travail admissible couvre bel et bien l'espace de travail requis. Nous nous intéressons maintenant à la plage de raideur du mécanisme. Pour cela, nous déterminerons les raideurs minimales, moyennes et maximales du guide de l'aiguille pour chacune des orientations requises de l'effecteur. Une plage de raideur est déterminée alors pour chaque mobilité du mécanisme en considérant une tension minimale $\tau_{\min} = 4 \text{ N}$ et une tension maximale $\tau_{\max} = 20 \text{ N}$ pour tous les câbles.

Les figures 3.10 et 3.11 montrent trois courbes différentes, qui représentent trois niveaux distincts de raideur du système. Ces niveaux de raideur sont définis en considérant les valeurs minimales, moyennes et maximales des tensions admissibles sur chacun des câbles. La figure 3.10 (a) montre la surface de raideur k_η obtenue lors de la variation conjointe de η et μ . La surface de raideur k_μ est également illustrée sur la figure 3.11 (a). Une représentation en 2D de ces surfaces de raideur k_η et k_μ est illustrée respectivement sur les figures 3.10 (b-c) et 3.11 (b-c). Comme nous pouvons le constater sur la courbe 3.10 (b), la variation de k_η présente un comportement gaussien non-symétrique avec une raideur maximale autour de $\eta = 5.5^\circ$. Sur la courbe 3.10 (c), nous pouvons observer que la variation k_η en fonction de l'angle μ possède un comportement symétrique autour de

3.4. Prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL

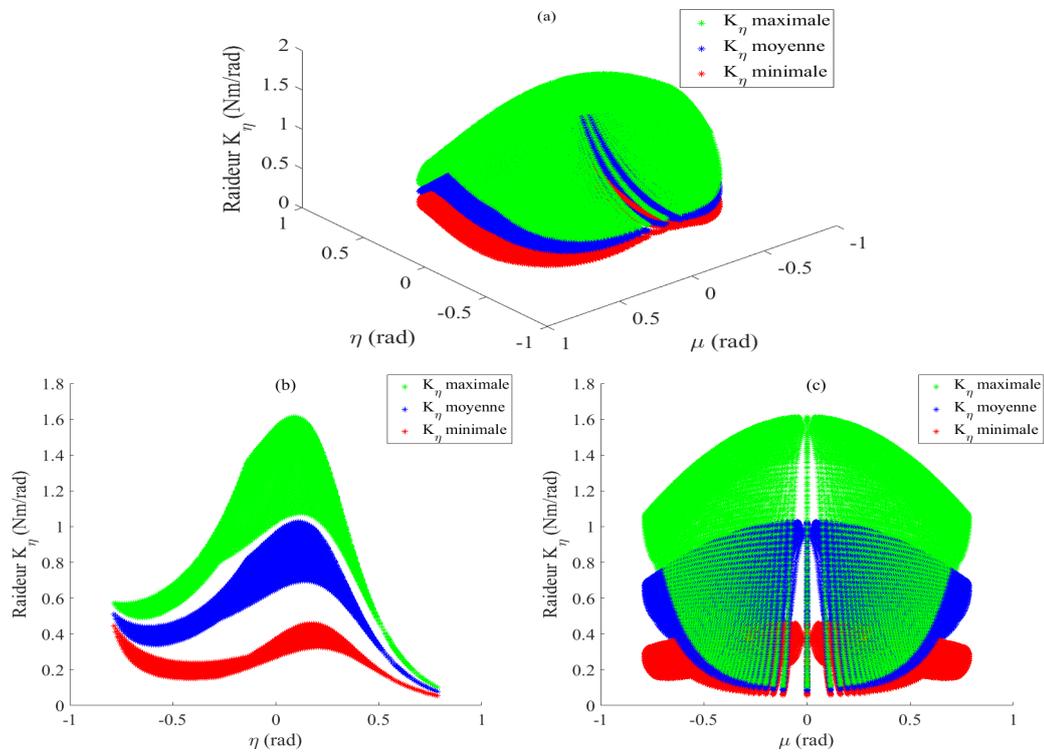


Figure 3.10 – Plage de raideur k_η théorique.

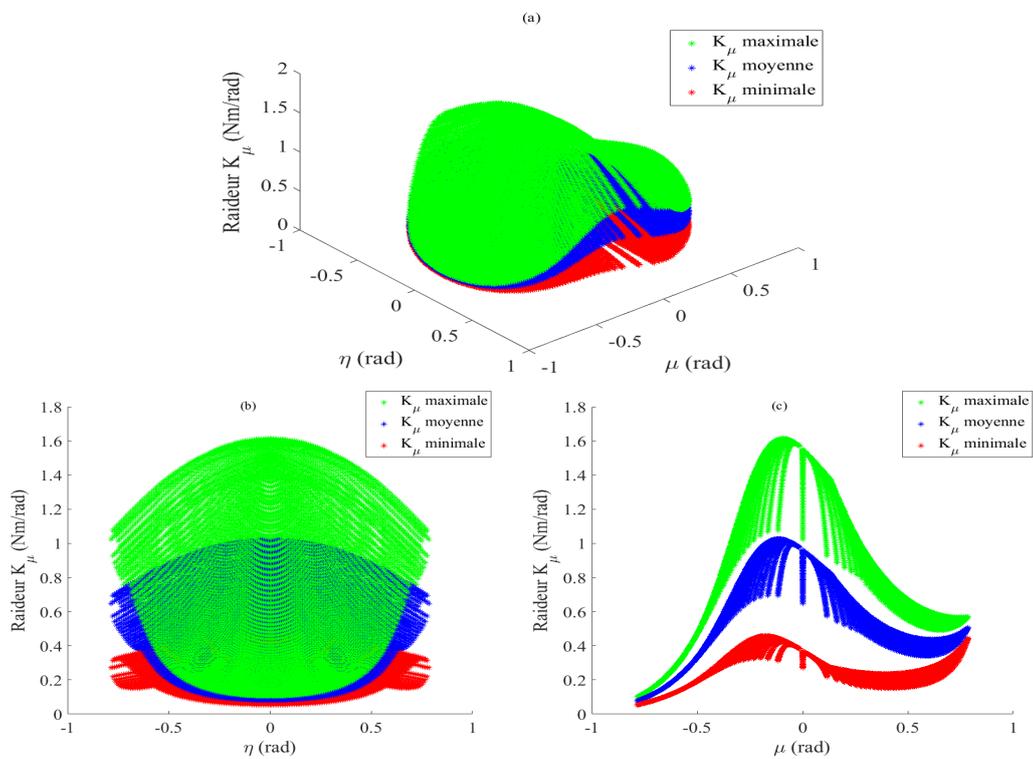


Figure 3.11 – Plage de raideur k_μ théorique.

$\mu = 0^\circ$. Un comportement similaire est obtenu pour κ_μ (Figure 3.11). D'après les figures 3.10 et 3.11, nous pouvons constater que les raideurs angulaires κ_η et κ_μ dépendent de l'orientation de l'aiguille, où la variation de η représente un impact plus important sur κ_η , et la variation de μ a un impact plus important sur κ_μ .

Les raideurs angulaires κ_η et κ_μ sont respectivement maximales pour les positions $\mathbf{x} = [5.5^\circ \ 0^\circ]^\top$ et $\mathbf{x} = [0^\circ \ -5.5^\circ]^\top$ de l'effecteur. Ces raideurs sont égales à 1.61 Nm/rad. Elles sont minimales respectivement à $\mathbf{x} = [45^\circ \ 0^\circ]^\top$ et $\mathbf{x} = [0^\circ \ -45^\circ]^\top$ avec une valeur de $\kappa_\eta = \kappa_\mu = 0.05$ Nm/rad. Le facteur d'amplification de raideur varie de 1.28 à 3.7 selon l'orientation du guide de l'aiguille.

3.4.4 Actionnement et instrumentation

L'actionnement et l'instrumentation de la structure sont nécessaires afin de commander le mécanisme de tenségrité. Dans la suite, nous présentons une description des différents instruments utilisés dans la conception de ce prototype.

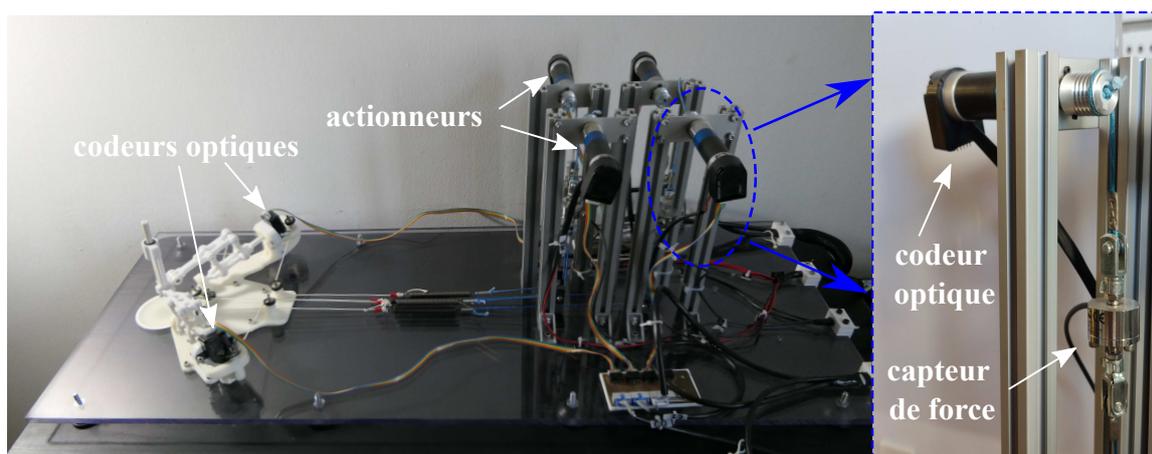


Figure 3.12 – Configuration des actionneurs et capteurs du prototype.

Le mécanisme est actionné à l'aide de 4 moteurs à courant continu *Faulhaber 23421012cr*. Chacun des actionneurs est équipé d'un codeur optique incrémental *HEDS-5540* avec une résolution de 500 points par tour et d'un réducteur planétaire *Faulhaber* de ratio 23/1. Une poulie de rayon 8.37 mm est fixée sur l'axe de sortie de chaque moteur, afin d'enrouler et d'actionner les différents câbles du système. La rigidité des câbles doit être importante et leur allongement doit rester très faible afin de garantir le fait que l'énergie élastique du système est uniquement celle stockée dans les ressorts. Pour cela, nous avons choisi d'utiliser des câbles en fibre de polyéthylène *Dyneema SK75* de diamètre 2 mm.

Le module d'Young de ces câbles est de 107 GPa , ce qui correspond à une rigidité bien plus importante que celle des ressorts. Il garantit un allongement très faible du câble sous charge. La tension des câbles est mesurée par des capteurs de force HBM U9C avec une capacité de 50 N . Chaque capteur est placé entre le moteur et le ressort (Figure 3.12).

Deux capteurs optiques supplémentaires HEDS-5545, avec une résolution de 400 points par tour, sont utilisés pour mesurer les angles β_1 et β_2 . Finalement, un capteur électromagnétique *driveBAY* est placé à l'intérieur du guide d'aiguille afin de valider l'orientation de l'aiguille (Figure 3.4). La résolution de ce capteur est de 0.5°

3.4.5 Logiciel de contrôle

Le contrôle de la plateforme est effectué par une machine Linux équipée d'un noyau temps réel. La communication entre la machine et la plateforme est assurée par un bus EtherCAT. La figure 3.13 illustre le schéma du bus de communication.

La machine est connectée d'abord sur une interface maître EK1100. Cette interface permet de connecter deux modules EtherCAT EL5101 sur le bus de communication. Ces deux modules se chargent de la lecture des capteurs optiques qui mesurent les angles β_1 et β_2 . Des variateurs EPOS 3 sont connectés au bus de communication. Chacun de ces variateurs permet d'asservir un moteur en position, en vitesse ou en couple. Dans le cas de la stratégie de commande proposée (Figure 3.1), les moteurs sont asservis en vitesse. Finalement, des conditionneurs de signaux de type *ClipX - HBM* sont utilisés pour filtrer les mesures des capteurs de force. L'implémentation de la stratégie de commande, la gestion de la communication EtherCAT ainsi que le développement des bibliothèques des différents modules sont effectués en C++. Ces bibliothèques ont été conçues pour être compatibles avec la plateforme de développement "*PID*" du LIRMM [Passama, 2020].

3.5 Validation expérimentale

Nous cherchons ici à valider expérimentalement la capacité de reconfiguration et de modulation de raideur du mécanisme. Pour cela, un test expérimental comportant deux phases a été effectué. Dans la première phase, pour $t \in [0, 20] \text{ s}$, les performances du mécanisme en termes de suivi de trajectoire sont évaluées. Dans la deuxième phase, pour $t \in [20, 40] \text{ s}$, la modulation de raideur est jugée. Au cours de la première phase, un polynôme du degré 5 est utilisé pour générer les trajectoires souhaitées : η^d de 0° à -20° et μ^d de 0° à 20° . Les tensions admissibles dans les câbles sont définies entre $\tau_{\min} = 4 \text{ N}$ et $\tau_{\max} = 20 \text{ N}$. Les valeurs de λ_1 et λ_2 sont choisies respectivement à leurs valeurs minimales admissibles λ_1^{\min} et λ_2^{\min} de manière à réduire les efforts transversaux,

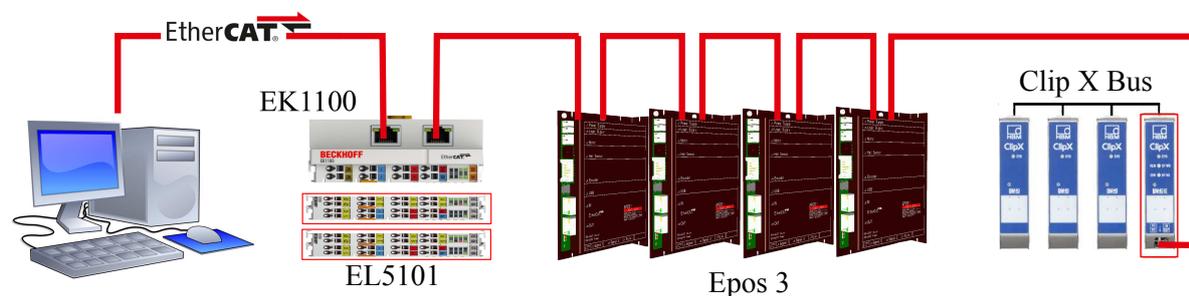


Figure 3.13 – Configuration du bus EtherCAT.

\mathbf{f}_1 et \mathbf{f}_2 , appliqués sur le guide de l'aiguille pendant le positionnement. Au cours de la deuxième phase, une variation linéaire de λ_1 et λ_2 est effectuée, en passant de λ_i^{\min} à λ_i^{\max} en 10s sur chacun des parallélogrammes i . Cette variation permet d'évaluer la capacité de modulation de raideur angulaire du guide de l'aiguille.

3.5.1 Analyse des résultats

Suivi de trajectoire

Trois courbes différentes peuvent être observées sur la figure 3.14 (a-b). Ces courbes correspondent aux angles désirés (^d), mesurés (^m) en utilisant le capteur électro-magnétique et estimés (^e) en utilisant les mesures issues des codeurs optiques et du modèle géométrique direct. Pendant le suivi de trajectoire, une zone morte d'environ 6s, causée par des frottements secs, peut être observée. Une fois ces frottements vaincus, le suivi de trajectoire s'améliore, obtenant ainsi une erreur quadratique moyenne, respectivement, de 1.41° entre η^d et η^e , et de 1.47° entre μ^d et μ^e . L'erreur statique pour les deux trajectoires est inférieure à 2%. Par ailleurs, un bon suivi de la tension est observé pendant les deux phases (Figure 3.14 (e-f)).

Une analyse de robustesse de la stratégie de commande face aux incertitudes des paramètres géométriques est également effectuée. Dans cette analyse, nous avons considéré une variation de $\pm 10\%$ de ces paramètres, ce qui constitue une variation importante au regard du mécanisme. Les résultats ont montré que cette variation des paramètres n'entraîne pas de modification de l'erreur statique de position ni de l'erreur quadratique moyenne de suivi.

Afin de valider les modèles géométriques et le modèle statique du mécanisme, une com-

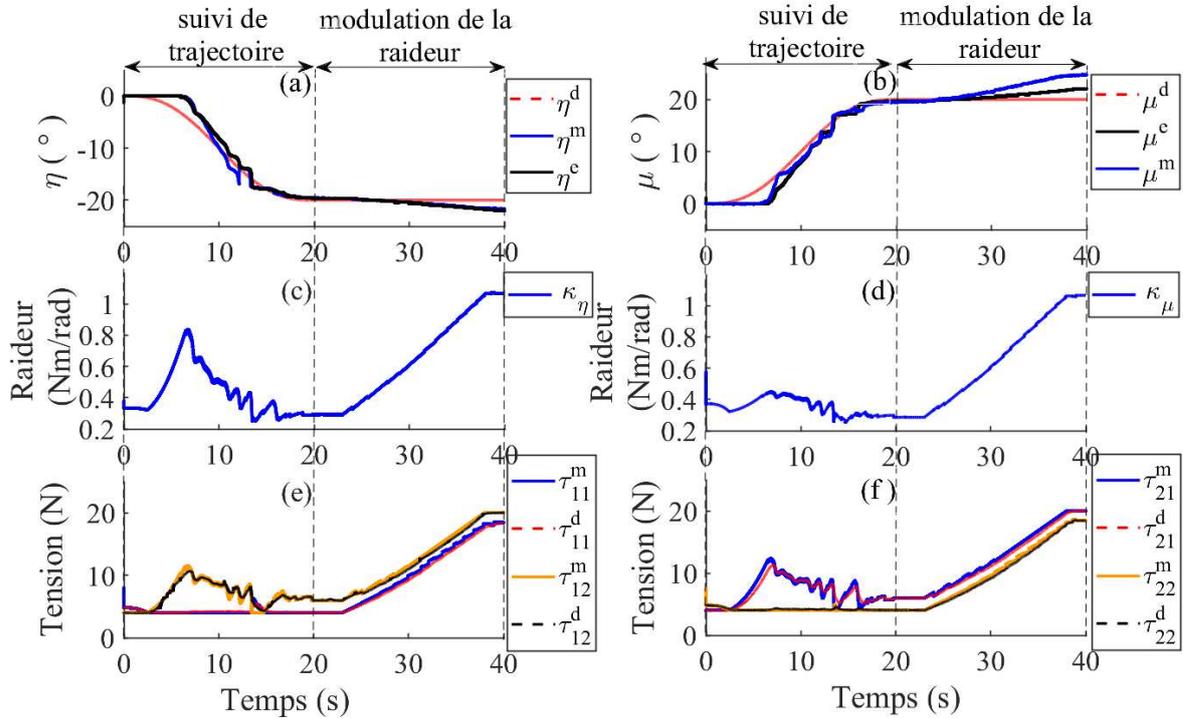


Figure 3.14 – Résultats de suivi de trajectoire et de modulation de raideur. À gauche, variation de η . À droite, variation de μ [Jurado Realpe *et al.*, 2020].

paraison entre les résultats estimés et mesurés est également réalisée. Une erreur quadratique moyenne d'environ 0.8° dans les directions de μ et η est constatée, sachant que la précision du capteur est de 0.5° . Cette erreur pourrait s'expliquer par l'utilisation d'un modèle rigide dans l'estimation de l'orientation du guide de l'aiguille, alors que le prototype est fabriqué en polycarbonate et présente ainsi quelques flexibilités. Les jeux mécaniques entre les différentes pièces de la structure ont également un impact sur cette erreur. Par ailleurs, un phénomène de *stick and slip* se produit lors du suivi de position. Ce phénomène est principalement provoqué par les frottements secs de Coulomb présents dans la structure. Malgré ces défauts mécaniques, qui induisent des erreurs de précision dans le suivi de trajectoire, cette validation expérimentale nous a permis de montrer la capacité de reconfiguration du mécanisme et l'efficacité de la stratégie de commande proposée. Les résultats expérimentaux sont en accord avec ceux obtenus en simulation.

Modulation de raideur

Pendant la deuxième partie de l'expérimentation, les raideurs angulaires k_η et k_μ , varient progressivement en fonction de la variation de λ_1 et λ_2 comme le montre la figure 3.14 (c-d). La variation des raideurs est cohérente avec la variation des tensions des câbles. Comme nous l'avons constaté en simulation, la dépendance entre les tensions des câbles du premier parallélogramme et k_μ , et celles du deuxième parallélogramme et k_η se confirme (Figure 3.14 (e-f)). Des raideurs angulaires maximales de 1.06 Nm/rad et minimale de 0.3 Nm/rad ont été obtenues. Cette valeur minimale est alors inférieure à celle de la raideur angulaire requise de 0.65 Nm/rad (cf. section 2.1.5), pour éviter la lacération du foie. À l'inverse des simulations réalisées, nous constatons ici un déplacement indésirable de la structure pendant la phase de modulation de raideur. Ce déplacement induit une erreur de position de 10% sur la structure (Figure 3.14 (a-b), phase modulation de raideur). En observant finement le comportement du manipulateur, nous avons remarqué une flexion la liaison pivot glissant. En effet, l'augmentation de la tension des câbles provoque une augmentation des efforts \mathbf{f}_1 et \mathbf{f}_2 agissant sur le guide de l'aiguille. Cette flexion pourrait mener à une perte de la propriété *RCM* du mécanisme.

3.5.2 Synthèse des problématiques rencontrées

Lors de la validation expérimentale, nous avons identifié deux problèmes mécaniques. Le premier concerne la déformation de la liaison pivot glissant si les efforts \mathbf{f}_1 et \mathbf{f}_2 sont importants. Cette déformation affecte l'orientation de l'aiguille et le *RCM* du mécanisme (Figure 3.15). En effet, la distance variable d entre les points O_1 et O_2 , et l'augmentation de la tension des câbles dans les parallélogrammes provoquent un torseur d'effort important sur le guide de l'aiguille. Le manque de rigidité de la pièce entraîne une déviation δx de l'axe de l'aiguille en affectant ainsi le *RCM* du mécanisme.

Le deuxième problème concerne la liaison E_2 (Figure 3.16). Lorsque le guide de l'aiguille est orienté avec un angle $\mu < 30^\circ$, l'effort \mathbf{f}_2 , appliqué sur le parallélogramme 2, va générer un couple M positif sur la liaison E_2 , ce qui va permettre au guide de l'aiguille de remonter à la verticale (Figure 3.16 (a)). Ce comportement est le fonctionnement attendu. En revanche, si $\mu > 30^\circ$ et qu'un même effort \mathbf{f}_2 est appliqué sur le parallélogramme 2, un couple M négatif sera cette fois-ci appliqué sur la liaison E_2 , ce qui empêche le guide de l'aiguille de remonter à la verticale (Figure 3.16 (b)). L'angle $\mu = 30^\circ$ représente donc une singularité de conception pour la liaison E_2 . Passé cette valeur, il est donc impossible de revenir à des configurations où $\mu < 30^\circ$.

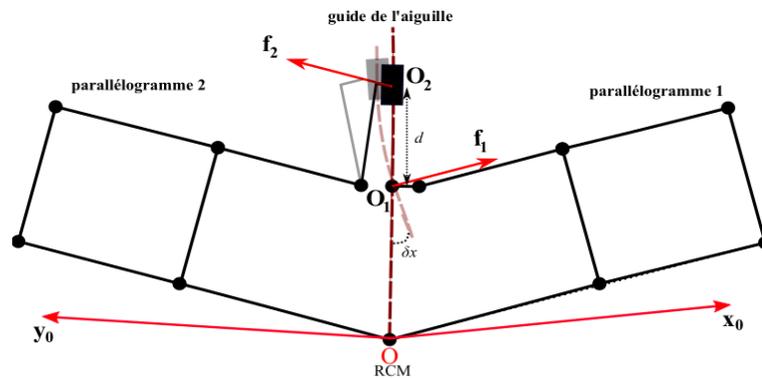
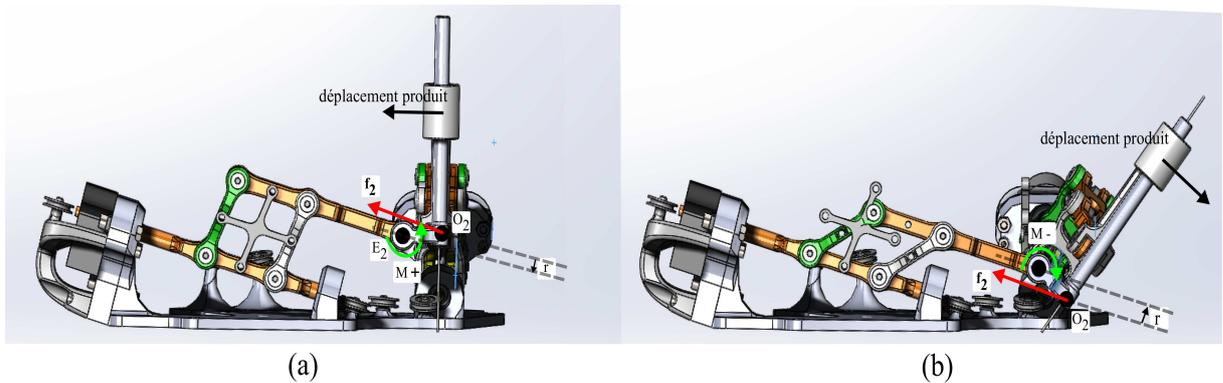


Figure 3.15 – Déformation du guide de l'aiguille.

Figure 3.16 – Singularité de la liaison E_2 . (a) Configuration coude bas de la liaison. (b) Configuration coude haut de la liaison.

3.6 Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons présenté une stratégie de commande capable à la fois de piloter la position et la raideur du mécanisme de tensegrité à 2 DDL de façon asynchrone. La stratégie de commande proposée repose sur l'utilisation d'un algorithme de gestion de coordonnée (AGC) des tensions dans les câbles. Cet algorithme permet de répartir les tensions dans les câbles afin de mouvoir la structure ou bien de moduler sa rigidité. Parmi l'infinité des solutions faisables du modèle statique du système, l'algorithme AGC sélectionne une solution unique. Le choix de cette solution dépend de la valeur du scalaire λ . Il a été montré que ce scalaire est explicitement relié à la raideur angulaire du mécanisme. En se basant sur ce lien, nous avons pu faire varier indépendamment les raideurs angulaires du mécanisme, et ceci à travers l'AGC.

