

ÉCOLE DOCTORALE MSII (ED269)

Laboratoire ICube (UMR 7357)

THÈSE présentée par :

François SCHMITT

soutenue le : 30 septembre 2019

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : SIAR - Robotique

**Méthodes et procédés pour l'assistance à la
chirurgie laparoscopique par comanipulation**

THÈSE dirigée par :

M. Bernard BAYLE

Professeur, ICube – Université de Strasbourg

RAPPORTEURS :

M. Christian DURIEZ

Directeur de Recherche, INRIA Lille

M. Gérard POISSON

Professeur, PRISME – Université d'Orléans, Bourges

EXAMINATEURS :

M. Nabil ZEMITI

Maître de Conférences, LIRMM – Université de Montpellier

M. Olivier PICCIN

Maître de Conférences, ICube – INSA Strasbourg

M. Laurent BARBÉ

Ingénieur de Recherche, ICube

Remerciements

Alors que ces quatre années de thèse viennent à leur terme, il est l'heure pour moi de remercier ceux qui m'ont aidé tout au long de ce périple.

Pour commencer, je tiens avant tout à remercier Bernard, pour la confiance qu'il m'a accordé il y a sept ans, et qu'il a renouvelé en me permettant de travailler sur ce sujet de thèse. Sous sa direction, j'ai pu ainsi explorer librement les différentes facettes d'une problématique complexe sans pour autant être livré à moi-même devant l'ampleur de la tâche. Je souhaite ensuite remercier Laurent et Olivier, pour leur patience et leur aide tout au long de mon travail, et qui m'ont permis d'affiner mon approche au cours de débats parfois passionnés, mais le plus souvent constructifs. Je tiens enfin à remercier Guillaume pour son encadrement qui, malgré l'éloignement géographique et les contraintes professionnelles, a pu m'accorder un temps précieux pour réaliser la partie expérimentale de ce travail.

Je tiens ensuite à remercier les membres extérieurs du jury, Gérard Poisson, Christian Duriez et Nabil Zemiti, pour avoir accepté d'évaluer mes travaux. Vos remarques et vos questions pertinentes (et parfois même inattendues et rafraîchissantes) ont ouvert une discussion que j'ai pour ma part beaucoup apprécié et qui vient compléter mes réflexions, notamment sur les aspects prospectifs de ce travail.

J'adresserai aussi des remerciements aux personnes qui m'ont aidés durant ces travaux, et en particulier à Jimmy et Ignacio pour leur aide dans la mise en place du dispositif expérimental à l'ISIR. Vient ensuite le tour de tout ceux avec qui j'ai partagé des bons moments, au et hors du labo, au cours de ces dernières années (j'en oublie probablement) : Laure, Markus, Paolo, Arnaud, Nadège, Nicole, Gauthier, Benoît, Emeric, Cédric, Rafael, Kisoo, Mouna, Antoine, Jérémy, Ajeethan, Maciej, Gaëlle, Karine et autres Quentins... et bien entendu ceux de l'ISIR qui m'ont accueilli les bras ouverts, et en particulier Mario, Rémi et Ninon.

Enfin, je tiendrais à remercier ma famille et mes amis, qui m'ont soutenu dans les mauvais moments et avec qui nous avons pu fêter les bons.

Résumé

Le contexte de cette thèse est le développement d'outils pour améliorer la perception de la raideur des tissus dans le cadre de la chirurgie laparoscopique assistée par comanipulation. Lors de procédures manuelles, cette perception est distordue, notamment par l'effet levier, conséquence des contraintes cinématiques imposées par le trocart.

Cette thèse s'articule ainsi autour de deux parties. Dans une première partie, nous étudions l'effet levier et les distorsions qu'il produit dans le cadre d'un outil comanipulé. Nous y introduisons ainsi un modèle permettant l'analyse en raideur d'un outil comanipulé par un chirurgien et un robot. Sur cette base, nous développons une stratégie de compensation pour laquelle nous avons mis en place une expérience de validation.

Dans une deuxième partie, nous abordons la conception d'une nouvelle architecture à cinématique RCM, intégrant structure et actionnement pour des applications de robotique légère. Nous présentons notamment une démarche de conception de systèmes origamis articulés produits à l'aide de procédés de fabrication multi-matériaux.

Mots-clés : robotique médicale, robotique molle, effet levier, comanipulation, origami, actionnement pneumatique, fabrication multi-matériaux.

Abstract

The context of this work is the development of tools in order to improve the tissues stiffness perception for cobot-assisted laparoscopic surgery. During manual procedures, this perception is distorted, notably by the fulcrum effect, due to the kinematic constraints induced by the trocar.

This thesis is developed in two parts. In a first part, we study the fulcrum effect and how it distorts the perception of a user manipulating the tool in collaboration with a robot. From this model, we propose a strategy in order to compensate for this distortion. A validation experiment for this strategy is then proposed.

In a second part, we discuss the design of a new architecture with RCM kinematics, integrating both structure and actuation for lightweight robotic applications. In this context, we present an approach to design articulated origami systems, manufactured using multi-material processes.

Keywords : medical robotics, soft robotics, fulcrum effect, comanipulation, origami, pneumatic actuation, multi-material manufacturing.

Table des matières

Introduction	1
I Effet levier : distorsion et compensation	7
1 Modélisation et compensation de la raideur perçue	9
1.1 Problématique	9
1.2 Paramétrage outil	13
1.3 Analyse de la raideur sans actionnement	16
1.3.1 Matrice de raideur	16
1.3.2 Modèle Ressort Équivalent (MRE)	18
1.4 Proposition de méthodes de compensation	21
1.4.1 Mode 1 : Conservation du module des efforts	21
1.4.2 Mode 2 : Fixation de l'attache du ressort équivalent.	25