Un prototype du mécanisme à 2 DDL a été développé. Ce prototype a permis de valider expérimentalement les performances du mécanisme en termes de suivi de trajectoire et de modulation de raideur. Les résultats de suivi de trajectoire ont montré une erreur statique inférieure à 2% entre les orientations de références et celles estimées. Une validation de l'orientation de la structure a été également effectuée à l'aide d'un capteur électro-magnétique. Les résultats ont permis de valider les modèles géométriques et cinématiques développés dans le chapitre 2. Une erreur quadratique moyenne d'environ 0.8° , entre l'orientation estimée et celle mesurée, est obtenue, en sachant que la résolution du capteur magnétique est de 0.5° . La validation expérimentale a également montré qu'il est possible de modifier explicitement la raideur du mécanisme d'un facteur de 3,5. Une raideur angulaire minimale de 0.3 Nm/rad a été obtenue en utilisant des ressorts linéaires et en considérant une plage de tension entre 4 N et 20 N. Cette valeur minimale est finalement inférieure à la raideur angulaire requise, ce qui permet d'éviter la lacération du foie. Malgré ces résultats prometteurs, une erreur statique en position de 10% a été observée lors de la modulation de raideur.

Deux problèmes mécaniques sur la structure du mécanisme ont été identifiés lors de cette validation expérimentale. Le premier problème est une déformation du guide de l'aiguille produite lorsque les parallélogrammes appliquent un torseur d'effort assez important sur celui-ci. Le deuxième problème est la présence d'une singularité de conception de la liaison E_2 dans l'espace de travail du mécanisme. Cette singularité affecte le fonctionnement du mécanisme lorsque $\mu \geq 30^\circ$.

Amélioration structurelle et évaluation des performances du dispositif

Préambule

Dans ce chapitre, nous proposerons une nouvelle version du mécanisme de tensegrité. Ce nouveau mécanisme devrait répondre aux divers problèmes mécaniques rencontrés lors de la validation expérimentale réalisée dans le chapitre 3. Les différents modèles du mécanisme sont présentés. Un prototype de ce nouveau mécanisme est également développé afin d'évaluer ses performances en termes de suivi de trajectoire et de modulation de raideur. Finalement, le RCM et l'espace de travail de ce nouveau mécanisme seront vérifiés expérimentalement.

Sommaire

4.1	Amélioration structurelle	88
4.2	Modélisation du nouveau mécanisme	89
4.3	Validation expérimentale	93
4.4	Conclusion	102

4.1 Amélioration structurelle

Dans le chapitre précédent, nous avons identifié deux problèmes mécaniques importantes du dispositif. Pour pallier à ces problèmes, nous proposons dans ce chapitre une nouvelle version du dispositif. Les principaux objectifs à atteindre pour ce nouveau dispositif sont la garantie d'un *RCM* plus précis, l'élimination des singularités internes et l'amélioration des performances de suivi de trajectoire et de modulation de raideur.

4.1.1 Mécanisme à configuration "mixte"

Le nouveau mécanisme proposé est constitué de trois parallélogrammes en configuration "mixte". Les deux premiers parallélogrammes sont combinés en série, formant ainsi un double parallélogramme. Ce dernier est connecté en parallèle au troisième parallélogramme. La figure 4.1 montre le schéma cinématique de ce nouveau mécanisme.

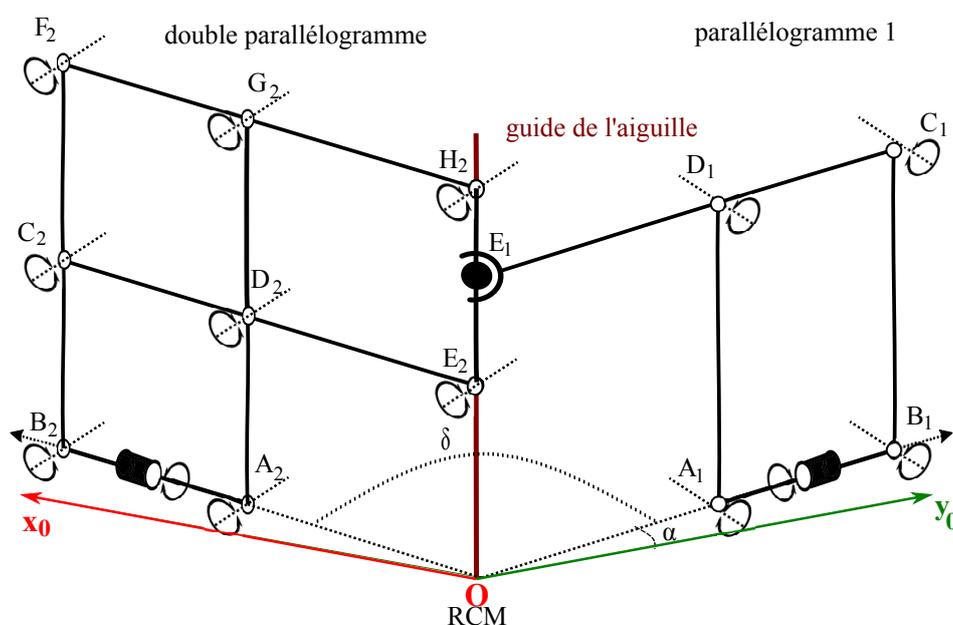


Figure 4.1 – Schéma cinématique du nouveau mécanisme *RCM* de tensegrité à 2 DDL.

Comme nous pouvons l'observer sur la figure 4.1, le double parallélogramme est maintenant connecté directement au guide de l'aiguille via deux liaisons pivots E_2 et H_2 , ce qui permet de définir le *RCM* du mécanisme. Cette connexion permet également d'éliminer la singularité produite par la liaison passive de l'ancienne version du mécanisme (Figure 3.8). Un autre avantage de cette configuration mixte est la possibilité de définir un point de concurrence fixe entre le double parallélogramme et le parallélogramme 1.

En effet, ce point peut être défini n'importe où sur l'axe passant par les points E_2 et H_2 . Il permet d'éliminer le recours à une liaison glissante pour assurer la connexion entre le double parallélogramme et le parallélogramme 1, comme c'était le cas dans la version précédente du mécanisme. À la place de cette liaison glissante, une liaison cardan placée au niveau du point E_1 est considérée.

Dans cette nouvelle version du mécanisme, la longueur des barres A_iB_i et la distance entre le *RCM* et le point A_i sont identiques à celles définies dans la section 3.4.2. L'angle d'inclinaison α de chaque parallélogramme et la séparation angulaire δ entre le double parallélogramme et le parallélogramme 1 ont été également conservés (Figure 4.1).

Le double parallélogramme est composé de 5 barres : A_2B_2 , C_2E_2 , F_2H_2 , B_2F_2 et A_2G_2 . Les distances A_2B_2 , C_2D_2 et F_2G_2 sont considérées identiques, égales à $l = 40\text{mm}$. Les barres B_2F_2 et A_2G_2 ont une longueur de $2 * l$, afin de construire des parallélogrammes identiques de dimension $l \times l$ (Figure 4.2). La longueur des barres A_1D_1 et B_1C_1 du parallélogramme 1, dénotée l_{12} , a été également modifiée de manière à ce que la hauteur du parallélogramme 1 soit équivalente à $1.5 * l$. Cette hauteur du parallélogramme permet de placer le point de connexion E_1 au milieu des pivots E_2 et H_2 . Ce positionnement a été choisi pour que les efforts générés par le parallélogramme 1 sur le guide de l'aiguille soient transmis équitablement aux barres C_2E_2 et F_2H_2 du double parallélogramme. La distance entre les pivots A_1B_1 et C_1D_1 du parallélogramme 1 a été conservée à $l = 40\text{ mm}$. La distance entre les points D_1E_1 , D_2E_2 et G_2H_2 est considérée pour éloigner le centre de rotation déporté du mécanisme et pour permettre la connexion entre les parallélogrammes via une liaison cardan. Cette distance est équivalente à la distance entre le *RCM* et le point A_i . Elle est égale pour les trois barres et représentée par $l_6 = 93.5\text{ mm}$ (Figure 4.2).

Comme nous l'avons évoqué dans le chapitre 2, l'ajout des câbles le long des diagonales de chaque parallélogramme permet de convertir le manipulateur en un mécanisme de tenségrité. La manipulation des câbles permet de contrôler l'angle θ_i de chaque parallélogramme et de moduler la raideur angulaire de la structure. Dans le cas du double parallélogramme, il est nécessaire de sélectionner l'emplacement des câbles. Une analyse de cet emplacement et leur impact sur le couple Γ_2 est présentée dans la section suivante.

4.2 Modélisation du nouveau mécanisme

Les modifications proposées pour le mécanisme de tenségrité n'affectent ni les modèles géométriques, direct et inverse, ni le modèle cinématique développés dans le chapitre 2. Seuls le modèle statique et le calcul de l'angle θ_i se voient affectés par cette modification structurelle. Ainsi, dans la suite, nous réviserons ces modèles.

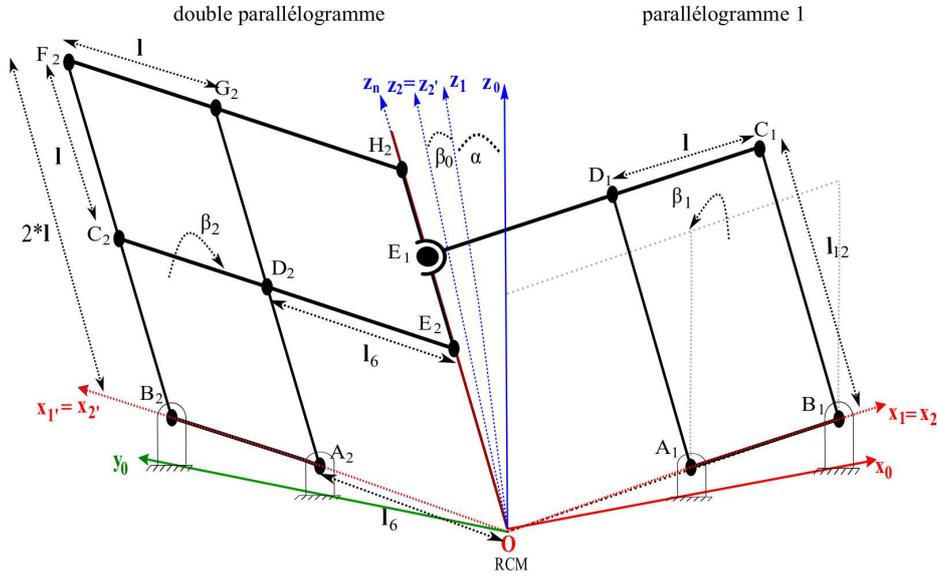


Figure 4.2 – Dimensionnement et paramétrage du nouveau mécanisme.

4.2.1 Modèle statique et analyse de l'emplacement des câbles

Afin d'évaluer l'impact de l'emplacement des câbles du double parallélogramme sur les performances du mécanisme, une analyse quasi-statique est menée. Cette analyse requiert la détermination du modèle statique en s'appuyant sur l'approche des travaux virtuels. Un bilan des efforts au niveau du double parallélogramme est alors calculé. Ce bilan permet d'établir la relation entre les tensions $\boldsymbol{\tau}_2 = [\tau_{21} \ \tau_{22}]^T$ des câbles du double parallélogramme et le couple Γ_2 généré sur la barre A_2G_2 (Figure 4.3). Cette relation est définie par :

$$\mathbf{W}_2 \boldsymbol{\tau}_2 = \Gamma_2 \quad (4.1)$$

où \mathbf{W}_2 est le vecteur des torseurs unitaires du double parallélogramme de dimension 1×2 . Son expression dépend de l'emplacement des câbles.

Deux configurations de câbles sont considérées ici. La première, appelée "carré", est définie avec des câbles positionnés le long des diagonales $A_2 - C_2$ et $B_2 - D_2$. La deuxième configuration, appelée "rectangle", est définie avec des câbles placés le long des diagonales $A_2 - F_2$ et $B_2 - G_2$. Ces deux configurations sont étudiées afin de déterminer l'emplacement des câbles qui permet de maximiser le couple Γ_2 . Pour y parvenir, le couple Γ_2 produit par les câbles est calculé en situation quasi-statique. La plage de variation de

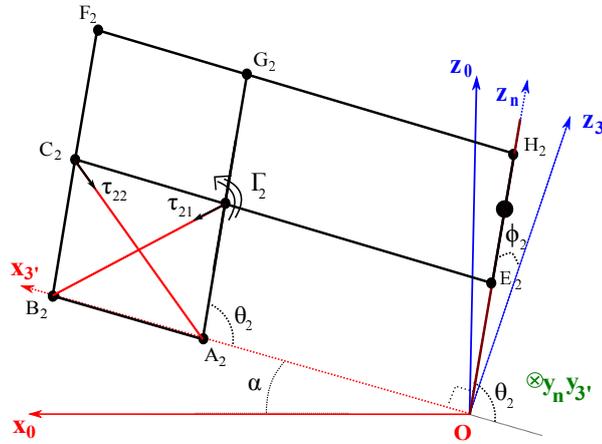
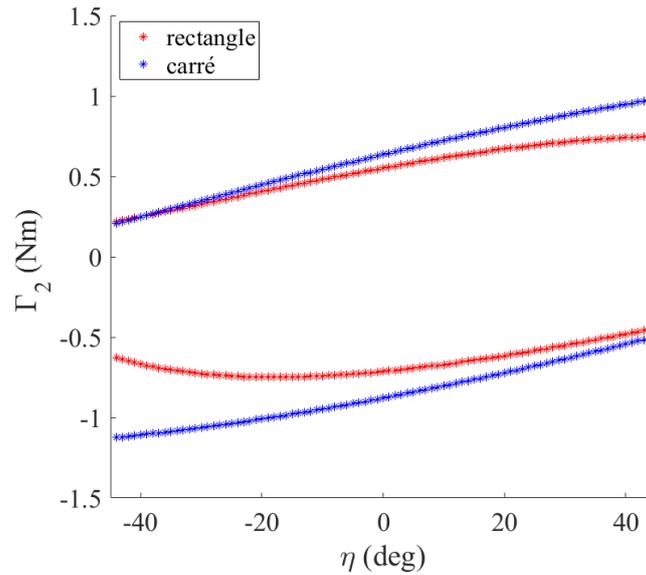


Figure 4.3 – Vue d'ensemble des forces appliquées au double parallélogramme.

Figure 4.4 – Plage de variation du couple Γ_2 selon l'emplacement des câbles.

Γ_2 est déterminée sur l'ensemble des orientations possibles des parallélogrammes pour couvrir l'espace de travail requis, soit $\eta \in [-45^\circ \ 45^\circ]$. Les tensions minimales et maximales admissibles ont été choisies respectivement égales à $\tau_{\min} = 2 \text{ N}$ et $\tau_{\max} = 20 \text{ N}$.

Les courbes de la figure 4.4 illustrent la plage de variation du couple Γ_2 sur l'ensemble de

l'espace de travail requis. Comme nous pouvons l'observer, une configuration carrée des câbles permet de générer une plage de variation du couple Γ_2 plus importante que celle générée par la configuration rectangle sur l'ensemble de l'espace de travail requis. Une valeur maximale plus élevée de Γ_2 équivaut à un couple admissible Γ_2^{adm} plus important. Comme nous l'avons constaté dans la section 3.2.2, plus le couple maximal admissible du parallélogramme est important plus grande est la plage de raideur. Par conséquent, une configuration carrée des câbles permettra d'obtenir une plage de raideur plus importante dans le double parallélogramme qu'une configuration rectangle. La capacité d'orientation du mécanisme sera également favorisée par cette configuration des câbles surtout dans le cas où le mécanisme se trouve proche de la limite de l'espace de travail. La configuration carrée des câbles est alors retenue.

En se basant sur cet emplacement des câbles, la longueur de ces derniers peut être alors exprimée en fonction de la configuration des parallélogrammes comme :

$$\mathbf{lc} = \begin{bmatrix} \mathbf{lc}_{11} \\ \mathbf{lc}_{12} \\ \mathbf{lc}_{21} \\ \mathbf{lc}_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{l_{12}^2 + l^2 + 2 * (l_{12} * l * \cos(\theta_1))} \\ \sqrt{l_{12}^2 + l^2 - 2 * (l_{12} * l * \cos(\theta_1))} \\ 2l\cos(\theta_2/2) \\ 2l\sin(\theta_2/2) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

où $\mathbf{lc} = [\mathbf{lc}_{11} \ \mathbf{lc}_{12} \ \mathbf{lc}_{21} \ \mathbf{lc}_{22}]^T$ représente le vecteur des longueurs des câbles. La longueur du câble \mathbf{lc}_{1i} représente la distance entre les points A_i et C_i et la longueur \mathbf{lc}_{2i} représente la distance entre les points B_i et D_i de chaque parallélogramme.

Le vecteur des torseurs unitaires \mathbf{W}_i pour chaque parallélogramme peut être finalement exprimée comme :

$$\begin{aligned} \mathbf{W}_1 &= \left[\frac{l_{12} * l}{\mathbf{lc}_{11}} \sin(\theta_1) \quad -\frac{l_{12} * l}{\mathbf{lc}_{12}} \sin(\theta_1) \right] \\ \mathbf{W}_2 &= [l\sin(\theta_2/2) \quad -l\cos(\theta_2/2)] \end{aligned} \quad (4.3)$$

L'équation $\mathbf{W}_i \boldsymbol{\tau}_i = \Gamma_i$, pour $i = 1$ dans le cas du parallélogramme 1 et $i = 2$ dans le cas du double parallélogramme, permet alors de déterminer les configurations d'équilibre du système lorsque $\Gamma_i = 0$. Elle permet également d'élaborer l'algorithme de gestion coordonnée du système.

4.2.2 Relation entre θ et β

Comme nous pouvons le constater sur la figure 4.1, les liaisons passives reliant le guide de l'aiguille et les parallélogrammes ont été éliminées. À la place, une connexion directe entre ceux-ci est obtenue grâce aux barres C_2E_2 , F_2H_2 et C_1E_1 . Cette nouvelle connexion permet de simplifier la relation géométrique entre β et θ . En effet, nous constatons que les barres B_2F_2 et A_2G_2 sont parallèles à l'axe de l'aiguille z_n . De même, les barres B_1C_1 et A_1D_1 du parallélogramme 1 sont parallèles à z_n . Ce parallélisme permet alors de calculer l'angle θ_i en fonction de l'angle ϕ_i , avec une simple relation géométrique (Figure 4.3) :

$$\theta_i = \frac{\pi}{2} + \phi_i \quad (4.4)$$

À partir de cette nouvelle définition de θ_i , nous pouvons maintenant simplifier la relation entre les angles θ_i et β_i du mécanisme. Pour y parvenir, nous devons substituer l'équation (4.4) dans le système d'équations (2.6) et remplacer la valeur de δ par 90° . Le système d'équation devient alors :

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1) \\ -\sin(\beta'_1)\sin(\theta_1) \\ \cos(\beta'_1)\sin(\theta_1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\beta'_2)\sin(\theta_2) \\ \cos(\theta_2) \\ \cos(\beta'_2)\sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

La relation entre θ_i et β_i est alors obtenue par :

$$\begin{aligned} \theta_1 &= \text{atan2}(\cos(\beta'_1), \sin(\beta'_2)\cos(\beta'_1)) \\ \theta_2 &= \text{atan2}(\cos(\beta'_1), -\sin(\beta'_1)\cos(\beta'_2)) \end{aligned} \quad (4.6)$$

avec : $\beta'_1 = \beta_1 - \beta_0$ et $\beta'_2 = \beta_2 + \beta_0$.

4.3 Validation expérimentale

4.3.1 Nouveau prototype de mécanisme de tenségrité à 2DDL

Une nouvelle version du prototype a été développée afin de valider expérimentalement ces performances. Une vue générale de ce nouveau prototype peut être observée sur la figure 4.5.

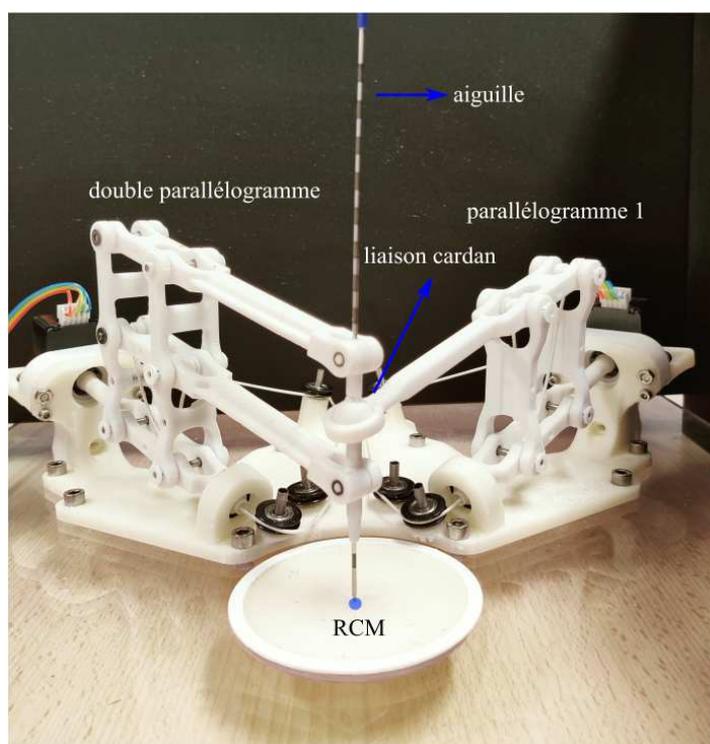


Figure 4.5 – Nouveau prototype du mécanisme de tenségrité à 2 DDL.

Guide de l'aiguille

Pour réaliser la connexion entre le parallélogramme 1 et le double parallélogramme, le guide de l'aiguille est connecté au double parallélogramme en utilisant deux liaisons pivots, placées sur E_2 et H_2 . La connexion entre le guide de l'aiguille et le parallélogramme 1 est assurée par une liaison cardan placée sur le point de concurrence, notée E_1 (Figure 4.6 (a)).

Lors du développement du prototype, le guide de l'aiguille a été conçu en deux parties (Figure 4.6 (b)). La première partie contient l'axe de la liaison pivot H_2 . La deuxième partie comporte une bille et l'axe de la liaison pivot E_2 . Cette division a été réalisée afin de permettre l'assemblage de la liaison cardan. Pour y parvenir, la bille du guide de l'aiguille est insérée dans l'anneau situé à l'extrémité de la barre C_1E_1 , créant ainsi le point de concurrence entre le parallélogramme 1 et le double parallélogramme. Cette liaison cardan permet alors la rotation des parallélogrammes autour de ce point fixe E_1 . Étant donné que les axes des liaisons pivots sont solidaires du guide de l'aiguille, les barres C_2E_2 et F_2H_2 ont dû être également fabriqués en deux pièces. La figure 4.6 (a)

met en évidence les deux pièces qui composent chacune de ces barres. En bleu clair, nous observons la partie amovible de la barre qui sera collée à la barre une fois le placement de l'axe du pivot est réalisé.

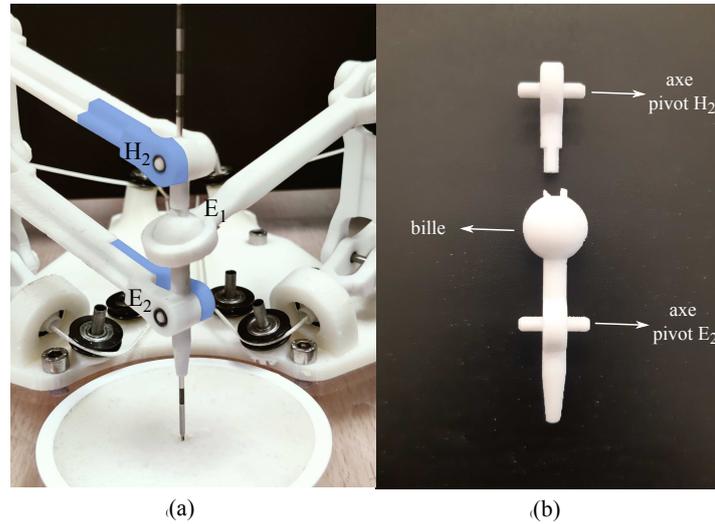


Figure 4.6 – (a) Pièces amovibles du double parallélogramme. (b) Parties du guide de l'aiguille.

4.3.2 Validation du *RCM*

Afin de valider le positionnement du *RCM* du mécanisme, nous avons introduit un capteur magnétique à l'intérieur du guide de l'aiguille. Pour une orientation $\mathbf{x} = [\eta \ \mu]^T = [0 \ 0]^T$ du mécanisme, le capteur magnétique a été positionné à une distance verticale de 3.5 mm du *RCM* théorique (Figure 4.7 (a)). Ensuite, le mécanisme a été déplacé manuellement sur tout l'espace de travail (Figure 4.7 (b)). La position et l'orientation de l'aiguille fournies par le capteur ont été enregistrées à une fréquence de 60 Hz. À partir de ces données, nous avons tout d'abord reconstruit le vecteur directeur et la droite passant par chacun des points d'échantillonnage. Ensuite, le point d'intersection entre chacune des droites et le plan (x_0y_0) a été déterminé. Ce point d'intersection déterminera les coordonnées du point de rotation déporté du mécanisme pour chaque point de la trajectoire réalisée. L'ensemble des points d'intersection définira alors le *RCM* réel du mécanisme. Les résultats de cette validation peuvent être observés sur la figure 4.7 (c).

Comme nous pouvons l'observer sur la figure 4.7, la trajectoire manuelle réalisée explore une grande partie de l'espace de travail requis pour réaliser une procédure de radiologie interventionnelle. D'après les résultats obtenus, nous pouvons affirmer que le *RCM* réel

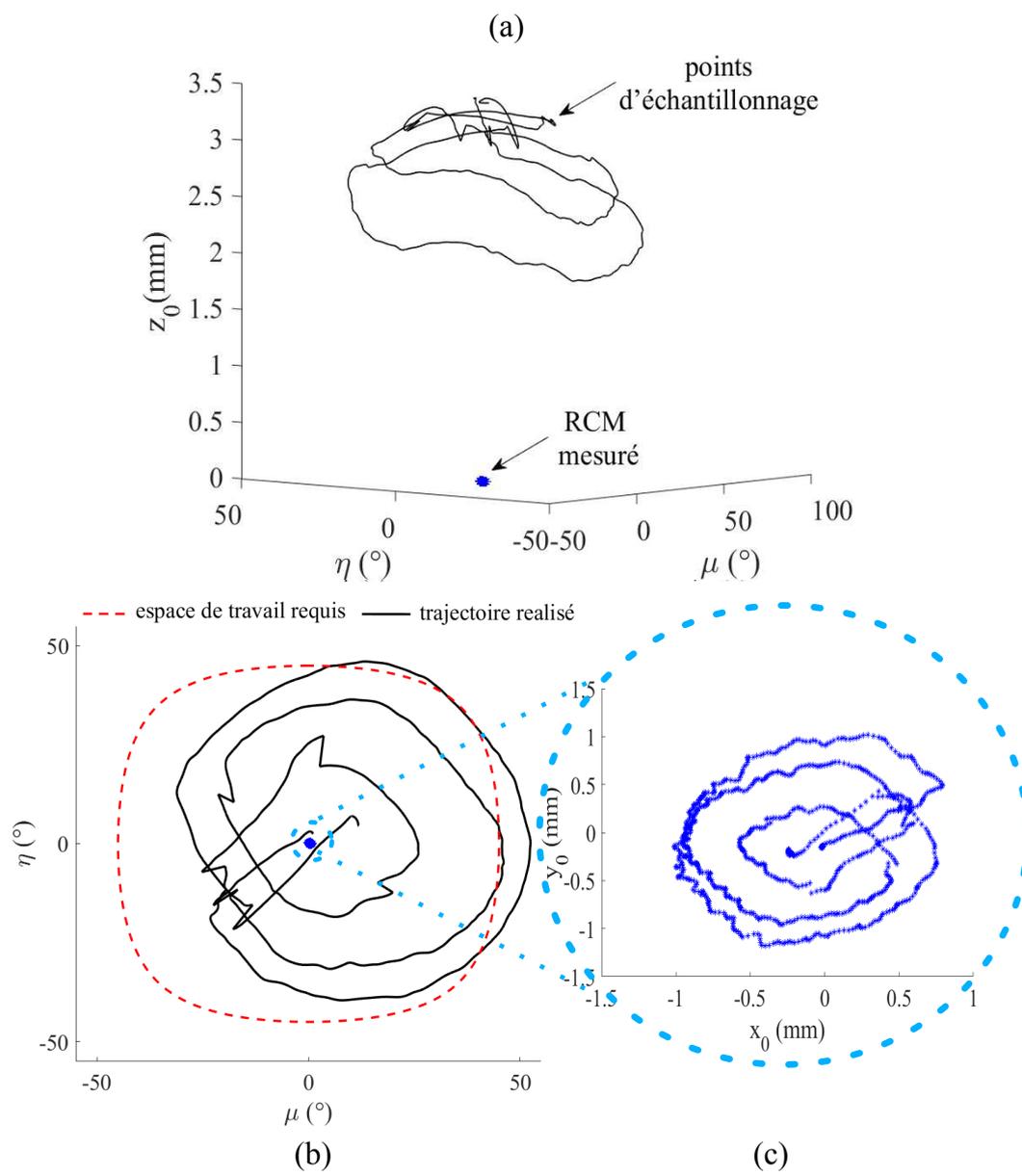


Figure 4.7 – Validation du *RCM* du mécanisme

du mécanisme de tenségrité est inscrit à l'intérieur d'un cercle de rayon 1 mm centré autour de l'origine du repère \mathcal{R}_0 . Cette variation de positionnement du point RCM est acceptable étant donnée l'élasticité de la peau au niveau de l'abdomen. Cette précision est tout à fait compatible avec la précision définie par le cahier des charges et égale à 3 mm.

La validation expérimentale montrée auparavant et illustrant les résultats de la précision du RCM est la plus défavorable. Deux autres tests de validation, avec un meilleur résultat de précision, sont présentés dans l'annexe B.

4.3.3 Validation de l'espace de travail

Nous avons ensuite validé l'espace de travail de ce nouveau dispositif avec comme objectif de vérifier qu'il est capable d'atteindre toutes les orientations à l'intérieur du cône de 45° . Ainsi, seize trajectoires différentes ont été choisies afin de parcourir l'ensemble de l'espace de travail requis. Ce dernier a été découpé en forme de camembert avec un pas de 15° et de manière à ce que l'orientation initiale du mécanisme soit à $\mathbf{x}_{init} = [0 \ 0]^T$ et l'orientation finale soit déterminée par un point de la circonférence du cône de 45° (Figure 4.8).

Comme nous pouvons l'observer sur la figure 4.8, le mécanisme est capable d'atteindre la majorité de l'espace de travail requis. Cependant, deux zones de l'espace de travail requis (1 et 2, Figure 4.8) ne sont pas atteignables par le mécanisme. Ces zones représentent environ 5% de la totalité l'espace de travail requis. En effet, lorsque le mécanisme doit se positionner à proximité de l'une de ces orientations, une collision entre les pièces du mécanisme se produit. La première (zone 1, Figure 4.8) se produit lorsque l'orientation η de l'aiguille est supérieure à -40° et que l'orientation μ est dans l'intervalle $[-20^\circ \ 20^\circ]$. Dans ce cas, la liaison cardan entre en collision avec la barre C_2E_2 du double parallélogramme (Figure 4.9 (a)). La deuxième (zone 2, Figure 4.8) se produit lorsque l'orientation μ est supérieure à 41° et que l'orientation η est dans l'intervalle de $[-25^\circ \ 25^\circ]$. Dans cette configuration, la barre F_2H_2 entre en collision avec la barre C_1E_1 (Figure 4.9 (b)).

Une modification de la taille des pièces provoquant les collisions peut être réalisée dans une future version du dispositif afin de garantir que l'espace de travail requis soit complètement atteignable.

4.3.4 Suivi de trajectoire et modulation de raideur

Les performances de suivi de trajectoire et de modulation de raideur du nouveau mécanisme sont évaluées expérimentalement dans la suite.

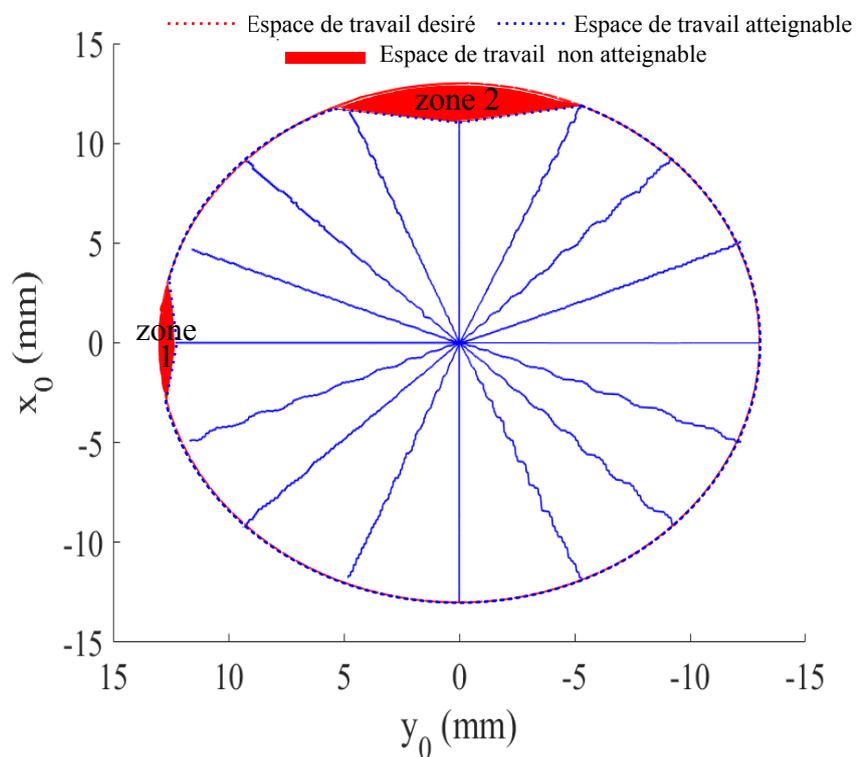


Figure 4.8 – Validation de l'espace de travail du mécanisme.

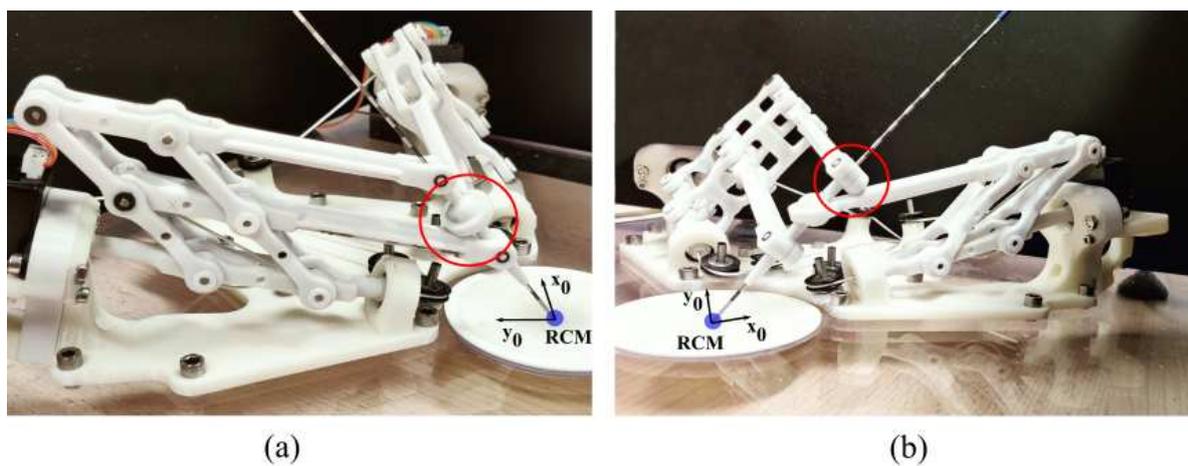


Figure 4.9 – Configurations de conflit du mécanisme.

Stratégie de commande

Deux modifications ont été apportées à la stratégie de commande proposée dans la section 3.2 pour l'adapter au nouveau mécanisme. D'une part, l'algorithme de type AGC a été redéfini en fonction du nouveau modèle statique du mécanisme, en particulier la définition du vecteur des torseurs unitaires \mathbf{W}_i . D'autre part, les angles θ^d et θ^m sont maintenant calculés directement à partir de l'équation 4.6. La stratégie de commande modifiée est présentée sur la figure 4.10.

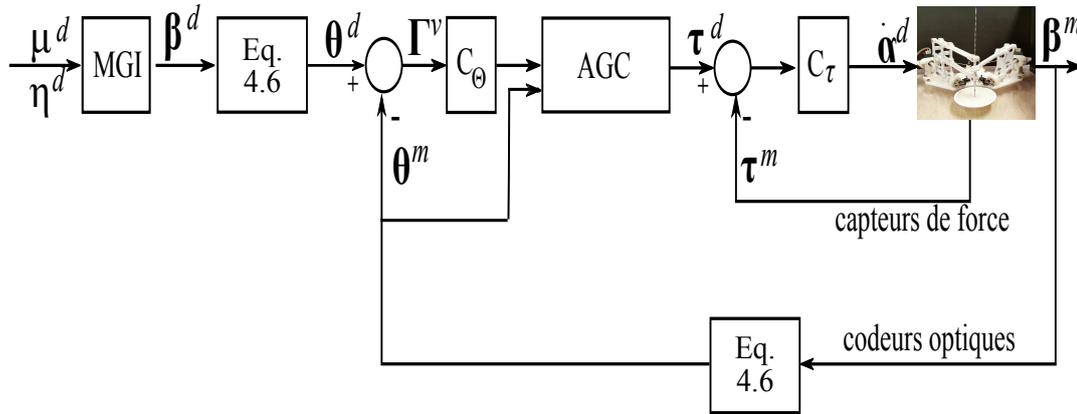


Figure 4.10 – Stratégie de commande adaptée au nouveau mécanisme.

Résultats

Afin de comparer la capacité de reconfiguration et de modulation de raideur entre les deux versions du mécanisme, nous avons considéré ici le même test expérimental que celui réalisé dans la section 3.5. Ce test est constitué de deux phases : une phase de suivi de trajectoire ($t \in [0, 20]$ s) et une phase de modulation de raideur ($t \in [20, 40]$ s). Les résultats de cette validation expérimentale sont présentés sur la figure 4.11.

Les courbes des angles désirés ^(d), estimés ^(e) et mesurés ^(m) illustrées sur la figure 4.11 (a) et (b), montrent une nette amélioration du suivi de trajectoire. Nous pouvons noter la disparition de la zone morte présente au début de la trajectoire. De plus, le phénomène de *stick and slip* a été largement réduit. Si nous comparons quantitativement ces résultats avec ceux de la figure 3.14, ce nouveau mécanisme présente des erreurs quadratiques moyennes, respectivement, de 0.79° entre η^d et η^e , et de 0.53° entre μ^d et μ^e , soit une réduction de l'erreur de 43% pour la trajectoire de η et de 64% pour la trajectoire de μ . Des écarts-types respectivement de 0.23° et 0.19° est obtenu pour les trajectoires de η et μ . De plus, une erreur statique inférieure à 3% à la fin de la phase de suivi de trajectoire est obtenue.

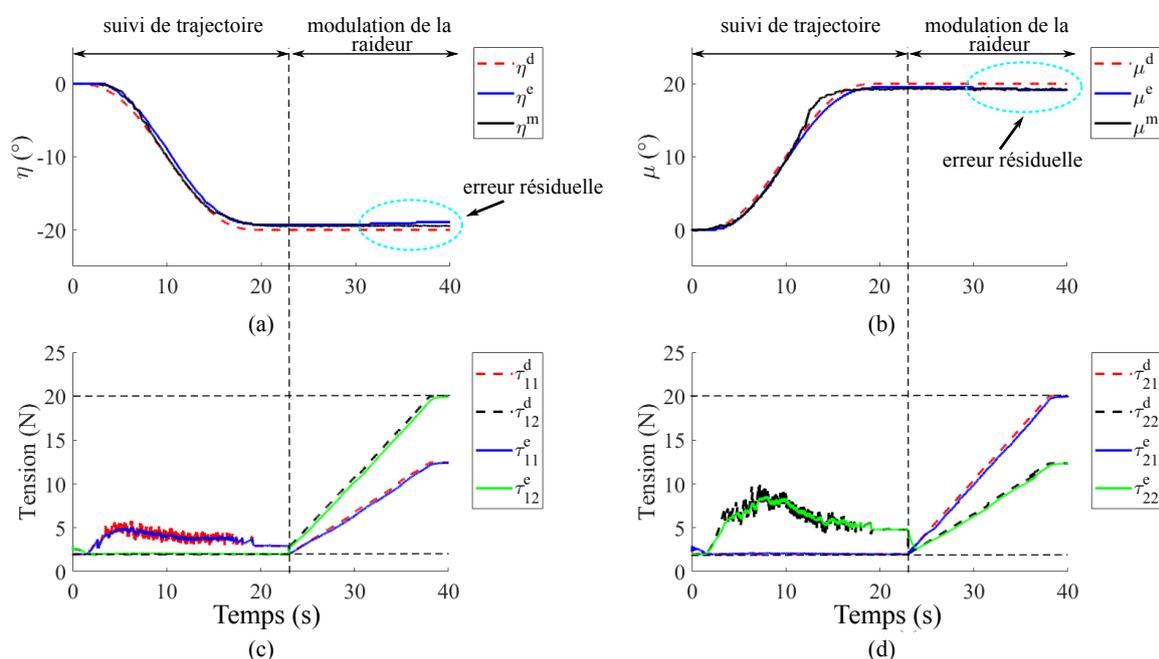


Figure 4.11 – Validation expérimentale des performances de suivi de trajectoire et modulation de raideur.

La validation du modèle géométrique du mécanisme a également été effectuée. Nous constatons alors une erreur quadratique moyenne d'environ 0.4° entre η^m et η^e et d'environ 0.8° entre μ^m et μ^e , en sachant que la précision du capteur magnétique est de 0.5° . La différence entre les erreurs quadratiques pourrait s'expliquer par la liberté de mouvement que possède le capteur magnétique à l'intérieur du guide de l'aiguille. En effet, lors de la reconfiguration du mécanisme, ce capteur peut réaliser des rotations libres qui affectent leurs mesures. Malgré cela, les résultats obtenus sont très satisfaisants et nous permettent de valider la fidélité du modèle géométrique du mécanisme.

Cette validation expérimentale nous a permis également d'analyser le comportement structurel du mécanisme lors de la phase de modulation de raideur. Comme le montre la figure 4.11, les déplacements résiduels du guide de l'aiguille pendant cette phase ont été réduits, passant d'une erreur de position de 10% pour la première version du mécanisme, à une erreur inférieure à 2% pour le nouveau prototype. Les modifications structurelles du mécanisme ont permis ainsi de réduire les déformations du guide de l'aiguille. Les déplacements résiduels pourraient s'expliquer par la flexibilité propre des pièces du mécanisme et le jeu mécanique existant entre les différentes pièces de la structure.

4.3.5 Suivi des trajectoires à courte durée

Finalement, une validation des performances de suivi de trajectoires à courte durée a été effectuée. Dans la suite de ce manuscrit, nous désignerons les trajectoires à courte durée celles où la durée est inférieure à 5 s. Une trajectoire allant de $\mathbf{x}_{init} = [0^\circ \ 0^\circ]^\top$ à $\mathbf{x}_{finale} = [35.3^\circ \ -35.3^\circ]^\top$ en 5 s est générée en utilisant un polynôme de degré 5. La position finale de la trajectoire correspond à une position dans la circonférence du cône de 45° .

Comme nous pouvons l'observer sur la figure 4.12, le système est incapable de suivre cette trajectoire. Nous observons également que les tensions désirées sont ici saturées par la stratégie de commande. Ces changements abrupts dans les tensions désirées des câbles détériorent les performances de suivi de trajectoire.

La méconnaissance du comportement dynamique de la structure rend difficile un suivi précis de trajectoire à courte durée. Une stratégie de commande basée sur le modèle dynamique de la structure pourrait améliorer ces performances de suivi de trajectoire à courte durée.

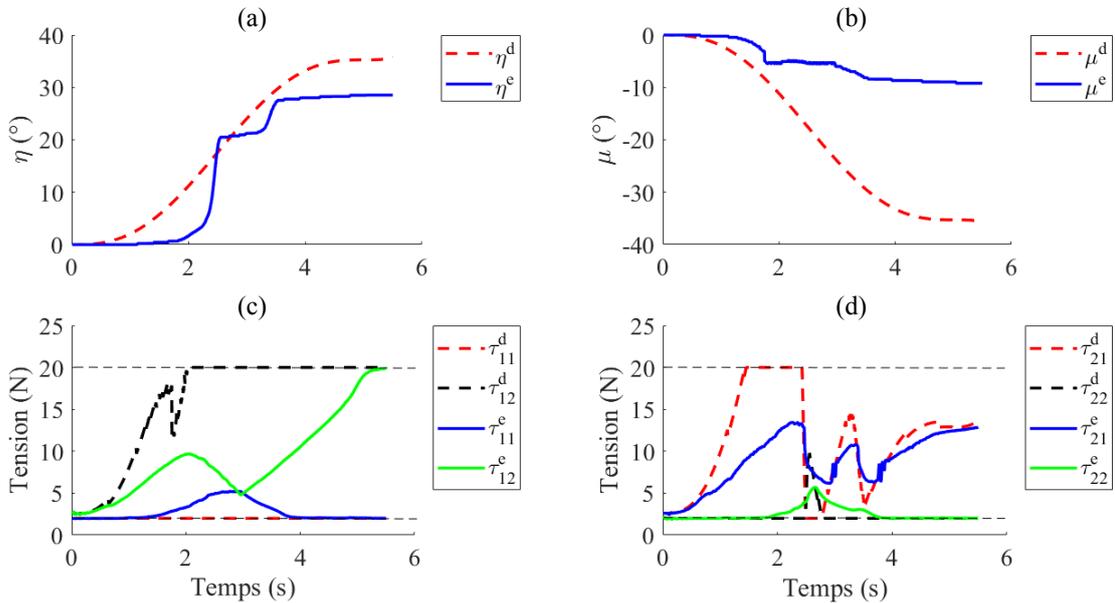


Figure 4.12 – Validation suivi de trajectoire à courte durée.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une nouvelle version du dispositif. Ce dernier est le résultat d'une combinaison de trois parallélogrammes. Les deux premiers parallélogrammes sont d'abord combinés en série, puis connectés en parallèle avec le troisième parallélogramme. La connexion entre ces parallélogrammes est assurée par une liaison cardan.

Une deuxième version du prototype a été alors réalisée afin de valider expérimentalement ses performances. Les résultats expérimentaux montrent que les différentes modifications apportées au mécanisme ont permis de résoudre les problèmes mécaniques rencontrés sur la première version du prototype. Une réduction de l'erreur quadratique moyenne de plus de 40% lors du suivi des trajectoires a été obtenue. De plus, la zone morte et le phénomène *stick and slip* ont été quasiment éliminés. L'emploi d'une configuration mixte a permis de remplacer la liaison pivot glissant par une liaison cardan fixe, ce qui permet de réduire l'impact des efforts appliqués sur le guide de l'aiguille et donc la déformation de celui-ci. Par conséquent, l'erreur en position obtenue lors de la phase de modulation de raideur a été divisée par 5. Cette erreur de position est maintenant de 2% pendant cette phase.

Une validation du *RCM* du mécanisme a été également réalisée. Les résultats ont montré que le *RCM* réel du mécanisme est inscrit dans une boule de rayon 1 mm. De même, l'espace de travail atteignable par le mécanisme a été validé expérimentalement. Cette validation a montré que le mécanisme est capable d'atteindre la grande majorité des orientations requises pour une procédure de radiologie interventionnelle.

Finalement, une validation du suivi de trajectoire à courte durée a été réalisée. Ce test a montré que les performances de suivi de trajectoire à courte durée sont considérablement inférieures à celles obtenues pour une trajectoire lente. Cette dégradation est provoquée principalement par les limitations de la stratégie de commande utilisée.

Commande prédictive basée modèle

MPC

Préambule

Comme nous l'avons présenté dans le chapitre 3, la redondance d'actionnement et celle de la tension des câbles sont de grande importance lors du contrôle d'un mécanisme de tenségrité. Il a été montré que l'utilisation d'une stratégie de contrôle avec un algorithme AGC nous permet de reconfigurer le mécanisme tout et de respecter les limites des tensions de câbles. Quelques limitations sur cette approche ont été mises en évidence notamment sur le suivi des trajectoires à courte durée. Comme solution à cette limitation, nous proposons ici une stratégie de commande prédictive basée modèle. L'un des avantages principaux de cette stratégie de contrôle avancé est sa capacité à gérer explicitement les contraintes d'un système. Nous verrons ensuite la prise en compte d'un modèle interne dans le schéma de contrôle qui permet d'améliorer notablement les performances de suivi de trajectoire et de modulation de raideur. Enfin, un mécanisme de tenségrité à 1 DDL a été fabriqué pour valider expérimentalement la stratégie de contrôle proposée.

Sommaire

5.1	Commande prédictive	104
5.2	Mécanisme de tenségrité à 1 DDL	110
5.3	Stratégie de contrôle <i>MPC</i> proposée	114
5.4	Validation Expérimentale	125
5.5	Conclusion	128

5.1 Commande prédictive

La commande prédictive (*en anglais, Model Predictive Control "MPC"*) est l'une des rares stratégies de commande capable de prendre en compte explicitement les contraintes d'un système [Maciejowski, 2002], [Camacho et Alba, 2013]. Son principe de fonctionnement est basé sur l'utilisation d'un modèle dynamique du système à l'intérieur du contrôleur afin d'anticiper le comportement futur du système. Pour cela, la commande *MPC* résout de manière itérative un problème de commande optimale en boucle ouverte. Les états du système sont mesurés et utilisés comme condition initiale du prochain cycle d'optimisation, ce qui provoque une fermeture de la boucle de commande. La technique *MPC* est alors une commande en boucle fermée, car les états du système, à l'instant t , dépendent de ce qui s'est passé sur tout l'intervalle de l'instant initial à l'instant courant. Dans la suite de cette section, nous présentons les principaux concepts de la commande prédictive.

5.1.1 Problème de commande optimale

La théorie de la commande étudie les propriétés des systèmes dynamiques dépendant du temps t . L'objectif est d'amener le système, éventuellement soumis à des contraintes, d'un état initial \mathbf{x}_i vers un état final \mathbf{x}_f en utilisant une commande $\mathbf{u}(t)$. La solution à ce problème est déterminée en utilisant un certain critère d'optimisation. À titre d'exemple, considérons l'insertion robotisée d'une aiguille à pointe biseautée au cours d'une procédure de radiologie interventionnelle. Soient \mathbf{u}_1 la vitesse d'insertion linéaire de l'aiguille et \mathbf{u}_2 la vitesse de rotation propre de l'aiguille autour de son axe. La position de l'extrémité de l'aiguille est définie par $\mathbf{p} = [x \ y \ z]^T$. À l'instant $t = 0$, l'aiguille se trouve à l'intérieur du corps dans une position initiale $\mathbf{p}(0) = [x(0) \ y(0) \ z(0)]^T$ avec une vitesse initiale $\mathbf{u}(0) = [\mathbf{u}_1(0) \ \mathbf{u}_2(0)]^T = [0 \ 0]^T$. Nous cherchons ici à atteindre une position finale désirée $\mathbf{p}^d = [x^d \ y^d \ z^d]^T$, tout en contrôlant les vitesses linéaire et angulaire de l'aiguille (Figure 5.1).

Si l'aiguille est soumise uniquement à une vitesse de translation, sa trajectoire décrit alors un arc de cercle avec un rayon de courbure constant. Cette trajectoire est similaire à celle décrite par une bicyclette avec une orientation fixe de sa roue avant. Si la translation et la rotation sont maintenant considérées, la trajectoire de l'aiguille est cette fois-ci similaire à celle d'une bicyclette 3D [Fallahi *et al.*, 2015]. Dans ce travail, un modèle cinématique de la bicyclette 3D est considéré afin d'anticiper la trajectoire de l'aiguille. Une représentation d'état du système est alors considérée $\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{F}(\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t))$, avec \mathbf{F} défini comme étant un vecteur de fonctions non linéaires. $\mathbf{x}(t)$ et $\mathbf{u}(t)$ représentent respectivement les vecteurs d'état et de commande. Le vecteur d'état est composé par la position \mathbf{p} de l'extrémité de l'aiguille et de son angle de courbature ϕ , soit $\mathbf{x} = [x \ y \ z \ \phi]^T$. Le modèle d'état du système contraint peut être exprimé par le système d'équations

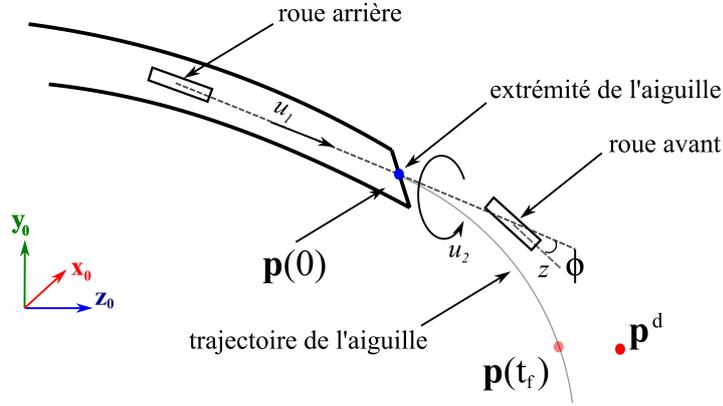


Figure 5.1 – Modélisation d'une aiguille à pointe biseautée.

différentielles suivant :

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}(t) &= \mathbf{F}(\mathbf{x}, \mathbf{u}) & t \in [0, \infty[\\ \text{avec : } & \begin{cases} \mathbf{x}(0) = [0 \ 0 \ 0 \ 0]^T \\ \mathbf{u}(0) = [0 \ 0]^T \\ |\mathbf{u}(t)| \leq \mathbf{u}_{\max} \end{cases} \end{aligned} \quad (5.1)$$

Le vecteur des vitesses linéaire et angulaire de l'aiguille $\mathbf{u}(t)$ est contraint par une valeur maximale $\mathbf{u}_{\max} = [\mathbf{u}_{1\max} \ \mathbf{u}_{2\max}]^T$. Pour transformer ce problème en un problème de commande optimale, nous devons introduire un critère d'optimisation. Nous proposons ici de minimiser la consommation d'énergie pour arriver à la cible \mathbf{p}^d sur un temps limité t_f (Figure 5.1), toute en respectant la contrainte sur le vecteur des vitesses. Une pénalisation sur l'erreur de position à cet instant est également considérée. Le problème de commande optimale à résoudre est défini alors par :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{u}} \quad & V(\mathbf{x}, \mathbf{u}) = \min_{\mathbf{u}} E(\mathbf{u})^2 + |\mathbf{p}(t_f) - \mathbf{p}^d|^2 \\ \text{sous contraintes : } & \begin{cases} -\mathbf{u}_{\max} \leq \mathbf{u}(t) \leq \mathbf{u}_{\max} \end{cases} \end{aligned} \quad (5.2)$$

$V(\mathbf{x}, \mathbf{u})$ étant la fonction de coût à minimiser et $E(\mathbf{u})$ étant l'énergie consommée par le système. La solution optimale $\mathbf{u}_{\text{opt}} = [\mathbf{u}_{1\text{opt}} \ \mathbf{u}_{2\text{opt}}]^T$ peut être calculée en utilisant le principe du maximum de Pontryagin [L. S. Pontryagin et al., 1962] fondé sur l'extension de calcul de variation.

Une approche numérique de commande optimale est également possible. Elle est fondée sur une discrétisation du modèle du système. Dans ce cas, les états et commandes

appliqués au système deviendront des séquences d'état et de commande. Si l'on souhaite appliquer cette approche sur l'exemple précédemment, les vecteurs d'état du système $\mathbf{x}(t)$ et de commande $\mathbf{u}(t)$ seront convertis en séquences finies $\mathbf{u}_0, \dots, \mathbf{u}_n$ et $\mathbf{x}_0, \dots, \mathbf{x}_{n+1}$ respectivement. La discrétisation du système (5.1) est donnée par :

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F}(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k) \quad \forall k \in [0, n] \quad (5.3)$$

\mathbf{F} étant la fonction qui décrit la relation entre l'état actuel du système $\mathbf{x}_k = [\mathbf{x}(k) \quad \mathbf{u}(k)]^T$ et l'état future $\mathbf{x}_{k+1} = [\mathbf{x}(k+1) \quad \mathbf{u}(k+1)]^T$. Une fois le système (5.1) discrétisé, le problème de contrôle optimal (5.2) peut être alors reformulé comme :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{u}_0, \dots, \mathbf{u}_n} \quad & E_{n+1}^2 + |\mathbf{p}_{n+1} - \mathbf{p}^d|^2 \\ \text{sous contraintes} \quad & : \quad -\mathbf{u}_{\max} \leq \mathbf{u}_k \leq \mathbf{u}_{\max} \quad \forall k \in [0, n] \end{aligned} \quad (5.4)$$

Ce problème de commande optimale discret peut être résolu en utilisant des méthodes d'optimisation standards. Étant donnée que la plupart des systèmes actuels sont numériques, l'approche discrète de la commande optimale est généralement préférée. Elle est donc considérée dans la suite de ce travail.

5.1.2 Horizon de prédiction

Dans la commande prédictive, les commandes sont obtenues en résolvant de manière itérative un problème de commande optimale avec un intervalle de temps fini. L'instant final de cet intervalle est appelé horizon de prédiction H_p . À chaque instant d'échantillonnage k , le contrôleur *MPC* utilise le modèle du système et son état actuel \mathbf{x}_k pour prédire le comportement futur du système sur l'horizon de prédiction. Cette prédiction lui permet de calculer une séquence future de contrôle \mathbf{u}_{opt} qui optimise l'indice de performance et satisfait les contraintes imposées. Parmi ces séquences, uniquement la première action de commande de \mathbf{u}_{opt} est envoyée au système. À l'itération suivante, ce processus de calcul est répété en utilisant une nouvelle condition initiale \mathbf{x}_{k+1} puis en décalant l'instant initial du problème de commande optimale d'un pas de temps. Puisque la durée du problème est maintenue constante, l'horizon de prédiction est également décalé (Figure 5.2), raison pour laquelle le *MPC* est également appelé commande à horizon fuyant (Receding Horizon Control en anglais).

Il est important de souligner que lors de la formulation d'un contrôleur *MPC*, l'horizon de prédiction doit être positif et fini. En effet, la formulation d'un problème de commande optimale à horizon de prédiction infini, $H_p = \infty$, n'est pas considérée comme une stratégie de commande *MPC* [Mayne *et al.*, 2000]. Ce type de problème est traité

par d'autres stratégies de commande telles que la commande linéaire quadratique (LQ) ou la commande linéaire quadratique gaussienne (LQG).

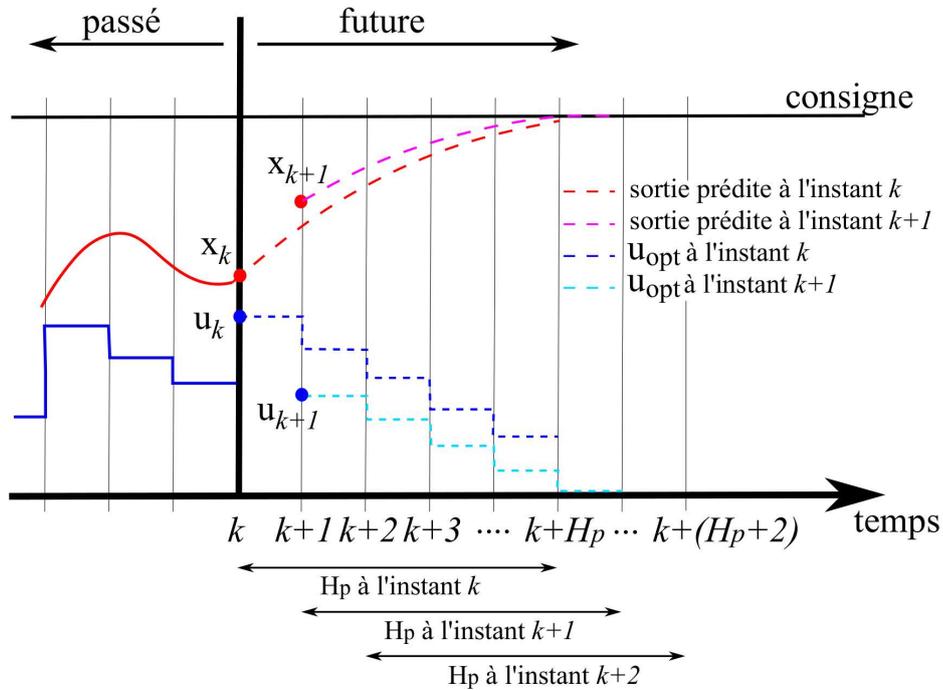


Figure 5.2 – Représentation schématique du principe de fonctionnement de la commande prédictive.

5.1.3 Modèle interne

La commande prédictive utilise un modèle interne pour prédire le comportement du système sur un horizon de prédiction H_p . Les états prédits x_{k+i} (avec $i = 1, \dots, H_p$) sont calculés à partir de l'état actuel du système x_k , des valeurs passées de la commande et des consignes futures de commande estimée u_{k+i} (avec $i = 1, \dots, H_p$). L'estimation du comportement du système sur un certain horizon permet à la stratégie de contrôle d'adapter les commandes afin d'obtenir le meilleur comportement en fonction de son état actuel. De plus, ceci permet au système d'anticiper les changements de la trajectoire ainsi que les possibles perturbations, tout en respectant les contraintes imposées. Un modèle interne précis permet d'obtenir des prédictions très fiables. En revanche, un modèle interne avec incertitude peut entraîner des erreurs dans l'estimation du comportement du système. Dans ce cas, l'état mesuré du système à l'instant $k+1$ peut différer de celui prévu par le modèle à l'instant k (Figure 5.2).

Le terme *MPC* est communément associé à la formulation d'une stratégie de commande prédictive avec un modèle linéaire du système. En effet, la plupart des ouvrages traitant de la commande *MPC* sont focalisés sur l'étude du *MPC* linéaire [Maciejowski, 2002] [Camacho et Alba, 2013]. Une technique *MPC* non linéaire (*NMPC*) désigne un *MPC* formulé à partir d'un modèle non linéaire du système. Ce dernier est utilisé généralement quand le système possède des non linéarités ou des transitions fréquentes, qui font que l'approximation linéaire du modèle n'est pas suffisamment précise pour faire face aux exigences du processus. Le modèle non linéaire employé par le *NMPC* offre alors une estimation plus précise du système que le modèle linéarisé du *MPC*. En revanche, de nombreux désavantages apparaissent lors de la formulation du *NMPC*. D'une part, la détermination des modèles non linéaires à partir des données expérimentales est un défi étant donné le manque de techniques d'identification pour les processus non linéaires [Camacho et Alba, 2013]. D'autre part, le problème d'optimisation à résoudre peut être non convexe, ce qui implique que la convergence vers un optimum global ne peut être assurée. Par conséquent, le calcul de \mathbf{u}_{opt} et l'analyse de la stabilité du système en boucle fermée deviennent plus complexes. La formulation d'un *MPC* linéaire ou d'un *NMPC* restera alors un choix en fonction des besoins et de l'application de la stratégie de commande prédictive.

Selon l'expérimentation effectuée par Motro [Motro *et al.*, 1987], un modèle linéarisé autour d'une configuration d'équilibre offre une bonne approximation du comportement non linéaire des structures simples de tensegrité. Dans notre cas applicatif, le parallélogramme est l'un des structures de tensegrité les plus simples [Skelton et Oliveira, 2009]. Une modélisation linéaire de ces parallélogrammes est alors suffisante pour obtenir une approximation précise de son comportement non linéaire. La formulation d'un *NMPC* ne nous semble pas donc nécessaire dans ce contexte. Dans la suite de ce travail, nous nous focalisons sur la formulation d'un *MPC* linéaire.

5.1.4 État de l'art et synthèse

Les travaux de Richalet à la fin des années 70 [Richalet *et al.*, 1978] ont permis de fonder les bases du *MPC* moderne. À cette époque, Richalet a proposé un "Model Predictive Heuristic Control (MPHC)", dont la réponse impulsionnelle du système est exploitée pour identifier et modéliser le système. La simplicité de cet algorithme et sa capacité à gérer des systèmes multivariables soumis à des contraintes ont suscité énormément d'intérêt dans l'industrie. Dans le même temps, divers travaux axés sur la commande prédictive sont apparus. D'abord, De Keyser et Van Cauwenberghe ont proposé l'exploitation des fonctions de transfert pour réaliser une commande auto-adaptative prédictive étendue [De Keyser et Van Cauwenberghe, 1979]. Puis, Cutler et Ramaker ont proposé une méthode de prédiction qui exploite la réponse indicielle du système [Cutler et Ramaker, 1980]. Cette méthode est connue maintenant sous le nom de "Dynamic Matrix

Control (DMC)”. Des années plus tard, *Ydstie* [Ydstie, 1984] a introduit la commande adaptative à horizon étendu (EHAC pour Extended Horizon Adaptative Control). Finalement, *Clarke et al.* [Clarke et al., 1987] ont proposé une méthodologie de commande prédictive généralisée sous contraintes. Cette approche a été fondamentale dans le développement de ce qu’on connaît aujourd’hui comme technique *MPC*. De manière générale, nous pouvons affirmer que la technique *MPC* n’a pas été créée à partir d’une idée spécifique mais qu’elle a été développée au cours des années à partir d’idées communes. En effet, une stratégie de commande prédictive se base sur trois principes fondamentaux : l’utilisation d’un modèle du système, la résolution d’un problème de commande optimale en minimisant une fonction de coût et la définition d’une stratégie de commande à horizon fuyant.

Dès son début, les techniques de commande prédictive ont suscitées un grand intérêt au niveau industriel, au point qu’aujourd’hui la commande prédictive est considérée comme l’une des approches de commande avancée, en plus de la commande *PID* et quelques techniques de commande robuste, qui ont eu un impact considérable sur la commande des processus industriels. L’un des premiers secteurs d’exploitation au niveau industriel du *MPC* a été dans le domaine de pétrochimie. Des nombreuses applications sont apparues au cours des années 80 [García et al., 1989] pour la commande des systèmes multivariables avec contraintes. La faible dynamique de ces systèmes et les larges cycles de commande ont permis d’exploiter les avantages de la commande prédictive. À partir des années 90 et grâce à l’évolution de la puissance de calcul informatique, le *MPC* a commencé à entrer dans des nouveaux domaines tels que la robotique. Nous pouvons citer à titre d’exemple la commande des robots manipulateurs sériels [Incremona et al., 2017], des robots parallèles [Vivas et Poignet, 2005], des robots mobiles [Worthmann et al., 2016] ou encore des robots chirurgicaux [Gangloff et al., 2006].

Très peu de travaux sur la commande prédictive des mécanismes de tensegrité ont été développés. *Cera et al.* ont proposé une stratégie de commande basée *MPC* pour la locomotion roulante d’un robot sphérique de tensegrité à barres [Cera et Agogino, 2018]. Dans ce travail, la technique *MPC* est utilisée hors ligne pour générer des trajectoires d’actionnement pour les câbles du robot. L’asservissement du robot, en temps réel, est assuré par un réseau de neurones formé par les trajectoires issues du *MPC*. Une étude de la locomotion du robot a été également mené en optimisant les trajectoires d’actionnement en fonction de la vitesse, de l’efficacité énergétique et de l’erreur de déplacement du robot. D’autre part, *Hernandez et al.* ont proposé une stratégie de commande *MPC* afin d’éviter les collisions internes et externes des éléments de la structure de tensegrité pendant sa phase de reconfiguration [Juan et al., 2009]. Pour faire face aux collisions internes de la structure, seules les barres ont été considérées et modélisées. Dans cette stratégie, le problème de commande optimale a été formulé en assurant une distance toujours positive entre les barres du mécanisme. Ces deux stratégies de commande ne se

sont pas intéressées ni au problème de suivi de trajectoire, ni à la gestion des tensions des câbles, ni non plus à la modulation de raideur, qui sont, dans le contexte de cette thèse, trois aspects fondamentaux à traiter.

Très récemment, *Sabelhaus et al.* [*Sabelhaus et al.*, 2018][*Sabelhaus et al.*, 2020] ont proposé une stratégie de commande prédictive pour le suivi de trajectoire d'un robot flexible mimant la colonne vertébrale et fondé sur une structure de tenségrité. Dans cette approche, un algorithme d'optimisation du modèle statique inverse en combinaison avec un contrôleur *MPC* a été considéré. La gestion de la tension des câbles est réalisée grâce à l'utilisation du modèle statique inverse dans le schéma de commande. Cette inclusion permet de garantir que la tension des câbles est positive et non nulle. De très bons résultats de simulation de suivi de trajectoire ont été obtenus mais uniquement pour des déplacements en quasi-statique. De plus, des problèmes de temps de calcul dû à la procédure d'optimisation ont été constatés, ce qui pourrait affecter son implémentation. Par ailleurs, la modulation de raideur des mécanismes de tenségrité n'est pas abordée dans ce travail.

Ainsi, l'utilisation d'une commande prédictive pour piloter les mécanismes de tenségrité nous paraît très intéressante. En effet, la possibilité de considérer le modèle dynamique dans la synthèse de la commande *MPC* pour prédire le comportement du système et sa capacité à inclure explicitement les contraintes associées au système rend cette commande très pertinente.

Une stratégie de commande avancée basée sur une commande prédictive linéaire est alors proposée et évaluée expérimentalement sur un mécanisme plan de tenségrité dans la suite de ce chapitre. Cette stratégie permettra d'exploiter complètement les propriétés des mécanismes de tenségrité liées pour le suivi de trajectoire et la modulation de raideur.

5.2 Mécanisme de tenségrité à 1 DDL

5.2.1 Présentation du mécanisme

Dans l'optique de développer une stratégie de commande prédictive pour la plateforme d'insertion d'aiguille à 2 DDL, et pour faciliter la prise en main des différents aspects liés à cette approche, nous proposons de simplifier l'étude et de considérer un mécanisme de tenségrité plan à 1 DDL. Il s'agit de l'un des parallélogrammes qui constitue le mécanisme proposé précédemment. La figure 5.3 montre le prototype réalisé par fabrication additive.

Pour ce mécanisme, l'organe terminal est considéré comme étant la barre b-c (Figure

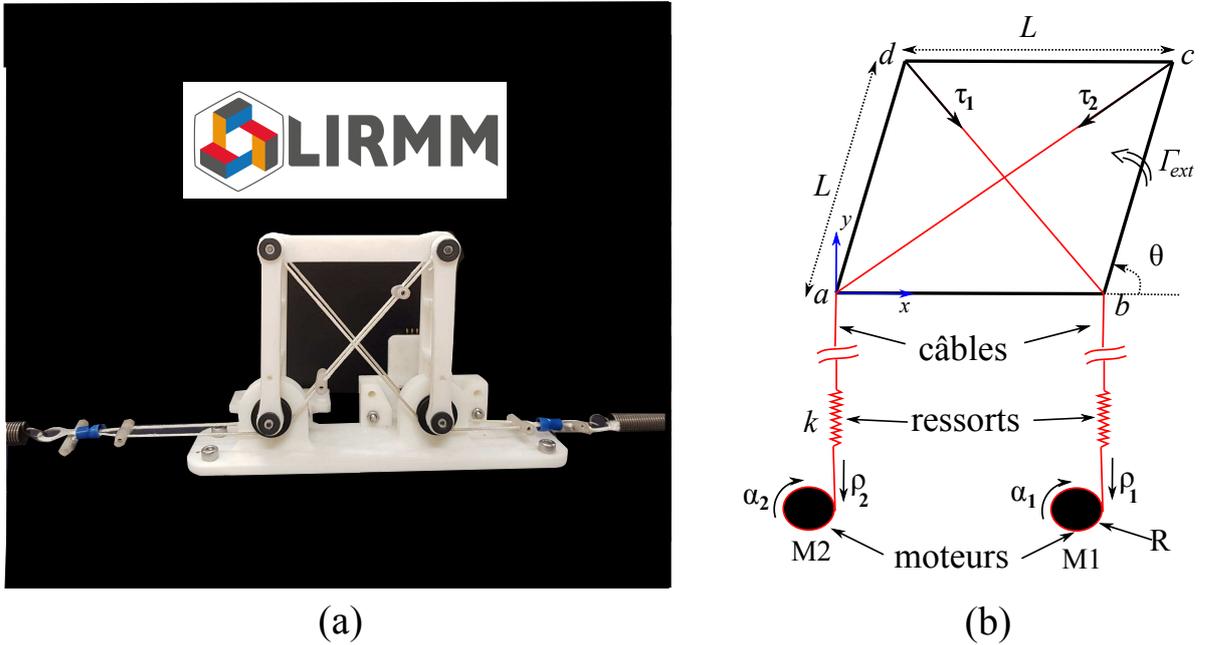


Figure 5.3 – Mécanisme plan de tenségrité. (a) Vue générale du prototype. (b) Paramétrage du mécanisme.

5.3 (b)). L'orientation de l'effecteur est déterminée par l'angle d'inclinaison du parallélogramme, notée θ . Le parallélogramme, articulé et équilatéral de longueur L , est piloté par deux câbles. Chaque câble est attaché à un coin du parallélogramme sur une extrémité et à un ressort linéaire de raideur k à l'autre extrémité. Le mécanisme est actionné par deux moteurs qui contrôlent le déplacement des câbles. La position angulaire de chaque moteur i est notée α_i . Des poulies, de rayon R , sont montées sur chacun des moteurs. Le lien entre la position angulaire ρ_i et le déplacement du câble i est déterminé par $\rho_i = R\alpha_i$.

5.2.2 Modèle statique et modèle de raideur

Tout comme pour les deux mécanismes de tenségrité à 2 DDL présentés précédemment, nous considérons pour ce mécanisme à 1 DDL que l'énergie élastique du système est entièrement stockée dans les ressorts. Nous supposons également que les jeux mécaniques et les frottements dans la structure sont négligeables. Le modèle statique de ce mécanisme plan est :

$$\mathbf{W}\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\Gamma} \quad (5.5)$$

avec $\mathbf{W} = [L\sin(\theta/2) \ -L\cos(\theta/2)]$. Γ désigne le couple généré par les câbles sur l'effecteur du mécanisme. Les composantes du vecteur $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1 \ \tau_2]^T$ représentent les tensions des câbles. Ces dernières sont définies par :

$$\begin{cases} \tau_1 = k\Delta l_1 = k(\rho_1 + 2L\cos(\theta/2) - L\sqrt{2}) \\ \tau_2 = k\Delta l_2 = k(\rho_2 + 2L\sin(\theta/2) - L\sqrt{2}) \end{cases} \quad (5.6)$$

où Δl_i désigne l'allongement du ressort i et ρ_i dénote le déplacement du câble i . (Figure 5.4).

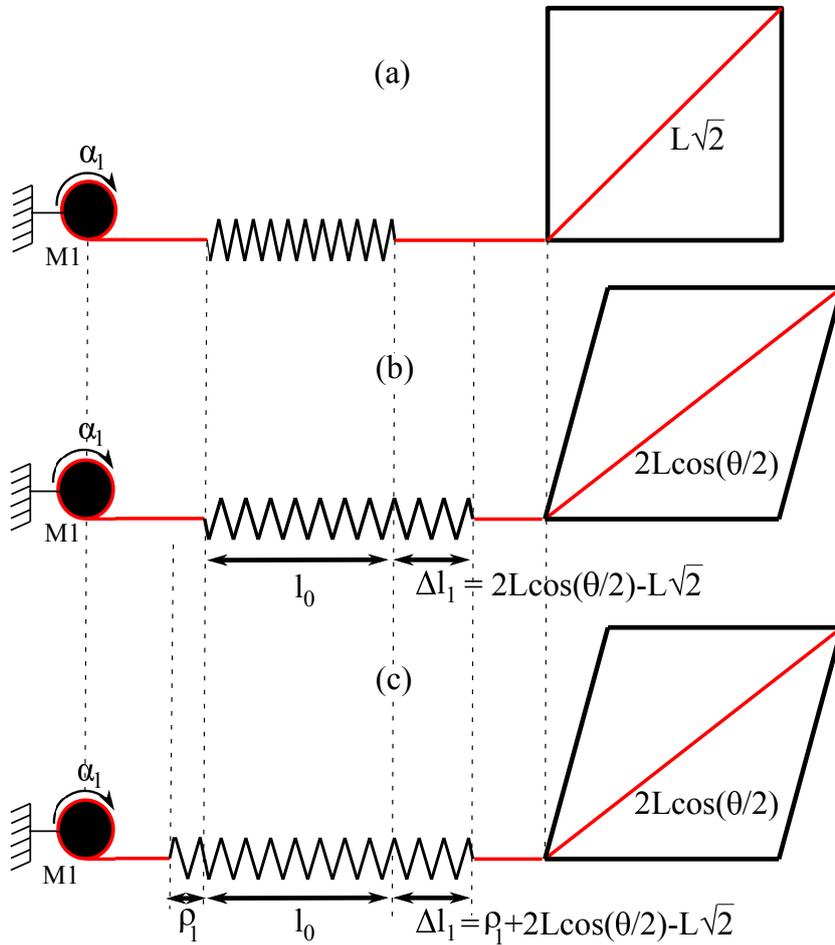


Figure 5.4 – Paramétrage de l'ensemble câble et ressort; exemple sur le câble 1. (a) Configuration initiale du parallélogramme, $\theta = 90^\circ$. (b) Toute autre configuration sans variation de la longueur du câble. (c) Même configuration que (b) mais avec variation de la longueur du câble produite par le moteur.

L'orientation θ de l'effecteur du mécanisme peut être exprimée selon les variables articulaires ρ_1 et ρ_2 en utilisant une approche énergétique. Cette approche consiste à minimiser l'énergie potentielle stockée dans le système afin de retrouver la configuration d'équilibre. L'énergie potentielle U du système est l'énergie élastique stockée dans les ressorts. Elle est égale à :

$$U = \frac{1}{2}k(\Delta l_1^2 + \Delta l_2^2) \quad (5.7)$$

Les configurations d'équilibre du système sont déterminées lorsque $\frac{\partial U}{\partial \theta} = 0$. La résolution de cette équation permet d'élaborer le modèle statique direct. Le modèle statique permet de déterminer l'angle θ en fonction des variables articulaires ρ_1 et ρ_2 :

$$\theta = 2 \arctan \left(\frac{L\sqrt{2} - \rho_2}{L\sqrt{2} - \rho_1} \right) \quad (5.8)$$

La raideur angulaire K_θ au point d'équilibre est calculée par la dérivée seconde de l'énergie potentielle comme :

$$K_\theta = \frac{\partial^2 U}{\partial \theta^2} = -\frac{\partial \Gamma}{\partial \theta} = -\frac{L}{2} \left(\tau_1 \cos(\theta/2) + \tau_2 \sin(\theta/2) \right) + kL^2 \quad (5.9)$$

5.2.3 Modèle Dynamique

Pour décrire la dynamique du mécanisme, nous proposons d'abord de déterminer la dynamique de la structure et puis celle des actionneurs. Le modèle dynamique de la structure est calculé en utilisant une formulation d'Euler-Lagrange. Pour cela, l'énergie cinétique totale du système E_k est calculée. Cette énergie est déterminée en calculant l'énergie cinétique E_i de chaque barre i du mécanisme avec $i = 1, \dots, 4$. Elle est alors définie par :

$$E_k = E_1 + E_2 + E_3 + E_4 = \frac{5}{6}mL^2\dot{\theta}^2 \quad (5.10)$$

où m désigne la masse des barres du parallélogramme, considérée identique. Une fois E_k calculée, le lagrangien de la structure est déterminé par : $\mathcal{L} = E_T - U$. Cette définition nous permet d'obtenir l'équation de mouvement structurel du mécanisme :

$$f_d + f_q + \Gamma_{\text{ext}} = \frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta} \quad (5.11)$$

où Γ_{ext} désigne le couple externe appliqué sur l'organe terminal. Pour cette étude, les forces de frottement f_d et de gravité f_q sont négligées. Sous ces hypothèses, la dynamique de la structure peut être décrite comme :

$$\Gamma_{\text{ext}} = \frac{5}{3} mL^2 \ddot{\theta} + \frac{\partial U}{\partial \theta} \quad (5.12)$$

L'équation du comportement dynamique de chaque moteur i est déterminée en utilisant la seconde loi de Newton :

$$C_i - C_v \dot{\alpha}_i - R\tau_i = I_m \frac{d\dot{\alpha}_i}{dt} \quad (5.13)$$

C_i et C_v étant respectivement le couple et le coefficient du frottement visqueux de chaque actionneur i . $\dot{\alpha}_i$ désigne la vitesse angulaire du moteur i et I_m représente l'inertie du moteur.

En combinant les équations (5.12) et (5.13) et en remplaçant respectivement $\dot{\alpha}_i$ et $\ddot{\alpha}_i$ par $\frac{\dot{\alpha}_i}{R}$ et $\frac{\ddot{\alpha}_i}{R}$, le modèle dynamique du mécanisme peut s'exprimer sous forme matricielle comme :

$$\begin{pmatrix} RC_1 \\ RC_2 \\ \Gamma_{\text{ext}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_m & 0 & 0 \\ 0 & I_m & 0 \\ 0 & 0 & \frac{5mL^2}{3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\rho}_1 \\ \ddot{\rho}_2 \\ \ddot{\theta} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} C_v \dot{\rho}_1 \\ C_v \dot{\rho}_2 \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} R^2 \tau_1 \\ R^2 \tau_2 \\ \frac{\partial U}{\partial \theta} \end{pmatrix} \quad (5.14)$$

5.3 Stratégie de contrôle *MPC* proposée

5.3.1 Linéarisation du Modèle dynamique

Afin de concevoir une stratégie *MPC* linéaire, le modèle non linéaire présenté dans (5.14) est linéarisé. Ce modèle présente des termes non linéaires seulement dans les expressions

de $\partial U/\partial \theta$, τ_1 et τ_2 . Ces termes sont linéarisés en utilisant un développement de Taylor du premier ordre autour d'un point de fonctionnement dénoté comme $(\rho_{10}, \rho_{20}, \theta_0)$. L'expression linéarisée résultante est de la forme :

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k\rho_1 - f_1\theta + f_3 \\ k\rho_2 + f_2\theta + f_4 \end{pmatrix} \quad (5.15)$$

$$\frac{\partial U}{\partial \theta} = -f_1\rho_1 + f_2\rho_2 - f_5\theta - f_6 \quad (5.16)$$

avec :

$$\begin{aligned} f_1 &= kL\sin(\theta_0/2) \\ f_2 &= kL\cos(\theta_0/2) \\ f_3 &= k\rho_{10} + 2f_2 - kL\sqrt{2} \\ f_4 &= k\rho_{20} + 2f_1 - kL\sqrt{2} \\ f_5 &= -L\sqrt{2}/2(f_1 + f_2) + f_1\rho_{20}/2 + f_2\rho_{10}/2 \\ f_6 &= L\sqrt{2}(f_2 - f_1) - f_1\rho_{10} + f_2\rho_{20} \end{aligned}$$

Une fois le système linéarisé, le système est mis sous forme d'état. Le vecteur d'état est défini par : $\mathbf{x}(t) = [\rho_1 \ \rho_2 \ \theta \ \dot{\rho}_1 \ \dot{\rho}_2 \ \dot{\theta}]^T$. Le vecteur de commande est composé par les couples des moteurs $\mathbf{u}(t) = [C_1 \ C_2]^T$. Nous définirons la taille du vecteur d'état comme $m = 6$ et la taille du vecteur de commande comme $l = 2$. Le modèle dynamique linéarisé est exprimé dans l'espace d'état comme :

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}(t) &= \mathbf{A}_c\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}_c\mathbf{u}(t) + \mathbf{d}_c \\ \dot{\mathbf{y}}(t) &= \mathbf{C}_c\mathbf{x}(t) \end{aligned} \quad (5.17)$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{A}_c &= \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{-kR^2}{I_m} & 0 & \frac{R^2f_1}{I_m} & \frac{-C_v}{I_m} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{-kR^2}{I_m} & \frac{-R^2f_2}{I_m} & 0 & \frac{-C_v}{I_m} & 0 \\ \frac{3f_1}{5mL^2} & \frac{-3f_2}{5mL^2} & \frac{3f_5}{5mL^2} & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} & \mathbf{B}_c &= \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \frac{R}{I_m} & 0 \\ 0 & \frac{R}{I_m} \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \\ \mathbf{C}_c &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} & \mathbf{d}_c &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \frac{R^2f_3}{I_m} \\ \frac{R^2f_4}{I_m} \\ \frac{3f_6}{5mL^2} \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (5.18)$$

La taille des matrices $\mathbf{A}_c, \mathbf{B}_c, \mathbf{d}_c$ et \mathbf{C}_c est respectivement $m * m$, $m * l$, $m * 1$ et $p * m$, avec p le nombre de sorties du système.

Pour formuler la commande *MPC*, une discrétisation du modèle (5.18) est réalisée en utilisant la méthode du bloqueur d'ordre zéro et une période d'échantillonnage notée T_s . Les vecteurs $\mathbf{x}(t)$ et $\mathbf{u}(t)$ sont définis respectivement comme une séquence de vecteurs $\mathbf{x}(k) = \mathbf{x}_k$ et $\mathbf{u}(k) = \mathbf{u}_k \quad \forall k \in \mathbb{N}$. \mathbf{x}_k représente l'état du système à l'instant k et \mathbf{u}_k la commande appliquée au même instant. Le modèle linéaire discret du système est défini comme :

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{k+1} &= \mathbf{A}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{B}_k \mathbf{u}_k + \mathbf{d}_k \\ \dot{\mathbf{y}}_k &= \mathbf{C}_k \mathbf{x}_k \end{aligned} \quad (5.19)$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{A}_k &= e^{\mathbf{A}_c T_s} \\ &\approx \mathbf{I}_{m*m} + \mathbf{A}_c T_s + \frac{1}{2} \mathbf{A}_c^2 T_s^2 + \frac{1}{6} \mathbf{A}_c^3 T_s^3 + \frac{1}{12} \mathbf{A}_c^4 T_s^4 \\ \mathbf{B}_k &= e^{\mathbf{A}_c T_s} \int_0^{T_s} e^{\mathbf{A}_c t} dt \mathbf{B}_c \\ &\approx \mathbf{I}_{m*m} T_s \mathbf{B}_c + \frac{1}{2} \mathbf{A}_c T_s^2 \mathbf{B}_c + \frac{1}{6} \mathbf{A}_c^2 T_s^3 \mathbf{B}_c + \frac{1}{12} \mathbf{A}_c^3 T_s^4 \mathbf{B}_c \\ \mathbf{d}_k &\approx \mathbf{d}_c T_s \\ \mathbf{C}_k &= \mathbf{C}_c \end{aligned} \quad (5.20)$$

5.3.2 Formulation de la commande *MPC* linéaire

Comme mentionné dans la section 4.1.1, la définition d'un problème de commande optimale est fondamentale pour concevoir une stratégie de commande prédictive. Dans notre cas applicatif, nous nous intéressons principalement à réaliser un suivi de trajectoire. L'objectif du contrôleur *MPC* est alors de minimiser l'erreur de suivi \mathbf{E}_k sur un horizon H_p . Cette erreur est la différence entre la trajectoire désirée $\mathbf{T}_k = [\mathbf{x}_{k+1}^d \quad \mathbf{x}_{k+2}^d \quad \dots \quad \mathbf{x}_{k+H_p}^d]^T$ et la sortie prédite $\mathbf{Y}_k = [\mathbf{x}_{k+1} \quad \mathbf{x}_{k+2} \quad \dots \quad \mathbf{x}_{k+H_p}]^T$. Une pondération sur l'erreur de suivi \mathbf{E}_k et la variation de la commande $\Delta \mathbf{u}_k$ est considérée. La fonction de coût à optimiser est alors définie comme :

$$\mathbf{V}_k = \mathbf{E}_k^T \mathbf{Q} \mathbf{E}_k + \Delta \mathbf{u}_k^T \mathbf{R} \Delta \mathbf{u}_k \quad (5.21)$$

avec $\mathbf{E}_k = \mathbf{T}_k - \mathbf{Y}_k$. \mathbf{Q} et \mathbf{R} sont des matrices diagonales de pondération.

Afin de résoudre ce problème de commande prédictive, il est nécessaire d'estimer les états futurs \mathbf{x}_{k+i} , $i = 1, \dots, H_p$ à partir du modèle dynamique discret. Pour y parvenir et afin de simplifier les calculs, nous considérons qu'à l'horizon H_p le système linéaire variant dans le temps (5.19) peut être approximé par un système linéaire invariant dans le temps. Cela revient à considérer les matrices \mathbf{A}_k , \mathbf{B}_k et \mathbf{d}_k constantes, ce qui implique que $\mathbf{A}_{k+i} = \mathbf{A}_k = \mathbf{A}$, $\mathbf{B}_{k+i} = \mathbf{B}_k = \mathbf{B}$ et $\mathbf{d}_{k+i} = \mathbf{d}_k = \mathbf{d}$ pour $i = 1, \dots, H_p$. Avec cette hypothèse, les futurs états peuvent être estimés en appliquant H_p fois l'équation (5.19) [Maciejowski, 2002] :

$$\begin{aligned}
 \mathbf{Y}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{k+1} \\ \mathbf{x}_{k+2} \\ \vdots \\ \mathbf{x}_{k+H_p} \end{bmatrix} &= \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{A} \\ \mathbf{A}^2 \\ \vdots \\ \mathbf{A}^{H_p} \end{bmatrix}}_{\Psi} \mathbf{x}_k + \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{B} \\ \mathbf{AB} + \mathbf{B} \\ \vdots \\ \sum_{i=0}^{H_p-1} \mathbf{A}^i \mathbf{B} \end{bmatrix}}_{\gamma} \mathbf{u}_{k-1} + \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{d} \\ \mathbf{Ad} + \mathbf{d} \\ \vdots \\ \sum_{i=0}^{H_p-1} \mathbf{A}^i \mathbf{d} \end{bmatrix}}_{\mathbf{D}} + \dots \\
 \dots + &\underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{B} & 0 & \dots & 0 \\ \mathbf{AB} + \mathbf{B} & \mathbf{B} & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \sum_{i=0}^{H_p-1} \mathbf{A}^i \mathbf{B} & \sum_{i=0}^{H_p-2} \mathbf{A}^i \mathbf{B} & \dots & \sum_{i=0}^{H_p-H_u} \mathbf{A}^i \mathbf{B} \end{bmatrix}}_{\Theta} \underbrace{\begin{bmatrix} \Delta \mathbf{u}_k \\ \Delta \mathbf{u}_{k+1} \\ \vdots \\ \Delta \mathbf{u}_{k+H_u-1} \end{bmatrix}}_{\Delta \mathbf{U}} \quad (5.22)
 \end{aligned}$$

ou sous forme simplifiée :

$$\mathbf{Y}_k = \Psi \mathbf{x}_k + \gamma \mathbf{u}_{k-1} + \mathbf{D} + \Theta \Delta \mathbf{U} \quad (5.23)$$

La fonction de coût (5.21) peut être exprimée entièrement en fonction de $\Delta \mathbf{U}$, en appliquant la définition des états futurs présentés dans (5.23). La nouvelle expression de la fonction de coût est :

$$\mathbf{V}_k = \Delta \mathbf{U}^T \mathbf{H} \Delta \mathbf{U} + \mathbf{G}^T \Delta \mathbf{U} \quad (5.24)$$

avec $\mathbf{H} = \Theta^T \mathbf{Q} \Theta + \mathbf{R}$ et $\mathbf{G} = 2\Theta^T \mathbf{Q} (\mathbf{T}_k - \Psi \mathbf{x}_k - \gamma \mathbf{u}_{k-1} - \mathbf{D})$.

Une fois la fonction de coût définie, nous procédons à la détermination des contraintes inhérentes au système. Dans notre cas, des contraintes sur les tensions des câbles doivent

être considérées. La limitation des tensions dans les câbles permet de garantir un certain niveau de sécurité pendant la commande. Les limites de tension, $\boldsymbol{\tau}_{\min} = [\tau_{\min} \ \tau_{\min}]^T$ et $\boldsymbol{\tau}_{\max} = [\tau_{\max} \ \tau_{\max}]^T$, doivent être exprimées en fonction de la variation des couples moteurs $\Delta \mathbf{u}_{\min}$ et $\Delta \mathbf{u}_{\max}$. Ces dernières sont calculées en utilisant la relation quasi-statique $C_i = \frac{\tau_i}{R}$, obtenue à partir de l'équation (5.13).

Le contrôleur *MPC* doit calculer la séquence optimale de variations du couple moteur $\Delta \mathbf{u}_{\text{opt}}$. À chaque itération, le contrôleur doit résoudre ce problème d'optimisation contraint :

$$\begin{aligned} \min_{\Delta \mathbf{u}} \quad & \Delta \mathbf{u}^T \mathbf{H} \Delta \mathbf{u} + \mathbf{G}^T \Delta \mathbf{u} \\ \text{sous contraintes} \quad & : \quad \Delta \mathbf{u}_{\min} \leq \Delta \mathbf{u} \leq \Delta \mathbf{u}_{\max} \end{aligned} \quad (5.25)$$

$\Delta \mathbf{u}_{\text{opt}} = [\Delta \mathbf{u}_k^{\text{opt}} \ \dots \ \Delta \mathbf{u}_{k+H_u}^{\text{opt}}]$ représente les entrées optimales de commande sur l'horizon de prédiction H_p . Elles doivent être calculées à chaque itération k . Le premier vecteur de la séquence optimale obtenue $\Delta \mathbf{u}_k^{\text{opt}}$ est utilisée comme consigne de commande, et est appliquée au système jusqu'à la prochaine itération $k+1$. La sortie du système \mathbf{y}_k est finalement mesurée afin de fermer la boucle de contrôle. Elle sera utilisée pour mettre à jour les matrices \mathbf{H} et \mathbf{G} , lors de la formulation du problème de commande optimale à l'instant $k+1$.

5.3.3 Commandabilité et observabilité

Une analyse de commandabilité et d'observabilité du système est effectuée en utilisant le critère de *Kalman*. Sur ce critère, un système est commandable si et seulement si le rang de la matrice de commandabilité $\mathcal{C} = [\mathbf{B}_c \ \mathbf{A}_c \mathbf{B}_c \ \mathbf{A}_c^2 \mathbf{B}_c \ \dots \ \mathbf{A}_c^{m-1} \mathbf{B}_c]$ est égal au nombre des états du système m . De même, un système est observable si et seulement si la matrice d'observabilité $\mathcal{O} = [\mathbf{C}_c^T \ (\mathbf{C}_c \mathbf{A}_c)^T \ (\mathbf{C}_c \mathbf{A}_c^2)^T \ \dots \ (\mathbf{C}_c \mathbf{A}_c^{m-1})^T]^T$ est de rang plein, soit égal à m .

Une analyse de ces matrices a été alors réalisée sur la totalité de l'espace de travail requis. Le rang de ces matrices a été calculé en utilisant les matrices définies en (5.18). Ce rang est égal à 6 pour les deux matrices \mathcal{C} et \mathcal{O} sur l'ensemble de l'espace de travail discrétisé. Le système est par conséquent commandable et observable.

5.3.4 Suivi de position

Nous cherchons ici à faire un suivi précis de trajectoire à courte durée. Dans cette section, nous présentons le schéma de commande et menons une étude sur les matrices de pondération \mathbf{Q} et \mathbf{R} .

Dans la formulation de la commande prédictive présentée dans la section 5.3.2, la technique *MPC* doit optimiser la variation du couple de chaque moteur. Pour cela, une expérimentation sur la faisabilité de l'asservissement des moteurs en couple est réalisée dans la suite.

Asservissement du moteur en couple

Dans cette expérimentation, un câble est attaché d'un côté à une poulie montée sur un moteur équipé d'un réducteur avec un rapport de réduction de 23 :1. A l'autre extrémité, le câble est accroché à un ressort fixe (Figure 5.5). Comme le moteur n'est pas équipé d'un couple-mètre, il est asservi en courant. Une variation linéaire du couple à l'image du courant est réalisée pour évaluer l'évolution de la tension du câble. Cette dernière est mesurée à l'aide d'un capteur de force. Les résultats de cette expérimentation sont exposés sur la figure 5.6.

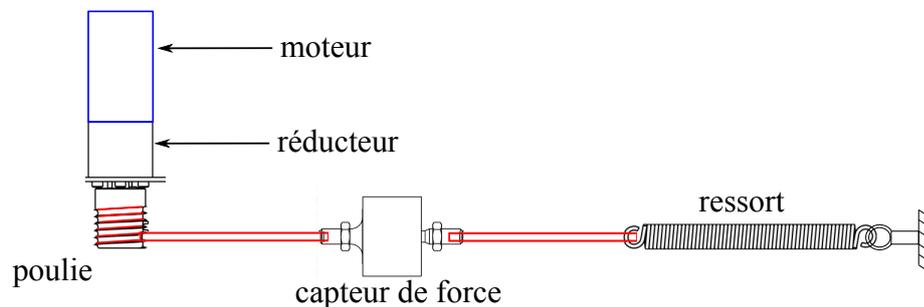


Figure 5.5 – Montage réalisé pour l'expérimentation de l'asservissement du moteur en couple.

Une augmentation puis une diminution du couple moteur sont effectuées. Comme nous pouvons l'observer, dans les deux premières secondes de l'expérimentation la tension du câble reste invariable. Ceci est dû au frottement sec présent sur les engrenages du réducteur du moteur. Une fois ce frottement vaincu, une variation de la tension du câble à l'image de la variation du couple moteur est observée, mais uniquement sur la phase ascendante. Sur la phase descendante, l'évolution de la tension n'est pas du tout régulière. Les frottements et le jeu mécanique présents sur le réducteur et sur la poulie d'enroulement du câble, sont les principales causes de cette irrégularité.

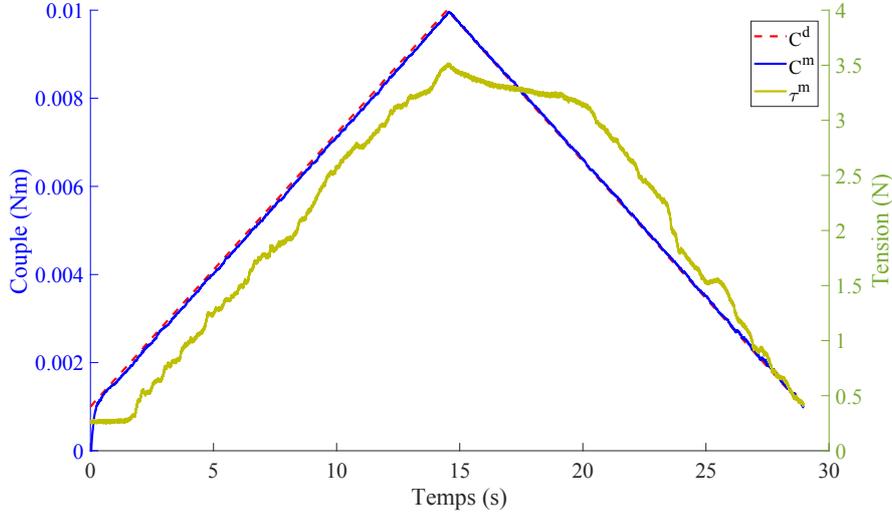


Figure 5.6 – Lien entre l’asservissement du moteur en couple et la tension mesurée du câble.

Cette expérimentation d’asservissement de moteur en couple a montré des problèmes techniques significatifs qui empêchent l’utilisation d’un tel asservissement pour contrôler le mécanisme de tenségrité. En l’absence d’un couplemètre, l’asservissement bas niveau des moteurs en couple met à défaut le *MPC*. Une modification du mode d’asservissement des moteurs paraît alors nécessaire. L’ajout d’une boucle interne pour contrôler la tension des câbles nous semble ici pertinent.

Inclusion d’une boucle interne de la tension des câbles

La stratégie de commande que nous proposons ici est un contrôleur *MPC* avec une structure en cascade. Une boucle interne dédiée à la gestion de la tension des câbles et une boucle externe dédiée à la résolution du problème de commande prédictive (Figure 5.7). L’ajout d’une boucle de tension permettra de garantir le niveau de tension des câbles, tout en profitant de l’optimisation réalisée par le bloc de commande prédictive. La sortie $\Delta \mathbf{u}_k$ du contrôleur *MPC* est converti en une tension souhaitée $\boldsymbol{\tau}^d$. Ce vecteur de tension est comparé à $\boldsymbol{\tau}^m$ qui contient les tensions réelles des câbles. Ces tensions sont mesurées à l’aide d’un capteur de force. Un correcteur proportionnel \mathbf{C}_τ est considéré pour contrôler ces tensions. La sortie de ce correcteur est envoyée aux actionneurs en tant que vitesses de référence $\dot{\boldsymbol{\alpha}}^d = [\dot{\alpha}_1^d \ \dot{\alpha}_2^d]^T$. La sortie de notre système \mathbf{y}_k est obtenue à partir de l’information reçue d’un codeur optique qui mesure l’angle $\boldsymbol{\theta}$, et le vecteur des positions angulaires des moteurs $\boldsymbol{\alpha} = [\alpha_1 \ \alpha_2]^T$. Cette sortie ne correspond pas à la totalité du vecteur d’état, raison pour laquelle une estimation de l’état actuel du système

$\mathbf{x}_k = [\rho_1 \ \rho_2 \ \theta \ \dot{\rho}_1 \ \dot{\rho}_2 \ \dot{\theta}]^T$ est nécessaire. Cette estimation est réalisée par un observateur d'état (Figure 5.7).

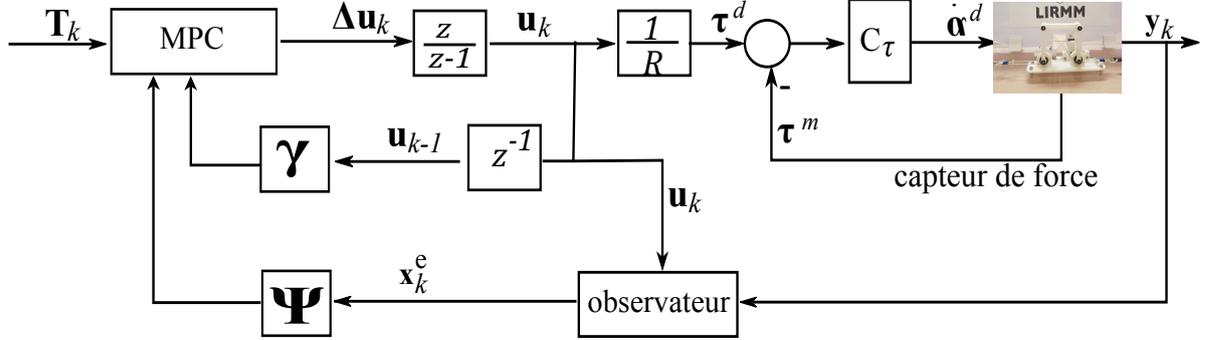


Figure 5.7 – Stratégie de commande proposée basée sur un contrôleur *MPC*.

Un observateur de *Luenberger* a été choisi pour estimer le vecteur \mathbf{x}_k^e déterminé par :

$$\mathbf{x}_k^e = \mathbf{A}_k \mathbf{x}_{k-1}^e + \mathbf{B}_k \mathbf{u}_k + \mathbf{d}_k + L(\mathbf{y}_k - \mathbf{C}_k \mathbf{x}_{k-1}^e) \quad (5.26)$$

où L représente la matrice du gain de l'observateur. Le calcul de L est réalisé en imposant les pôles de la matrice $(\mathbf{A}_k - L\mathbf{C}_k)$. Ces pôles sont choisis dans le cercle unité pour assurer la stabilité du système. Ils sont choisis égaux à $\mathbf{p} = [0.1 \ 0.1 \ 0.2 \ 0.9 \ 0.9 \ 0.9]$. La matrice L résultante est de la forme :

$$L = \begin{bmatrix} 0.9 & -0.8 * 10^{-3} & -5.2 * 10^{-3} \\ 0.2 * 10^{-3} & 0.9 & -4.2 * 10^{-3} \\ 0.1 & -0.1 & 0.84 \\ 2.8 & 2.5 * 10^{-3} & -0.01 \\ 0.4 * 10^{-3} & 2.8 & -16 * 10^{-3} \\ 71.3 & -71.3 & 9.5 \end{bmatrix} \quad (5.27)$$

Le vecteur d'état estimé \mathbf{x}_k^e permet finalement de fermer la boucle de commande et ainsi mettre à jour les matrices du *MPC* à chaque itération k .

Étude de l'influence des matrices de pondération

Les matrices de pondération \mathbf{Q} et \mathbf{R} permettent de donner plus ou moins d'importance aux termes de \mathbf{V}_k (5.24). La solution optimale au problème de commande dépend alors des valeurs que nous donnons à ces matrices, nous permettant ainsi de prioriser la minimisation des erreurs que nous considérons critiques. Une étude sur la valeur de ces

matrices et leur influence est menée ici afin de déterminer l'impact de ces éléments sur la réponse finale du contrôleur *MPC* durant la phase de suivi de position.

Comme nous pouvons l'observer dans l'équation (5.21), la matrice \mathbf{Q} permet de pondérer l'influence de l'erreur \mathbf{E}_k entre les consignes désirées \mathbf{T}_k et les états prédits \mathbf{Y}_k du système, tandis que la matrice \mathbf{R} pénalise la variation de la commande appliquée $\Delta\mathbf{U}_k$. La matrice \mathbf{Q} est une matrice diagonale de taille $\mathbf{m}H_p * \mathbf{m}H_p$. Sa diagonale est composée par des matrices \mathbf{Q}_{unit} de taille $\mathbf{m} * \mathbf{m}$. Dans notre cas, cette matrice est définie comme :

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_{\text{unit}} & \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{Q}_{\text{unit}} & \dots & \mathbf{0} \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ \mathbf{0} & & \dots & \mathbf{Q}_{\text{unit}} \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

avec :

$$\mathbf{Q}_{\text{unit}} = \begin{bmatrix} Q_{\rho 1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Q_{\rho 2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Q_{\theta} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & Q_{\rho 1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & Q_{\rho 2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Q_{\dot{\theta}} \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

De la même manière, \mathbf{R} est une matrice diagonale de taille $\mathbf{l}H_u * \mathbf{l}H_u$, avec des matrices \mathbf{R}_{unit} de taille $\mathbf{l} * \mathbf{l}$, sur sa diagonale :

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\text{unit}} & \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{R}_{\text{unit}} & \dots & \mathbf{0} \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ \mathbf{0} & & \dots & \mathbf{R}_{\text{unit}} \end{bmatrix} \quad (5.30)$$

Avec :

$$\mathbf{R}_{\text{unit}} = \begin{bmatrix} R_{C1} & 0 \\ 0 & R_{C2} \end{bmatrix} \quad (5.31)$$

Afin d'étudier l'impact de chacun des éléments des matrices \mathbf{Q}_{unit} et \mathbf{R}_{unit} sur la solution optimale $\Delta\mathbf{U}_k$, nous avons évalué les performances de suivi de trajectoire du schéma de commande. Nous avons d'abord défini un échelon sur l'angle du parallélogramme $\mathbf{x}_{k+i}^d = [0 \ 0 \ 80^\circ \ 0 \ 0 \ 0] \ \forall i > 0$. Ensuite, un réglage initial des paramètres du contrôleur *MPC* a été effectuée. Les valeurs initiales de ces paramètres sont égaux à $\mathbf{Q}_{\text{unit}} = \text{diag}(1*10^{-3}, 1*10^{-3}, 9.5*10^3, 1*10^{-3}, 1*10^{-3}, 6.5)$, $\mathbf{R}_{\text{unit}} = \text{diag}(9, 9)$ et $H_p = H_u = 5$.

Finalement, chacun des paramètres de \mathbf{Q}_{unit} et \mathbf{R}_{unit} a été modifié un par un afin d'évaluer son incidence sur la réponse du système. Il est important de souligner que pendant la variation d'un paramètre, les autres paramètres du contrôleur *MPC* restent fixes à leurs valeurs initiales. Quatre étapes de variation ont été considérées dans cette étude. Dans la première étape, seul le paramètre Q_θ varie (Figure 5.8 (a)). Puis dans la deuxième étape, seul le paramètre $Q_{\dot{\theta}}$ varie (Figure 5.8 (b)). Lors de la troisième étape, les paramètres Q_{ρ_1} et Q_{ρ_2} sont définies égaux et varient simultanément (Figure 5.8 (c)). Pendant la dernière étape, les deux paramètres de la matrice \mathbf{R}_{unit} varient simultanément (Figure 5.8 (d)).

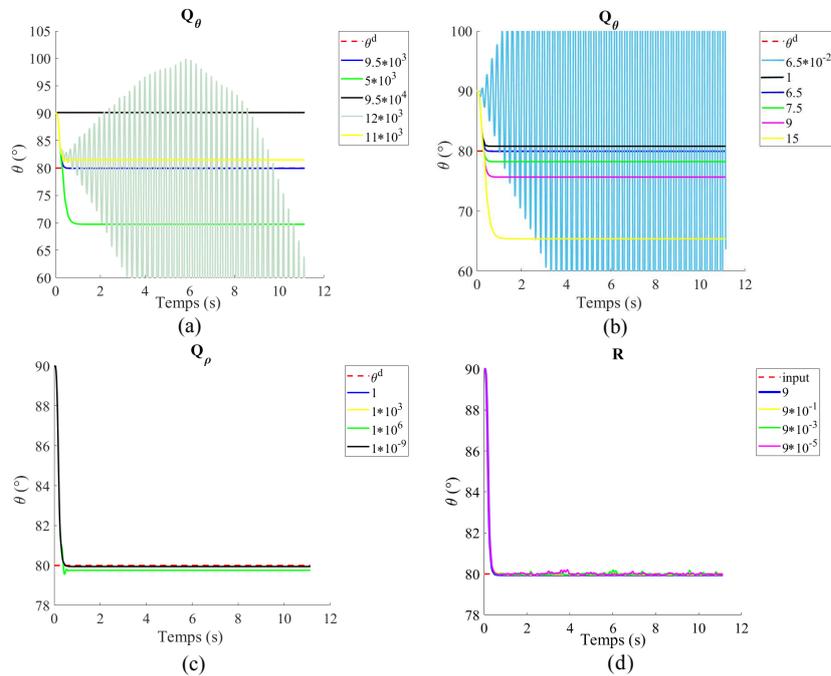


Figure 5.8 – Étude des matrices de pondération. Variation du paramètre : (a) Q_θ . (b) $Q_{\dot{\theta}}$. (c) Q_ρ . (d) \mathbf{R} .

Comme il peut être observé sur la figure 5.8, les paramètres Q_θ et $Q_{\dot{\theta}}$ sont les paramètres qui ont le plus d'incidence sur la réponse du système. Nous observons également que les paramètres de la matrice Q_ρ n'ont aucun impact sur le suivi de trajectoire. Par ailleurs, la valeur de Q_θ doit être suffisamment grande pour produire un déplacement du mécanisme, mais en même temps pas assez grand pour rendre le système instable (Figure 5.8 (a)). De même, nous observons qu'une erreur statique négative de position peut être corrigée en diminuant la valeur de Q_θ et qu'une erreur statique positive peut être compensée en l'augmentant.

Le paramètre $Q_{\dot{\theta}}$ possède une marge de variation minimale. De petites variations sur ce paramètre produisent des changements importants sur le suivi de position. Ce paramètre ne peut pas être ni très petit ni très grand, puisqu'il produit une instabilité au système (Figure 5.6 (b)). Une attention particulière sur ce terme est alors nécessaire au moment de régler le contrôleur *MPC*.

En ce qui concerne les paramètres de la matrice \mathbf{R} , nous pouvons affirmer qu'ils n'affectent pas de manière très significative la réponse finale du système (Figure 5.8 (d)). Cependant, une valeur proche de zéro dans ce paramètre permettra des variations plus agressives de la variable de contrôle, ce qui peut générer un comportement oscillatoire dans le mécanisme. Une valeur importante de ce paramètre doit alors être imposée afin de limiter ces variations de la variable de contrôle.

En résumé, lors d'une tâche de suivi de trajectoire les matrices de pondération de la fonction d'optimisation du contrôleur *MPC* doivent être sélectionnés de manière à donner plus d'importance aux paramètres qui décrivent la trajectoire. Il s'agit donc des paramètres Q_{θ} et $Q_{\dot{\theta}}$. Par ailleurs, les paramètres qui dépendent de ρ doivent être définies avec des valeurs proches de zéro afin de limiter leur effet pendant le processus d'optimisation.

5.3.5 Modulation de raideur

Le schéma de commande proposé en 4.3.3 permet également de faire une modulation de raideur. Pour cela, un changement dans les paramètres de contrôleur est nécessaire, en l'occurrence la matrice \mathbf{Q} . Lors de la modulation de raideur angulaire K_{θ} , le mécanisme doit conserver une position fixe θ^d . Comme K_{θ} dépend des tensions des câbles (5.9), des tensions désirées initiales et finales sont définies respectivement comme $\boldsymbol{\tau}^i = [\tau_1^i \ \tau_2^i]^T$ et $\boldsymbol{\tau}^f = [\tau_1^f \ \tau_2^f]^T$. Ces tensions sont calculées en résolvant l'équation (5.5). La solution est de la forme :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{W}^+ \boldsymbol{\Gamma} + \mathbf{N} \lambda \quad (5.32)$$

où \mathbf{W}^+ représente la pseudo-inverse de Moore-Penrose de \mathbf{W} . \mathbf{N} est une base du noyau de la matrice \mathbf{W} , soit $\mathbf{N} = [-L \cos(\theta/2) \ -L \sin(\theta/2)]^T$. λ est un scalaire quelconque.

Pendant la modulation de raideur, le mécanisme reste en position d'équilibre. Le couple

généralisé par les câbles doit être égal à zéro $\Gamma = 0$. Les bornes de λ , définies par $[\lambda_{\min} \lambda_{\max}]$, peuvent être alors obtenues en résolvant l'inégalité :

$$\boldsymbol{\tau}_{\min} \leq \mathbf{N}\lambda \leq \boldsymbol{\tau}_{\max} \quad (5.33)$$

Une fois les limites de λ calculées, les tensions initiales $\boldsymbol{\tau}^i$ et finales $\boldsymbol{\tau}^f$ peuvent être choisies pour les valeurs données de λ qui satisfont l'équation (5.33). Ensuite, les tensions $\boldsymbol{\tau}^i$ et $\boldsymbol{\tau}^f$ sont converties en déplacements initiaux et finaux souhaités des câbles. Ces déplacements sont calculés en utilisant (5.6) :

$$\begin{cases} \boldsymbol{\rho}^i = \frac{\boldsymbol{\tau}^i}{k} + [L\sqrt{2} - 2L\cos(\theta/2) & L\sqrt{2} - 2L\sin(\theta/2)]^T \\ \boldsymbol{\rho}^f = \frac{\boldsymbol{\tau}^f}{k} + [L\sqrt{2} - 2L\cos(\theta/2) & L\sqrt{2} - 2L\sin(\theta/2)]^T \end{cases} \quad (5.34)$$

avec $\boldsymbol{\rho}^i = [\rho_1^i \ \rho_2^i]^T$ et $\boldsymbol{\rho}^f = [\rho_1^f \ \rho_2^f]^T$, étant respectivement les déplacements initiaux et finaux souhaités des câbles.

Une trajectoire désirée de $\boldsymbol{\rho}^i$ à $\boldsymbol{\rho}^f$, peut alors être définie afin de moduler K_θ . Puisque cette trajectoire est définie en termes de déplacement des câbles, la matrice de pondération \mathbf{Q} doit être sélectionnée avec des valeurs élevées pour Q_{ρ_1}, Q_{ρ_2} et avec des valeurs faibles pour le reste des composantes. Une attention particulière doit être portée sur la composante Q_θ , car ce paramètre permettra de trouver un compromis entre la modulation de raideur et la position fixe du mécanisme. Sa valeur doit être importante pour s'assurer que l'orientation du mécanisme ne changera pas pendant la modulation de raideur du système.

5.4 Validation Expérimentale

Le schéma de commande prédictif de la figure 5.7 est évalué sur le prototype présenté sur la figure 5.3. Ce prototype a été développé en PLA par fabrication additive. Le mécanisme est actionné à l'aide de 2 moteurs à courant continu. Des câbles en fibre de polyéthylène sont déployés pour la transmission de mouvement. Deux capteurs de force sont utilisés pour mesurer les tensions des câbles. Chacun des capteurs est placé entre un moteur et un ressort. De plus, un codeur optique, avec une résolution de $0,225^\circ$, est utilisé pour mesurer l'angle θ .

Nous nous intéressons dans un premier temps à l'évaluation de la capacité de suivi de trajectoires du mécanisme. Trois chemins, allant de 90° à 45° , ont été créés en utilisant

une équation polynomiale d'ordre cinq. Le temps de parcours sur ces chemins est respectivement de 30 s, 5 s et 1 s. Les limites de tension des câbles ont été choisies égales à $\tau_{\min} = 4$ N et $\tau_{\max} = 10$ N. Les paramètres de la matrice \mathbf{Q} ont été sélectionnés en fonction de chaque trajectoire. Pour la trajectoire de 30 s, nous avons choisi $Q_\theta = 8 \cdot 10^4$ et $Q_{\dot{\theta}} = 50$. Pour les deux autres trajectoires, nous avons considéré $Q_\theta = 2.1 \cdot 10^5$ et $Q_{\dot{\theta}} = 8$. Les paramètres Q_{ρ_1} , Q_{ρ_2} , $Q_{\dot{\rho}_1}$ et $Q_{\dot{\rho}_2}$ ont été choisis égaux à 10^{-3} pour toutes les trajectoires. Les paramètres de la matrice de pondération \mathbf{R} sont définies égaux à $\mathbf{R}_{\text{unit}} = \text{diag}(9 \cdot 10^8, 9 \cdot 10^8)$. Les horizons de prédiction H_p et de commande H_u ont été fixés à 40 avec une période d'échantillonnage de 7 ms.

La solution au problème optimal de commande (5.25) est déterminée en temps réel en utilisant la méthode des points intérieurs implémentée dans la librairie *Eigen quadprog* [Vaillant et Pierre Gergondet, 2021]. Les résultats de cette expérimentation sont représentés sur la figure 5.9.

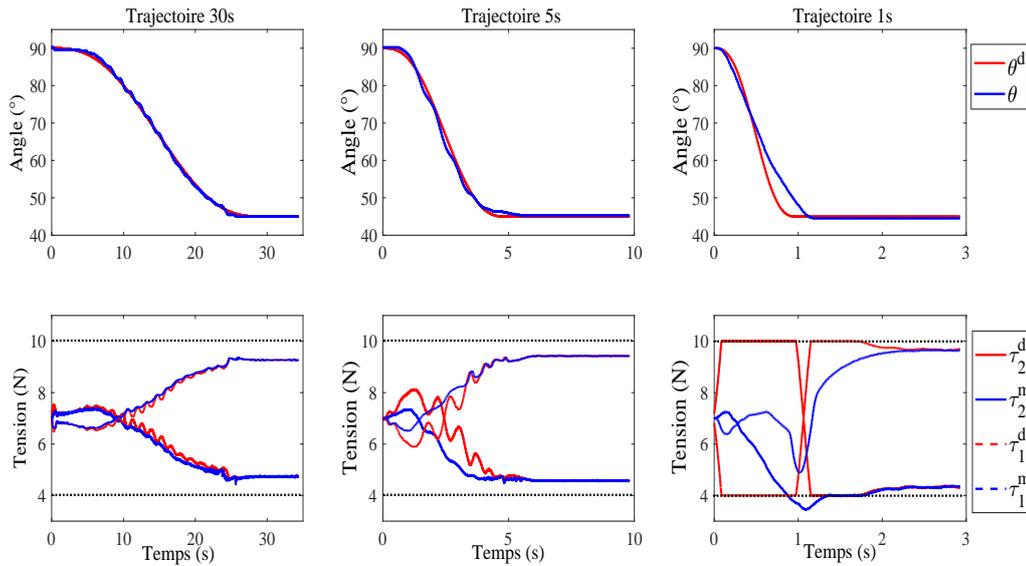


Figure 5.9 – Résultats expérimentaux du suivi de trajectoire à 30 s, 10 s et 1 s.

Nous pouvons observer que le schéma de commande prédictif présente de très bonnes performances en termes de suivi de trajectoires. L'erreur quadratique moyenne obtenue pour chacune des trajectoires est respectivement de 0.47° , 1.28° et 4.36° . L'erreur statique obtenue, pour les trois trajectoires, est inférieure ou égale à 0.225° , ce qui correspond à la résolution du codeur utilisé.

Les résultats obtenus ont été comparés à ceux présentés dans les travaux de Bohe-

Trajectoire	<i>PID</i>	<i>MPC</i>
30 s	0.97°	0.47°
5 s	3.6°	1.28°

TABLE 5.1 – Comparaison des résultats obtenues avec un contrôleur *PID* [Boehler *et al.*, 2017] et le schéma *MPC*.

ler [Boehler *et al.*, 2017], où des expériences similaires ont été menées pour évaluer les performances de suivi de trajectoire en utilisant une stratégie de commande basée sur un contrôleur *PID*. Ces données sont présentés sur le tableau 5.1. En comparant les résultats, nous constatons une réduction de l'erreur quadratique moyenne de 51% et de 64% pour les trajectoires de 30 s et 5 s respectivement, ce qui montre une amélioration considérable du suivi de trajectoire en utilisant la technique *MPC*.

Par ailleurs, nous constatons que les performances de suivi de trajectoire se dégradent lorsque la durée de la trajectoire diminue. Ceci est principalement dû à la bande passante de la boucle interne de tension (Figure 5.7). Cette dernière présente un temps de réponse de 1 s. À cause de cette limitation, les tensions désirées des câbles sont saturées. Ce constat est visible sur la trajectoire à 1 s. Une solution possible à cette limitation serait de formuler le problème *MPC* en utilisant les vitesses de rotation des moteurs $\dot{\alpha}$ comme variable de commande \mathbf{u} . Une telle formulation permettrait d'éliminer la boucle interne qui limite la bande passante du système, et ainsi améliorer le temps de réponse du système.

La modulation de raideur du système est évaluée à travers une dernière expérimentation qui se déroule en deux phases. Dans la première phase, un suivi de trajectoire est effectué pendant 30 s, passant de 90° à 70°. Une fois la phase de suivi de trajectoire terminée, la position du mécanisme est fixée à $\theta_f = 70^\circ$. Puis, une modulation de raideur est effectuée en variant la longueur des câbles du mécanisme. Pour y parvenir, une trajectoire en fonction des déplacements des câbles est créée à partir des équations définies dans (5.34), passant de \mathbf{p}^i à \mathbf{p}^f en 10 s. Le vecteur des tensions $\boldsymbol{\tau}^i$ est défini comme étant les tensions dans les deux câbles à l'issue du suivi de position, tandis que $\boldsymbol{\tau}^f$ est calculé en choisissant $\lambda = \lambda_{\max}$ et en imposant $\Gamma = \mathbf{0}$ dans l'équation (5.32) car le système est en situation quasi-statique. Les matrices de pondération pendant cette phase de modulation de raideur sont définies par $Q_{\rho_1} = Q_{\rho_2} = 7.2 * 10^5$, $Q_\theta = Q_{\dot{\rho}_1} = Q_{\dot{\rho}_2} = 1$, $Q_{\dot{\theta}} = 10^{-3}$ et $\mathbf{R} = \text{diag}(7 * 10^7, 7 * 10^7)$. Les résultats de cette expérimentation sont présentés sur la figure 5.10.

Comme nous pouvons l'observer sur la figure 5.10, la raideur angulaire K_θ du système reste constante pendant toute la phase de suivi de position. Pendant la phase de mo-

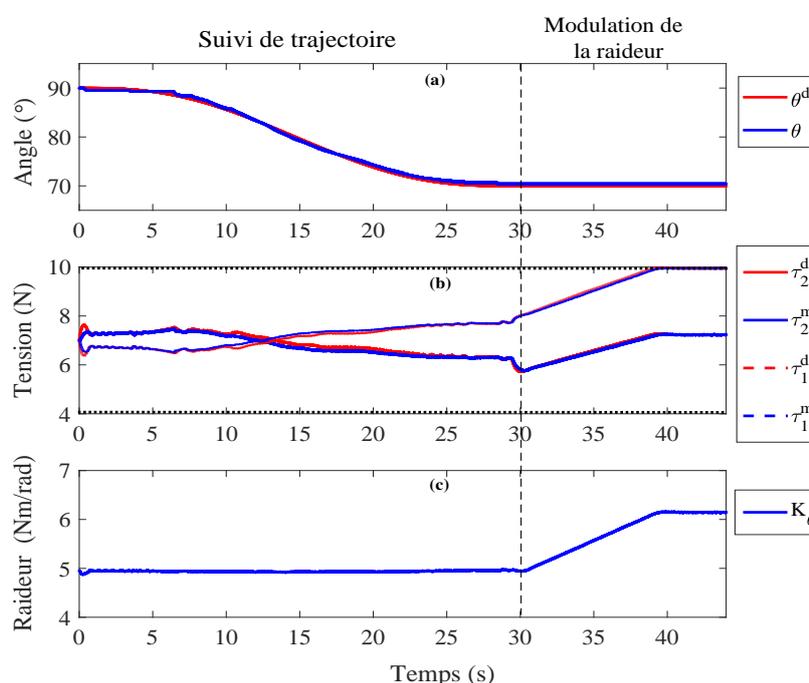


Figure 5.10 – Résultats expérimentaux de la modulation de raideur.

dulation de raideur, K_θ varie linéairement de 0.98 Nm/rad à 0.89 Nm/rad. Cette variation est liée à la variation de tension des câbles, comme prévue par l'équation (5.9). D'après les résultats obtenus, nous pouvons affirmer que pour ce mécanisme, l'évolution de la raideur angulaire K_θ est inversement proportionnelle à la variation des tensions τ (Figure 5.10 (b et c)).

5.5 Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons introduit le concept de commande prédictive et plus spécifiquement la méthodologie du *MPC*. Cette stratégie de commande avancée utilise un modèle interne du système pour prédire les états futurs sur un horizon de prédiction défini. Ces estimations sont ensuite utilisées pour résoudre un problème de commande optimale avec ou sans contraintes. L'un des avantages de la commande prédictive est sa capacité à gérer explicitement les contraintes du système. Contrairement à l'utilisation de l'AGC, pour lequel il est nécessaire d'ajouter un algorithme de faisabilité au système afin de prévenir des solutions en dehors des limites prédéfinies, le contrôleur *MPC* est capable de déterminer des solutions toujours faisables qui respectent les contraintes imposées. D'autre part, l'utilisation d'un modèle dynamique dans le schéma de commande permet

d'améliorer les capacités de suivi de position, en particulier pour les trajectoires à courte durée.

Un schéma de commande *MPC* a été proposé afin de commander la position et la raideur du système. Cette stratégie est composée d'une boucle externe de commande de type *MPC* et d'une boucle interne de tension. Cette dernière se charge d'asservir finement les tensions dans les câbles qui sont converties et envoyées sous forme de vitesses angulaires désirées aux actionneurs. Un réglage adéquat des matrices de pondération \mathbf{Q} et \mathbf{R} permet de basculer d'un asservissement de position en une modulation de raideur du mécanisme.

Le schéma de commande proposé a été validé expérimentalement sur un mécanisme de tensegrité plan à 1 DDL. Les résultats ont montré de bonnes performances de suivi de trajectoires. Une erreur statique de position inférieure à 0.225° est obtenue pour les trajectoires considérées. Une réduction allant jusqu'à 64% de l'erreur quadratique moyenne a été obtenue pendant le suivi de position en comparaison avec les résultats de la littérature. De plus, le contrôleur *MPC* a été capable de moduler la raideur du système sans affecter sa position, montrant ainsi sa capacité de réaliser un contrôle découplé de la position et de la raideur du système.

Conclusion Générale

Les travaux présentés dans cette thèse contribuent, d'une part, à l'état de l'art des dispositifs robotiques dédiés aux procédures de radiologie interventionnelle, et d'autre part, au développement des stratégies de commande pour le suivi de trajectoire et la modulation de raideur des mécanismes de tensegrité. Une synthèse des différents résultats obtenus et un aperçu des perspectives à ce travail de thèse sont présentés dans la suite.

Synthèse des travaux réalisés

L'utilisation de l'IRM pour guider des procédures percutanées en radiologie interventionnelle représente une voie prometteuse pour le diagnostic et le traitement thérapeutique des tumeurs, en particulier grâce à son caractère non-ionisant et à la qualité de ses images. Néanmoins, l'IRM impose des contraintes d'accessibilité fortes qui rend son utilisation très compliquée dans l'accomplissement de ces gestes. Dans le cas des organes mobiles, cette complexité l'est encore davantage. Ceci est principalement dû aux variations de position de l'organe en fonction du cycle respiratoire. Motivé par ce contexte, les travaux réalisés dans cette thèse ont été dédiés à la conception d'un dispositif robotique compatible IRM pour la réalisation des procédures de RI sur des organes mobiles tels que le foie.

Nous avons proposé, dans le **Chapitre 1**, l'utilisation des mécanismes de tensegrité. Le déport d'actionnement grâce à une transmission à câbles, la légèreté et la résistance structurelle obtenues grâce à la combinaison des barres et des câbles, la grande plage de mouvement et la capacité de variation de raideur sont les différents atouts qui nous ont motivé à proposer ces mécanismes de tensegrité comme solution aux différents problèmes de conception. Dans le **Chapitre 2**, une première version du dispositif robotique a été présentée. Dans le **Chapitre 3**, une stratégie de commande basée sur un algorithme de gestion de tension est développée. Le **Chapitre 4** introduit une deuxième version du dispositif robotique. Enfin, le **Chapitre 5** présente un contrôleur prédictif linéaire pour les mécanismes de tensegrité. L'analyse des travaux réalisés et des résultats obtenus est synthétisée sur deux volets. Le premier volet est dédié à la conception du dispositif robotique, tandis que le deuxième est consacré aux stratégies de commande proposées.

Conception du dispositif robotique

Nous avons proposé un dispositif à centre de rotation déporté pour la manipulation de l'aiguille. Ce dispositif, à 2 degrés de liberté, est composé de deux mécanismes de tensegrité plans. L'actionnement du dispositif est déporté grâce à une transmission à câbles. Le déport des actionneurs est utilisé pour assurer la compatibilité électromagnétique avec l'IRM et réduire l'encombrement du dispositif. Des ressorts linéaires ont été connectés en série aux câbles afin de permettre la modulation de la raideur du dispositif. Une solution au suivi de mouvements physiologiques a été proposée en plaçant le robot sur l'abdomen du patient et en exploitant la propriété inhérente de variation de raideur de ces mécanismes de tensegrité. D'une part, une augmentation de la raideur angulaire pendant l'insertion de l'aiguille permettrait de garantir un niveau adéquat de précision. D'autre part, une diminution de la raideur du mécanisme permettrait de s'adapter aux mouvements de l'organe et ainsi éviter toute lacération possible.

Une première version du dispositif a été conçue à partir de deux parallélogrammes de tensegrité disposés en parallèle. Les centres de rotation déporté de chaque parallélogramme ont été confondus pour définir un *RCM* commun. Ce dernier a été défini comme étant le point d'insertion de l'aiguille sur la peau. La connexion entre les deux parallélogrammes a été assurée par une liaison pivot-glissant. Nous avons élaboré les différents modèles géométrique, statique, cinématique et de raideur du mécanisme. Ces modèles ont permis de déterminer l'espace de travail, de détecter les singularités et d'évaluer la plage de raideur du mécanisme proposé. Un prototype expérimental de cette première version a été réalisée par fabrication additive. Les performances de reconfiguration et de variation de raideur ont été évaluées expérimentalement sur le prototype développé. Une analyse de ces performances a permis d'identifier des problèmes de singularité de conception liés à la liaison pivot-glissant.

Pour pallier cette singularité, une deuxième version du mécanisme a été développée. Composée par un double parallélogramme disposé en parallèle par rapport à un simple parallélogramme, cette version du mécanisme a permis de remplacer la liaison pivot-glissant par une liaison cardan. L'amélioration structurelle a conduit à une définition plus précise du *RCM* et une nette amélioration des performances de suivi de trajectoire et de modulation de raideur.

Synthèse des stratégies de commande proposées

Dans un premier temps, nous avons proposé une stratégie de commande fondée sur l'utilisation d'un algorithme de gestion coordonnée des tensions des câbles. Cet algorithme exploite la redondance cinématique du mécanisme afin de moduler sa raideur. Cette stratégie de commande a permis de piloter de manière asynchrone l'orientation

et la raideur du mécanisme. Elle a permis également de découpler les mobilités du mécanisme, offrant ainsi la possibilité d'orienter le mécanisme ou de moduler sa raideur suivant une des mobilités du mécanisme ou les deux en même temps de manière indépendante. Des expérimentations ont été menées sur les deux prototypes du dispositif afin d'évaluer leurs performances. De très bonnes performances de suivi de trajectoires lentes ont été observées. Cependant, une baisse de ces performances a été observée pour des trajectoires rapides.

Une deuxième stratégie de commande fondée sur un contrôleur *MPC* été alors proposée. Contrairement à la première stratégie de commande, la commande *MPC* permet de gérer explicitement toutes les contraintes du système en même temps. Par ailleurs, pour choisir entre le suivi de trajectoire et la modulation de la raideur, il suffit simplement de modifier les valeurs des matrices de pondération. Cette stratégie de commande a été validée expérimentalement sur un mécanisme de tensegrité plan. Cette validation a montré la capacité que possède cette stratégie à moduler la raideur du système sans affecter sa position, permettant ainsi un contrôle découplé de la position et de la raideur du dispositif. Des résultats très prometteurs de suivi de trajectoires rapides ont été alors obtenus.

Perspectives

Au cours de ce travail de thèse, les prototypes développés ont permis d'établir une preuve de faisabilité quand au développement d'un assistant robotique à raideur variable dédié aux interventions en radiologie interventionnelle pour des organes mous et mobiles. Cependant, quelques modifications sont nécessaires afin d'améliorer les performances du dispositif. La réalisation d'un traitement de surface des différentes pièces du mécanisme est pertinente pour réduire la friction de la liaison cardan. Le remplacement des éléments métalliques du prototype est nécessaire avant d'envisager une expérimentation clinique. Pour cela, différentes techniques de fabrication additive peuvent être explorées afin de concevoir des axes très résistants à partir des matériaux non-ferreux. Le remplacement des différents codeurs optiques devrait être également considéré. L'utilisation des marqueurs dans la structure pour mesurer l'orientation du guide de l'aiguille à partir des images IRM est une solution intéressante à envisager.

Par ailleurs, une optimisation des différentes dimensions du mécanisme est également envisagée pour éliminer les collisions entre les parallélogrammes. Cette modification permettra alors de valider la totalité de l'espace de travail obtenu. Plus largement, une optimisation structurelle tenant en compte des emplacements des câbles pourrait être menée pour réduire la taille du mécanisme et faciliter ainsi son intégration. Une validation expérimentale de la raideur angulaire du mécanisme est également un développe-

ment nécessaire à court terme. L'ajout de jauges de contrainte sur la structure permettra de mesurer la déformation du guide de l'aiguille et ainsi de faire une estimation de sa raideur angulaire.

La plage de raideur angulaire obtenue pour les deux prototypes sur l'ensemble de l'espace de travail est très irrégulière. En effet, l'étendue de la plage de raideur diminue fortement en s'approchant des bords de l'espace de travail. Cette diminution est due au fait que la plage de variation des tensions des câbles pour moduler la raideur quand la structure est en équilibre se rétrécit au fur et à mesure que l'on s'éloigne du milieu de l'espace de travail, ce qui impacte directement la plage de raideur. Conceptuellement, cette irrégularité est liée directement à l'utilisation des parallélogrammes dans la conception des mécanismes de tenségrité. L'utilisation des éléments de base, autres que les parallélogrammes, pour concevoir des mécanismes *RCM* de tenségrité à raideur variable pourrait être d'intérêt.

Une autre perspective, à court terme, est l'implémentation du contrôleur *MPC* proposé sur le mécanisme de tenségrité à 2 DDL. À plus long terme, un asservissement bas des niveaux des actionneurs en couple, en équipant les moteurs d'un couple-mètre, permettrait d'éviter la conversion du couple en tension par une relation quasi-statique et ainsi d'éliminer la boucle interne en tension. Cette élimination permettrait d'augmenter la bande passante de la commande *MPC* et permettrait d'améliorer les performances de suivi de trajectoire rapide.

Plus largement pour la commande des mécanismes de tenségrité, il est possible d'envisager un contrôle conjoint de la position et de la raideur. À travers la commande *MPC*, un suivi de trajectoire en position synchronisé avec un déplacement des câbles pour la modulation de la raideur semble alors possible en agissant sur les matrices de pondération. Un compromis entre le suivi de trajectoire et le déplacement des câbles devrait alors être défini en fonction de l'application visée. Cela représenterait alors une nouvelle voie d'exploration dans la commande des mécanismes de tenségrité.



Calcul des régions de singularités du mécanisme à 2 DDL

Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre 2, le mécanisme proposé possède 4 régions de singularités qui divisent son espace de travail. Dans cette annexe, nous présentons le détail de calcul des deux régions de singularités déterminées par la résolution de l'équation suivante :

$$\sin(\alpha)\sin(\phi_1) + \cos(\alpha)\cos(\phi_1)\cos(\beta_1) = 0$$

$$\tan(\phi_1) = -\frac{\cos(\alpha)\cos(\beta_1)}{\sin(\alpha)} \quad (\text{A.1})$$

L'angle ϕ_1 peut être exprimé en fonction des angles β_i , comme il a été montré lors de la formulation du modèle géométrique direct (cf. section 2.2.3). L'équation reliant ces angles est :

$$\phi_1 = \text{atan2}(-\sin(\beta'_1)\cos(\delta) + \tan(\beta'_2)\cos(\beta'_1), \sin(\delta)) \quad (\text{A.2})$$

En remplaçant (A.2) en (A.1), on obtient :

$$\frac{-\sin(\beta'_1)\cos(\delta) + \tan(\beta'_2)\cos(\beta'_1)}{\sin(\delta)} = -\frac{\cos(\alpha)\cos(\beta_1)}{\sin(\alpha)} \quad (\text{A.3})$$

avec : $\beta'_1 = \beta_1 - \beta_0$ et $\beta'_2 = \beta_2 + \beta_0$.

En réécrivant l'équation (A.3) :

$$\frac{-\sin(\beta_1')\cos(\delta)\sin(\alpha) + \sin(\alpha)\tan(\beta_2')\cos(\beta_1') + \cos(\alpha)\sin(\delta)\cos(\beta_1)}{\sin(\delta)\sin(\alpha)} = 0 \quad (\text{A.4})$$

Les deux régions de singularités sont alors déterminées par la solution de l'équation (A.4). Ces expressions sont :

$$\begin{aligned} \beta_1 &= \mathbf{Sol1} \\ \beta_2 &= \mathbf{Sol2} \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

avec :

$$\mathbf{Sol1} = \text{atan}\left(\frac{\cos(\beta_2+\beta_0)\sin(\alpha)\sin(\beta_0)\cos(\rho)+\sin(\beta_2+\beta_0)\sin(\alpha)\cos(\beta_0)+\cos(\beta_2+\beta_0)\cos(\alpha)\sin(\rho)}{\sin(\alpha)(\cos(\beta_0)\cos(\rho)\cos(\beta_2+\beta_0)-\sin(\beta_2+\beta_0)\sin(\beta_0))}\right) \quad (\text{A.6})$$

$$\mathbf{Sol2} = -\beta_0 - \text{atan}\left(\frac{\cos(\alpha)*\cos\beta_1*\sin(\rho)+\cos(\rho)*\sin(-\beta_1+\beta_0)*\sin(\alpha)}{\cos(-\beta_1+\beta_0)*\sin(\alpha)}\right)$$

Tests de validation du RCM du mécanisme

Deux tests supplémentaires ont été réalisés afin de valider la précision du *RCM* du mécanisme. Dans ces tests, nous avons positionné le capteur magnétique à une distance verticale d'environ 1 mm par rapport au *RCM* théorique (Figure B.1 et B.2). Également au test présenté dans le chapitre 4, des trajectoires manuelles ont été réalisées sans l'activation de la chaîne d'actionnement. Les points d'intersection entre le vecteur directeur des points d'échantillonnage et le plan z_0 ont été déterminés et illustrés sur les figures B.1 et B.2. Cet ensemble de points d'intersection définira le *RCM* réel du mécanisme.

Comme nous pouvons l'observer dans le cas du test 2 (Figure B.1), le *RCM* réel du mécanisme est inscrit à l'intérieur d'un cercle de rayon 0.6 mm, avec une concentration majoritaire des points autour de la position $[0-0.15]$ du repère \mathcal{R}_0 . Pour le test 3 (Figure B.2), le *RCM* est également inscrit à l'intérieur d'un cercle de rayon 0.6 mm. À partir de ces résultats, nous pouvons affirmer que la précision du *RCM* est identique pour ces deux tests et supérieure à celle du test présenté dans le chapitre 4.

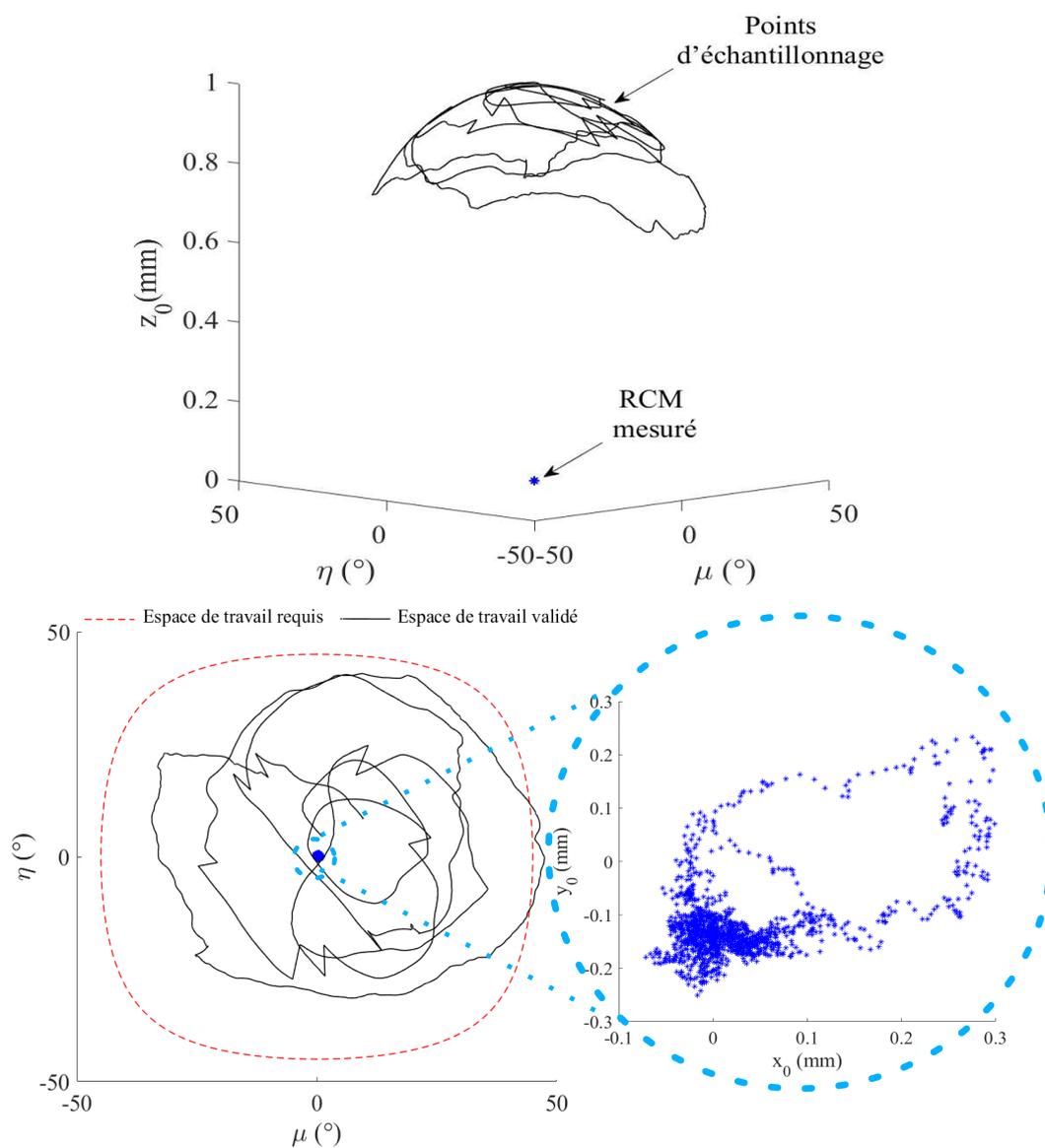


Figure B.1 – Test 2 validation du *RCM* du mécanisme

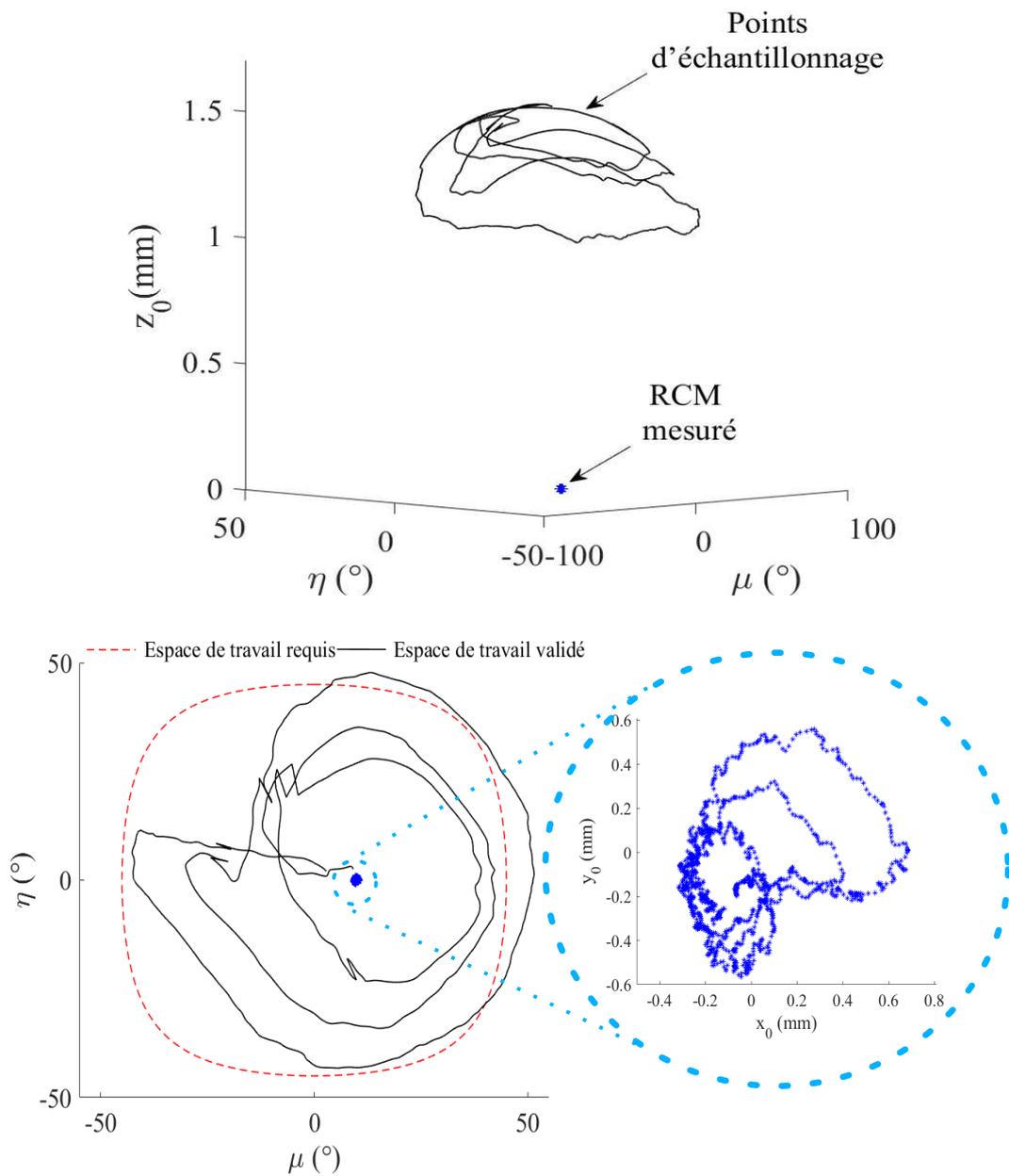


Figure B.2 – Test 3 validation du *RCM* du mécanisme

Bibliographie

- Kurilpa Pedestrian Bridge, 2020. URL <https://www.coxarchitecture.com.au/project/kurilpa-pedestrian-bridge/>. Cité pages 1 and 32.
- Stadium guide : stade ciudad de la plata, 2020. URL <https://www.stadiumguide.com/ciudaddeplata/>. Cité pages 1 and 32.
- S ABDELAZIZ, L BARBÉ, P RENAUD, M de MATHELIN et B BAYLE : Control of cable-driven manipulators in the presence of friction. *Mechanism and Machine Theory*, 107: 139–147, 2017. ISSN 0094-114X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X1630249X>. Cité page 66.
- S ABDELAZIZ, L ESTEVENY, L BARBÉ, P RENAUD, B BAYLE et M de MATHELIN : Development of a MR-compatible cable-driven manipulator : Design and technological issues. *In 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1488–1494, 2012. ISBN 1050-4729 VO -. Cité pages 20 and 26.
- J B ALDRICH et R E SKELTON : Time-energy optimal control of hyper-actuated mechanical systems with geometric path constraints. *In Proceedings of the 44th IEEE Conference on Decision and Control*, pages 8246–8253, 2005. ISBN 0191-2216 VO -. Cité page 64.
- Jack ALDRICH, Robert SKELTON et Ken KREUTZ-DELGADO : *Control Synthesis for a Class of Light and Agile Robotic Tensegrity Structures*, volume 6. jul 2003. ISBN 0-7803-7896-2. Cité page 65.
- Sarah Badra AMOURI, Julien AVERSENG et Jean-François DUBÉ : Active control design of modular tensegrity structures. *In International Association for Shell and Spatial Structures (IASS) Symposium 2013*, page 5 p., Wroclaw, Poland, septembre 2013. URL <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00869091>. Cité page 64.
- Mojtaba AZADI et Saeed BEHZADIPOUR : A Planar Cable-Driven Mechanism as a New Variable Stiffness Element, 2007. Cité page 46.
- R BAUMANN, W MAEDER, D GLAUSER et R CLAVEL : The PantoScope : a spherical remote-center-of-motion parallel manipulator for force reflection. *In Proceedings of International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 718–723 vol.1, 1997. ISBN VO - 1. Cité pages 43 and 51.

- S M A BECKER, K TABELOW, S MOHAMMADI, N WEISKOPF et J POLZEHL : Adaptive smoothing of multi-shell diffusion weighted magnetic resonance data by msPOAS. *NeuroImage*, 95:90–105, 2014. ISSN 1053-8119. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811914002146>. Cité page 19.
- Quentin BOEHLER : *Analyse, conception et commande de mécanismes de tensegrité et systèmes précontraints*. Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, 2016. Cité pages 1, 47, and 48.
- Quentin BOEHLER, Salih ABDELAZIZ, Marc VEDRINES, Philippe POIGNET et Pierre RENAUD : From modeling to control of a variable stiffness device based on a cable-driven tensegrity mechanism. *Mechanism and Machine Theory*, 107:1–12, jan 2017. Cité pages 5, 26, 65, 66, and 127.
- Samuel BOUCHARD, Clément GOSSELIN et Brian MOORE : On the Ability of a Cable-Driven Robot to Generate a Prescribed Set of Wrenches. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2(1), dec 2009. ISSN 1942-4302. URL <https://doi.org/10.1115/1.4000558>. Cité page 67.
- Guillaume BOULIANE-BLAIS : Design of a Soft Multi-Degree of Freedom Tool Positioner With Variable Stiffness Integrating Molded Air Muscles Actuation, Granular Jamming and Dielectric Elastomer Sensing. *Proceedings of the ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference.*, 5B : 39th:1–8, 2015. Cité pages 1, 24, 25, and 26.
- I BRICAULT, N ZEMITI, E JOUNIAUX, C FOUARD, E TAILLANT, F DORANDEU et P CINQUIN : Light Puncture Robot for CT and MRI Interventions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(3):42–50, 2008. ISSN 1937-4186 VO - 27. Cité pages 1, 20, 23, 24, and 26.
- Arnaud BRUYAS : *Apport de la fabrication additive multi-matériaux pour la conception robotique*. Thèse de doctorat, 2015. Cité page 43.
- E F CAMACHO et C B ALBA : *Model Predictive Control*. Advanced Textbooks in Control and Signal Processing. Springer London, 2013. ISBN 9780857293985. URL <https://books.google.fr/books?id=tXZDAAAQBAJ>. Cité pages 104 and 108.
- B CERA et A M AGOGINO : Multi-Cable Rolling Locomotion with Spherical Tensegrities Using Model Predictive Control and Deep Learning. In *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1–9, 2018. ISBN 2153-0866 VO -. Cité page 109.
- Wai Leung CHAN, Diego ARBELAEZ, Frederic BOSSENS et Robert E SKELTON : Active vibration control of a three-stage tensegrity structure. In *Proc.SPIE*, volume 5386, jul 2004. URL <https://doi.org/10.1117/12.540144>. Cité page 64.

-
- Dominique CHAPUIS, Roger GASSERT, Gopi GANESH, Etienne BURDET et Hannes BLEULER : *Investigation of a Cable Transmission for the Actuation of MR Compatible Haptic Interfaces*. feb 2006. ISBN 1-4244-0040-6. Cité pages 20 and 34.
- Kiyoyuki CHINZEI, Nobuhiko HATA, Ferenc A et Ron KIKINIS : *MR Compatible Surgical Assist Robot : System Integration and Preliminary Feasibility Study*. nov 2000. Cité pages 20 and 22.
- Kiyoyuki CHINZEI, Ron KIKINIS et Ferenc A JOLESZ : MR Compatibility of Mechatronic Devices : Design Criteria BT - Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention àÀ MICCAI'99. pages 1020–1030, Berlin, Heidelberg, 1999. Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-540-48232-1. Cité page 18.
- Oriana CIACIO : Le Foie et les Voies biliaires : Anatomie. 2020. URL <https://www.centre-hepato-biliaire.org/maladies-foie/anatomie-foie.html{#}:{~}:text=Ilestitu{é}dansla,del'anglecoliquedroit>. Cité pages 1 and 14.
- D W CLARKE, C MOHTADI et P S TUFFS : Generalized predictive controlàÀPart I. The basic algorithm. *Automatica*, 23(2):137–148, 1987. ISSN 0005-1098. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0005109887900872>. Cité page 109.
- Gregory A COLE, Kevin HARRINGTON, Hao SU, Alex CAMILO, Julie G PILITSIS et Gregory S FISCHER : Closed-Loop Actuated Surgical System Utilizing Real-Time In-Situ MRI Guidance BT - Experimental Robotics : The 12th International Symposium on Experimental Robotics. pages 785–798. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-28572-1. URL https://doi.org/10.1007/978-3-642-28572-1_{_}54. Cité page 19.
- Simona-Mariana CRETU : Tensegrity Concept àÀ From Natural Systems to Robots BT - Proceedings of EUROMES 08. pages 549–557, Dordrecht, 2009. Springer Netherlands. ISBN 978-1-4020-8915-2. Cité page 32.
- C R CUTLER et B L RAMAKER : Dynamic matrix control?? A computer control algorithm. *Joint Automatic Control Conference*, 17:72, 1980. Cité page 108.
- B de JAGER et R E SKELTON : Input-output selection for planar tensegrity models. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 13(5):778–785, 2005. ISSN 1558-0865 VO - 13. Cité page 64.
- R M C DE KEYSER et A R VAN CAUWENBERGHE : A Self-tuning Predictor as Operator Guide. *IFAC Proceedings Volumes*, 12(8):1249–1256, 1979. ISSN 1474-6670. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1474667017655502>. Cité page 108.

- V de LÉDINGHEN et J VERGNIOL : Transient elastography (FibroScan). *Gastroentérologie Clinique et Biologique*, 32(6, Supplement 1):58–67, 2008. ISSN 0399-8320. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0399832008739940>. Cité page 17.
- DEFOSSEZ G, Uhry Z LE GUYADERAŠPEYROU S et Dantony E GROSCLAUDE P, COLONNA M : Estimations nationales de l'incidence et de la mortalité par cancer en France métropolitaine entre 1990 et 2018.Synthèse., 2019. Cité page 14.
- Mary F. DEMPSEY, Barrie CONDON et Donald M. HADLEY : Investigation of the factors responsible for burns during MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(4):627–631, 2001. ISSN 10531807. Cité page 18.
- S DJOUADI, R. MOTRO, C. PONS J et B. CROSNIER : Active Control of Tensegrity Systems. *Journal of Aerospace Engineering*, 11(2):37–44, apr 1998. URL [https://doi.org/10.1061/\(ASCE\)0893-1321\(1998\)11:2\(37\)](https://doi.org/10.1061/(ASCE)0893-1321(1998)11:2(37)). Cité page 64.
- B FALLAHI, M KHADEM, C ROSSA, R SLOBODA, N USMANI et M TAVAKOLI : Extended bicycle model for needle steering in soft tissue. *In 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 4375–4380, 2015. ISBN VO -. Cité page 104.
- Gregory S FISCHER, Axel KRIEGER, Iulian IORDACHITA, Csaba CSOMA, Louis L WHITCOMB et Gabor FICHTINGER : MRI Compatibility of Robot Actuation Techniques A Comparative Study BT - Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention AŠ MICCAI 2008. pages 509–517, Berlin, Heidelberg, 2008. Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-540-85990-1. Cité pages 20 and 25.
- E FRANCO, D BRUJIC, M REA, W M GEDROYC et M RISTIC : Needle-Guiding Robot for Laser Ablation of Liver Tumors Under MRI Guidance. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(2):931–944, 2016. ISSN 1941-014X VO - 21. Cité pages 1, 23, 24, and 26.
- J M FRIESEN, P GLICK, M FANTON, P MANOVI, A XYDES, T BEWLEY et V SUNSPIRAL : The second generation prototype of a Duct Climbing Tensegrity robot, DuCTTv2. *In 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2123–2128, 2016. ISBN VO -. Cité pages 1 and 34.
- Masaru FUJII, Shinichiro YOSHII et Y KAKAZU : Movement Control of Tensegrity Robot. *In IAS*, 2006. Cité page 65.
- Richard Buckminster FULLER : Tensile-integrity structures, 1959. Cité page 29.
- Richard Buckminster FULLER : *Ideas and Integrities*. 1 édition, 1963. Cité page 32.

-
- J GANGLOFF, R GINHOUX, M de MATHELIN, L SOLER et J MARESCAUX : Model predictive control for compensation of cyclic organ motions in teleoperated laparoscopic surgery. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 14(2):235–246, 2006. ISSN 1558-0865 VO - 14. Cité page 109.
- Carlos E GARCÍA, David M PRETT et Manfred MORARI : Model predictive control : Theory and practice—A survey. *Automatica*, 25(3):335–348, 1989. ISSN 0005-1098. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/000510988900022>. Cité page 109.
- Roger GASSERT, Akio YAMAMOTO, Dominique CHAPUIS, Ludovic DOVAT, Hannes BLEULER et Etienne BURDET : Actuation methods for applications in MR environments. *Concepts in Magnetic Resonance Part B : Magnetic Resonance Engineering*, 29B(4):191–209, oct 2006. ISSN 1552-5031. URL <https://doi.org/10.1002/cmr.b.20070>. Cité page 20.
- GLOBOCAN : Liver cancer stats, 2018. URL <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/cancers/11-Liver-fact-sheet.pdf>. Cité page 14.
- M GOUTTEFARDE, J LAMAURY, C REICHERT et T BRUCKMANN : A Versatile Tension Distribution Algorithm for n -DOF Parallel Robots Driven by $n+2$ Cables. *IEEE Transactions on Robotics*, 31(6):1444–1457, 2015. ISSN 1941-0468 VO - 31. Cité page 68.
- M HADAVAND, A MIRBAGHERI, H SALARIEH et F FARAHMAND : Design of a force-reflective master robot for haptic telesurgery applications : RoboMaster1. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 7037–7040, 2011. ISBN 1558-4615 VO -. Cité page 43.
- M HADAVAND, M D NAISH et R V PATEL : A parallel Remote Center of Motion mechanism for needle-based medical interventions. In *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 1–6, 2014. ISBN 2155-1782 VO -. Cité page 43.
- Blake HANNAFORD, Jacob ROSEN, Diana W FRIEDMAN, Hawkeye KING, Phillip ROAN, Lei CHENG, Daniel GLOZMAN, Ji MA et Sina Nia KOSARI : Raven-II : An Open Platform for Surgical Robotics Research. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 60(4):954–959, 2013. Cité page 41.
- K HARADA, K TSUBOUCHI, M G FUJIE et T CHIBA : *Micro Manipulators for Intrauterine Fetal Surgery in an Open MRI*, volume 2005. may 2005. ISBN 0-7803-8914-X. Cité page 20.

- Nobuhiko HATA, Ryuji HASHIMOTO, Junichi TOKUDA et Shigeo MORIKAWA : *Needle Guiding Robot for MR-guided Microwave Thermo-therapy of Liver Tumor using Motorized Remote-Center-of-Motion Constraint.*, volume 2005. jan 2005. Cité pages 1, 22, 23, and 25.
- Rüdiger HOFFMANN, Christoph THOMAS, Hansjörg REMPP, Diethard SCHMIDT, Philippe L PEREIRA, Claus D CLAUSSEN et Stephan CLASEN : Performing MR-guided biopsies in clinical routine : factors that influence accuracy and procedure time. *European Radiology*, 22(3):663–671, 2012. ISSN 1432-1084. URL <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2297-x>. Cité page 27.
- D HUSTIG-SCHULTZ, V SUNSPIRAL et M TEODORESCU : Morphological design for controlled tensegrity quadruped locomotion. In *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 4714–4719, 2016. ISBN 2153-0866 VO -. Cité page 64.
- G P INCREMONA, A FERRARA et L MAGNI : MPC for Robot Manipulators With Integral Sliding Modes Generation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(3):1299–1307, 2017. ISSN 1941-014X VO - 22. Cité page 109.
- D E INGBER : The architecture of life. *Scientific American*, 278(1):48–57, jan 1998. ISSN 0036-8733 (Print). Cité page 31.
- S Hernandez JUAN, R E SKELTON et J M Mirats TUR : Dynamically stable collision avoidance for tensegrity based robots. In *2009 ASME/IFTOMM International Conference on Reconfigurable Mechanisms and Robots*, pages 315–322, 2009. ISBN VO -. Cité page 109.
- JR JURADO REALPE, G AICHE, S ABDELAZIZ et P POIGNET : Asynchronous and decoupled control of the position and the stiffness of a spatial RCM tensegrity mechanism for needle manipulation *. pages 3882–3888, 2020. Cité pages 2 and 83.
- Narongsak KANCHANASARATOO et Darrell WILLIAMSON : Modelling and control of class NSP tensegrity structures. *International Journal of Control*, 75(2):123–139, jan 2002. ISSN 0020-7179. URL <https://doi.org/10.1080/00207170110070563>. Cité page 65.
- J A KAUFMAN et M J LEE : *Vascular and Interventional Radiology : The Requisites E-Book*. Requisites in Radiology. Elsevier Health Sciences, 2013. ISBN 9780323076722. URL <https://books.google.fr/books?id=pTYRAAAQBAJ>. Cité page 16.
- Daeyoung KIM, Etsuko KOBAYASHI, Takeyoshi DOHI et Ichiro SAKUMA : A New, Compact MR-Compatible Surgical Manipulator for Minimally Invasive Liver Surgery BT - Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI

-
2002. pages 99–106, Berlin, Heidelberg, 2002. Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-540-45786-2. Cité page 19.
- K KIM, A K AGOGINO, A TOGHYAN, D MOON, L TANEJA et A M AGOGINO : Robust learning of tensegrity robot control for locomotion through form-finding. *In 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 5824–5831, 2015. ISBN VO -. Cité page 64.
- Y KOIZUMI, M SHIBATA et S HIRAI : Rolling tensegrity driven by pneumatic soft actuators. *In 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1988–1993, 2012. ISBN 1050-4729 VO -. Cité page 36.
- A KRIEGER, I IORDACHITA, S SONG, N B CHO, P GUION, G FICHTINGER et L L WHITCOMB : Development and preliminary evaluation of an actuated MRI-compatible robotic device for MRI-guided prostate intervention. *In 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1066–1073, 2010. ISBN 1050-4729 VO -. Cité page 26.
- A KRIEGER, G METZGER, G FICHTINGER, E ATALAR et L L WHITCOMB : A hybrid method for 6-DOF tracking of MRI-compatible robotic interventional devices. *In Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, pages 3844–3849, 2006. ISBN 1050-4729 VO -. Cité page 21.
- A KRIEGER, R C SUSIL, C MENARD, J A COLEMAN, G FICHTINGER, E ATALAR et L L WHITCOMB : Design of a novel MRI compatible manipulator for image guided prostate interventions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(2):306–313, 2005. ISSN 1558-2531 VO - 52. Cité pages 21 and 26.
- E. F. Mishechenko L. S. PONTRYAGIN ET AL. : The Mathematical Theory of Optimal Processes. *ZAMM - Journal of Applied Mathematics and Mechanics* /, 43(10):514–515, jan 1962. ISSN 0044-2267. URL <https://doi.org/10.1002/zamm.19630431023>. Cité page 105.
- Michael J LEE : *Image-Guided Percutaneous Biopsy*, pages 386–400. 2013. Cité page 15.
- Gang LI, Hao SU, Gregory A COLE, Weijian SHANG, Kevin HARRINGTON, Alex CAMILO, Julie G PILITSIS et Gregory S FISCHER : Robotic system for MRI-guided stereotactic neurosurgery. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 62(4):1077–1088, apr 2015. ISSN 1558-2531. URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25376035https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4428978/>. Cité page 20.
- Ke LIU, Jiangtao WU, Glaucio H PAULINO et H Jerry QI : Programmable Deployment of Tensegrity Structures by Stimulus-Responsive Polymers. *Scientific Reports*, 7(1):3511,

2017. ISSN 2045-2322. URL <https://doi.org/10.1038/s41598-017-03412-6>. Cité pages 1, 35, and 36.
- Hiroshi Jay Mitchell LUM : *Kinematic Optimization of a 2-DOF Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot*. Thèse de doctorat, University of Washington, 2004. Cité page 41.
- Mitchell J H LUM, Diana C W FRIEDMAN, Ganesh SANKARANARAYANAN, Hawkeye KING, Kenneth FODERO, Rainer LEUSCHKE, Blake HANNAFORD, Jacob ROSEN et Mika N SINANAN : The RAVEN : Design and Validation of a Telesurgery System. *The International Journal of Robotics Research*, 28(9):1183–1197, may 2009. ISSN 0278-3649. URL <https://doi.org/10.1177/0278364909101795>. Cité page 41.
- LYON : Aérosulpture web page, 2018. URL <http://aerosulpture.com/projects/tensegrity/>. Cité pages 1 and 31.
- J M MACIEJOWSKI : *Predictive Control : With Constraints*. Prentice Hall, 2002. ISBN 9780201398236. URL <https://books.google.fr/books?id=HV{-}Y58c7KiwC>. Cité pages 104, 108, and 117.
- B MACKIEWICH : *Intracranial Boundary Detection and Radio Frequency Correction in Magnetic Resonance Images [microform]*. Canadian theses on microfiche. Thesis (M.Sc.)—Simon Fraser University, 1995. ISBN 9780612067295. URL <https://books.google.fr/books?id=jxw-XwAACAAJ>. Cité page 13.
- A J MADHANI, G NIEMEYER et J K SALISBURY : The Black Falcon : a teleoperated surgical instrument for minimally invasive surgery. In *Proceedings. 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Innovations in Theory, Practice and Applications (Cat. No.98CH36190)*, volume 2, pages 936–944 vol.2, 1998. ISBN VO - 2. Cité page 43.
- Ken MASAMUNE, Etsuko KOBAYASHI, Yoshitaka MASUTANI, Makoto SUZUKI, Takeyoshi DOHI, Hiroshi ISEKI et Kintomo TAKAKURA : Development of an MRI-Compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Neurosurgery. *Journal of Image Guided Surgery*, 1(4):242–248, jan 1995. ISSN 1078-7844. URL <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/10929089509106330>. Cité page 22.
- Milenko MASIC et Robert E SKELTON : Open-loop control of class-2 tensegrity towers. In *Proc.SPIE*, volume 5383, jul 2004. URL <https://doi.org/10.1117/12.540370>. Cité page 64.
- Milenko MASIC et Robert T SKELTON : Deployable plates made from stable-element class 1 tensegrity. In *Proc.SPIE*, volume 4698, jul 2002. URL <https://doi.org/10.1117/12.475068>. Cité page 64.

-
- D Q MAYNE, James RAWLINGS, Christopher RAO et P SCOKAERT : Constrained Model Predictive Control : Stability and Optimality. *Automatica*, 36:789–814, jun 2000. Cité page 106.
- A MELZER, B GUTMANN, T REMMELE, R WOLF, A LUKOSCHECK, M BOCK, H BARDENHEUER et H FISCHER : INNOMOTION for Percutaneous Image-Guided Interventions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(3):66–73, 2008. ISSN 1937-4186 VO - 27. Cité page 22.
- Geneviève MIRON, Alexandre GIRARD, Jean-Sébastien PLANTE et Martin LEPAGE : Design and Manufacturing of Embedded Pneumatic Actuators for an MRI-Compatible Prostate Cancer Binary Manipulator, aug 2012. URL <https://doi.org/10.1115/DETC2012-71380>. Cité page 19.
- Reza MONFAREDI, Kevin CLEARY et Karun SHARMA : MRI Robots for Needle-Based Interventions : Systems and Technology. *Annals of Biomedical Engineering*, 46(10): 1479–1497, 2018. ISSN 1573-9686. URL <https://doi.org/10.1007/s10439-018-2075-x>. Cité pages 7, 21, and 22.
- Pedro MOREIRA, Gert van de STEEG, Thijs KRABBen, Jonathan ZANDMAN, Edsko E G HEKMAN, Ferdinand van der HEIJDEN, Ronald BORRA et Sarthak MISRA : The MIRIAM Robot : A Novel Robotic System for MR-Guided Needle Insertion in the Prostate. *Journal of Medical Robotics Research*, 02(04):1750006, oct 2017. ISSN 2424-905X. URL <https://doi.org/10.1142/S2424905X17500064>. Cité page 26.
- R MOSER, R GASSERT, E BURDET, L SACHE, H R WOODTLI, J ERNI, W MAEDER et H BLEULER : An MR compatible robot technology. In *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422)*, volume 1, pages 670–675 vol.1, 2003. ISBN 1050-4729 VO - 1. Cité pages 19 and 20.
- R MOTRO, S NAJARI et P JOUANNA : Static and Dynamic Analysis of Tensegrity Systems BT - Shell and Spatial Structures : Computational Aspects. pages 270–279, Berlin, Heidelberg, 1987. Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-642-83015-0. Cité page 108.
- René MOTRO : Tensegrity Structural Systems for the Future. chapitre 2 - Histor, pages 7–32. Butterworth-Heinemann, Oxford, 2003. ISBN 978-1-903996-37-9. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781903996379500330>. Cité pages 29 and 30.
- René MOTRO : Tensegrity : from Art to Structural Engineering. (May 2012), 2013. Cité pages 1 and 29.

- René MOTRO, Bernard MAURIN et Chiara SILVESTRI : Tensegrity rings and the hollow rope. In *IASS Symposium 2006, New Olympics, New Shells and Spatial Structures*, pages p.470–471 extended abstract, CDrom complete text, Beijing, China, 2006. URL <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00559867>. Cité page 35.
- Michael MUNTENER, Alexandru PATRICIU, Doru PETRISOR, Michael SCHÄR, Daniel URSU, Danny Y SONG et Dan STOIANOVICI : Transperineal Prostate Intervention : Robot for Fully Automated MR Imaging – System Description and Proof of Principle in a Canine Model. *Radiology*, 247(2):543–549, may 2008. ISSN 0033-8419. URL <https://doi.org/10.1148/radiol.2472070737>. Cité page 21.
- Robin PASSAMA : No Title, 2020. URL <http://pid.lirmm.net/pid-framework/index.html>. Cité page 81.
- Pennsylvania PATIENT et Safety ADVISORY : Safety in the MR Environment : Ferromagnetic Projectile Objects in the MRI Scanner Room. *Pa Patient Saf Advis*, 6(2):56–62, 2009. URL [http://patientsafetyauthority.org/ADVISORIES/AdvisoryLibrary/2009/Jun6\(2\)/Pages/56.aspx](http://patientsafetyauthority.org/ADVISORIES/AdvisoryLibrary/2009/Jun6(2)/Pages/56.aspx). Cité page 18.
- C PAUL, F J VALERO-CUEVAS et H LIPSON : Design and control of tensegrity robots for locomotion. *IEEE Transactions on Robotics*, 22(5):944–957, 2006. ISSN 1941-0468 VO - 22. Cité pages 64 and 65.
- M M PAYNE : Charles Theodore Dotter. The father of intervention. *Texas Heart Institute journal*, 28(1):28–38, 2001. ISSN 0730-2347 (Print). Cité page 12.
- A PFEIL, M SIEGFARTH, F GEISKOPF, T P PUSCH, L BARBÉ et P RENAUD : Hydraulically-actuated compliant revolute joint for medical robotic systems based on multimaterial additive manufacturing. In *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 8401–8407, 2019. ISBN 2577-087X VO -. Cité page 43.
- Olivier PICCIN, Nitish KUMAR, Laurence MEYLHEUC, Laurent BARBÉ et Bernard BAYLE : Design, Development and Preliminary Assessment of Grasping Devices for Robotized Medical Applications, aug 2012. URL <https://doi.org/10.1115/DETC2012-70634>. Cité page 26.
- Jean-Paul PINAUD, Milenko MASIC et Robert E SKELTON : Path planning for the deployment of tensegrity structures. In *Proc.SPIE*, volume 5049, aug 2003. URL <https://doi.org/10.1117/12.484029>. Cité page 64.
- Jean-Paul PINAUD, Soren SOLARI et Robert E SKELTON : Deployment of a class 2 tensegrity boom. In *Proc.SPIE*, volume 5390, jul 2004. URL <https://doi.org/10.1117/12.540150>. Cité page 64.

-
- Landolf-Giosef-Anastasios RHODE-BARBARIGOS, René MOTRO et I F C SMITH : A Transformable Tensegrity-Ring Footbridge. *2012 IASS-APCS Symposium*, page 8, 2012. URL [hal-00857383](https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00857383). Cité pages 1, 35, and 36.
- J RICHALET, A RAULT, J L TESTUD et J PAPON : Model predictive heuristic control : Applications to industrial processes. *Automatica*, 14(5):413–428, 1978. ISSN 0005-1098. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0005109878900018>. Cité page 108.
- John RIEFFEL et Jean-Baptiste MOURET : Adaptive and Resilient Soft Tensegrity Robots. *Soft robotics*, 5(3):318–329, jun 2018. ISSN 2169-5180. URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29664708><https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6001847/>. Cité page 64.
- J ROSEN, J D BROWN, L CHANG, M BARRECA, M SINANAN et B HANNAFORD : The BlueDRAGON - a system for measuring the kinematics and dynamics of minimally invasive surgical tools in-vivo. In *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292)*, volume 2, pages 1876–1881 vol.2, 2002. ISBN VO - 2. Cité page 43.
- A SABELHAUS, Huajing ZHAO, E L ZHU et A AGOGINO : Model-Predictive Control with Reference Input Tracking for Tensegrity Spine Robots. *ArXiv*, abs/1806.08868, 2018. Cité pages 65 and 110.
- A P SABELHAUS, J BRUCE, K CALUWAERTS, P MANOVI, R F FIROOZI, S DOBI, A M AGOGINO et V SUNSPIRAL : System design and locomotion of SUPERball, an untethered tensegrity robot. In *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2867–2873, 2015. ISBN 1050-4729 VO -. Cité pages 1, 33, and 35.
- A P SABELHAUS, H ZHAO, E L ZHU, A K AGOGINO et A M AGOGINO : Model-Predictive Control With Inverse Statics Optimization for Tensegrity Spine Robots. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, page 1, 2020. ISSN 1558-0865 VO -. Cité page 110.
- John F SCHENCK : The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging : MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Medical Physics*, 23(6):815–850, jun 1996. ISSN 0094-2405. URL <https://doi.org/10.1118/1.597854>. Cité page 18.
- Frank G. SHELLOCK : Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures : A review. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 12(1):30–36, 2000. ISSN 10531807. Cité page 18.

- J SHINTAKE, D ZAPPETTI, T PETER, Y IKEMOTO et D FLOREANO : Bio-inspired Tensegrity Fish Robot. *In 2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2887–2892, 2020. ISBN 2577-087X VO -. Cité page 64.
- R E SKELTON, R ADHIKARI, J . PINAUD, Waileung CHAN et J W HELTON : An introduction to the mechanics of tensegrity structures. *In Proceedings of the 40th IEEE Conference on Decision and Control (Cat. No.01CH37228)*, volume 5, pages 4254–4259 vol.5, 2001. ISBN VO - 5. Cité page 30.
- Robert SKELTON et Mauricio OLIVEIRA : *Tensegrity Systems*. jan 2009. Cité pages 1, 31, 32, 35, 37, 45, and 108.
- Robert T SKELTON et Cornel SULTAN : Controllable tensegrity : a new class of smart structures. *In Proc.SPIE*, volume 3039, jun 1997. URL <https://doi.org/10.1117/12.276535>. Cité page 64.
- Kenneth SNELSON : Kenneth Snelson’s web page, 2020. URL <http://kennethnelson.net/sculptures/outdoor-works/needle-tower/>. Cité pages 1, 30, and 31.
- S SONG, J TOKUDA, K TUNCALI, A YAMADA, M TORABI et N HATA : Design evaluation of a double ring RCM mechanism for robotic needle guidance in MRI-guided liver interventions. *In 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4078–4083, 2013. ISBN 2153-0866 VO -. Cité pages 1, 23, and 27.
- D STOIANOVICI, A PATRICIU, D PETRISOR, D MAZILU et L KAVOUSSI : A New Type of Motor : Pneumatic Step Motor. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12 (1):98–106, 2007. ISSN 1941-014X VO - 12. Cité page 19.
- C SULTAN : *Modeling, Design, and Control of Tensegrity Structures with Applications*. 1999. URL <https://books.google.fr/books?id=I{-}rwtgAACAAJ>. Cité page 64.
- Cornel SULTAN : Tensegrity deployment using infinitesimal mechanisms. *International Journal of Solids and Structures*, 51(21):3653–3668, 2014. ISSN 0020-7683. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020768314002571>. Cité page 64.
- D SUN, C WILLINGHAM, A DURRANI, P KING, K CLEARY et B WOOD : A novel end-effector design for robotics in image-guided needle procedures. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(1):91–97, mar 2006. ISSN 1478-5951. URL <https://doi.org/10.1002/rcs.66>. Cité pages 26 and 48.
- V SUNSPIRAL, A AGOGINO et D ATKINSON : Super Ball Bot - Structures for Planetary Landing and Exploration. Rapport technique, NIAC Phase 2, 2015. URL <https://www.nasa.gov/sites/default/files/atoms/files/niac{-}sunspiral{-}superballbot{-}phaseii{-}finalreport{-}tagged.pdf>. Cité page 65.

-
- Ann SYCHTERZ : *Biomimetic adaptive control of a deployable tensegrity structure*. Thèse de doctorat, aug 2018. Cité page 64.
- K TADAKUMA, L M DeVITA, J S PLANTE, Y SHAOZE et S DUBOWSKY : The experimental study of a precision parallel manipulator with binary actuation : With application to MRI cancer treatment. *In 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2503–2508, 2008. ISBN 1050-4729 VO -. Cité page 19.
- N TAKAHASHI, M TADA, J UEDA, Y MATSUMOTO et T OGASAWARA : An optical 6-axis force sensor for brain function analysis using fMRI. *In SENSORS, 2003 IEEE*, volume 1, pages 253–258 Vol.1, 2003. ISBN VO - 1. Cité page 20.
- R H TAYLOR, B D MITTELSTADT, H A PAUL, W HANSON, P KAZANZIDES, J F ZUHARS, B WILLIAMSON, B L MUSITS, E GLASSMAN et W L BARGAR : An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 10(3):261–275, 1994. ISSN 2374-958X VO - 10. Cité page 22.
- Gunnar TIBERT et Sergio PELLEGRINO : Deployable Tensegrity Reflectors for Small Satellites. *Journal of Spacecraft and Rockets*, 39, sep 2002. Cité page 35.
- Masaki TOGAI : Manipulability and sensitivity for design and evaluation of industrial robots : kinematic consideration. *In 15th International Symposium on Industrial Robots*, volume 2, pages 865–872, 1985. Cité page 57.
- Joris VAILLANT et PIERRE GERGONDET : QuadProg QP solver with the Eigen3, 2021. URL <https://github.com/jrl-umi3218/eigen-quadprog>. Cité page 126.
- Anders van RIESEN, Matthieu FURET, Christine CHEVALLEREAU et Philippe WENGER : Dynamic Analysis and Control of an Antagonistically Actuated Tensegrity Mechanism BT - ROMANSY 22 Robot Design, Dynamics and Control. pages 481–490, Cham, 2019. Springer International Publishing. ISBN 978-3-319-78963-7. Cité pages 65 and 66.
- Nicolas VEUVE, Ann C SYCHTERZ et Ian F C SMITH : Adaptive control of a deployable tensegrity structure. *Engineering Structures*, 152:14–23, 2017. ISSN 0141-0296. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141029616316741>. Cité page 64.
- N VILLOTTE, D GLAUSER, P FLURY et C W BURCKARDT : Conception of stereotactic instruments for the neurosurgical robot minerva. *In 1992 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 3, pages 1089–1090, 1992. ISBN VO - 3. Cité page 22.

- Andrés VIVAS et Philippe POIGNET : Predictive functional control of a parallel robot. *Control Engineering Practice*, 13(7):863–874, 2005. ISSN 0967-0661. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0967066104002084>. Cité page 109.
- J VOGAN, A WINGERT, J . PLANTE, S DUBOWSKY, M HAFEZ, D KACHER et F JOLESZ : Manipulation in MRI devices using electrostrictive polymer actuators : with an application to reconfigurable imaging coils. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004*, volume 3, pages 2498–2504 Vol.3, 2004. ISBN 1050-4729 VO - 3. Cité page 19.
- Conor J WALSH, Nevan C HANUMARA, Alexander H SLOCUM, Jo-Anne SHEPARD et Rajiv GUPTA : A Patient-Mounted, Telerobotic Tool for CT-Guided Percutaneous Interventions. *Journal of Medical Devices*, 2(1), apr 2008. ISSN 1932-6181. URL <https://doi.org/10.1115/1.2902854>. Cité pages 16 and 24.
- Jeroen WIJDEVEN et B JAGER : *Shape change of tensegrity structures : Design and control*, volume 4. jul 2005. Cité page 65.
- Andrew WIT et Gernot RIETHER : Underwood Pavilion : A Parametric Tensegrity Structure :. pages 188–203. sep 2016. ISBN 978-3-7281-3777-7. Cité pages 1, 30, and 31.
- K WORTHMANN, M W MEHREZ, M ZANON, G K I MANN, R G GOSINE et M DIEHL : Model Predictive Control of Nonholonomic Mobile Robots Without Stabilizing Constraints and Costs. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 24(4):1394–1406, 2016. ISSN 1558-0865 VO - 24. Cité page 109.
- Faye Y. WU, Meysam TORABI, Atsushi YAMADA, Alex GOLDEN, Gregory S. FISCHER, Kemal TUNCALI et Conor. FREY, DAN D., AND WALSH : An MRI Coil-Mounted Multi-Probe Robotic Positioner for Cryoablation. *Proceedings of the ASME 2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference.*, Volume 6A :, 2013. URL <https://doi.org/10.1115/DETC2013-13132>. Cité pages 1, 24, 25, 26, and 42.
- Helen XU, Andras LASSO, Siddharth VIKAL, Peter GUION, Axel KRIEGER, Aradhana KAUSHAL, Louis L WHITCOMB et Gabor FICHTINGER : MRI-guided robotic prostate biopsy : a clinical accuracy validation. *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 13(Pt 3):383–391, 2010. URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20879423https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2976594/>. Cité page 26.
- A YAMAMOTO, K ICHIYANAGI, T HIGUCHI, H IMAMIZU, R GASSERT, M INGOLD, L SACHE et H BLEULER : Evaluation of MR-compatibility of Electrostatic Linear

Motor. *In Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3658–3663, 2005. ISBN 1050-4729 VO -. Cité page 19.

B E YDSTIE : Extended Horizon Adaptive Control. *IFAC Proceedings Volumes*, 17(2): 911–915, 1984. ISSN 1474-6670. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1474667017610899>. Cité page 109.

Guanghua ZONG, Xu PEI, Jingjun YU et Shusheng BI : Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanisms. *Mechanism and Machine Theory*, 43 (12):1585–1595, 2008. ISSN 0094-114X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X08000050>. Cité pages 1, 41, and 42.

Abstract

This thesis proposes a robotic assistant for MRI-guided percutaneous liver interventions. The main objective for this assistant is to facilitate the surgical procedures and fulfill the constraints of compatibility, lightness and compactness imposed by the MRI environment. An additional requirement for this assistant is its adaptation with the physiological motion of organs produced during the breathing cycle. The limitation of the state-of-the-art robotic assistants to cope with the additional requirement motivated us to propose in this thesis the use of tensegrity mechanisms and their inherent capacity of reconfiguration and stiffness variation in order to overcome the various design challenges.

Our contributions include the design, the modeling and the control of tensegrity mechanisms. Two approaches to control the position and the stiffness of the robot are introduced. The first one is based on the implementation of a tension distribution algorithm. The second one is based on a linear model predictive controller. The position tracking and the stiffness modulation performances are evaluated on two versions of the prototype using the proposed control approaches.

Keywords: *Interventional radiology, MRI, tensegrity mechanisms, predictive control, trajectory tracking, variable stiffness.*

Résumé

Ce travail de thèse propose un assistant robotique aux gestes hépatiques percutanés guidés par IRM. L'objectif principal pour cet assistant est de faciliter ces gestes et de satisfaire les différentes contraintes de compatibilité, de légèreté et de compacité imposées par l'environnement IRM. Une exigence supplémentaire pour cet assistant est l'adaptation des mouvements physiologiques de l'organe pendant les cycles respiratoires. La limitation des assistants robotiques de l'état de l'art en matière d'adaptation aux mouvements nous a motivé à proposer dans ce manuscrit l'exploitation des mécanismes de tensegrité et de leurs propriétés inhérentes de reconfiguration et de variation de raideur afin de surmonter les divers défis de conception.

Nos contributions incluent la conception, la modélisation et la commande des mécanismes de tensegrité. Deux approches de commande pour asservir la position et la raideur du dispositif sont introduites. La première approche est basée sur l'implémentation d'un algorithme de gestion coordonnée des tensions des câbles. La deuxième est fondée sur un contrôleur prédictif linéaire. Une validation des performances de suivi de trajectoire et de modulation de raideur est menée sur deux versions de prototype en utilisant les stratégies de commande proposées.

Mots clefs : *Radiologie interventionnelle, IRM, mécanismes de tensegrité, commande prédictive, suivi de trajectoire, raideur variable.*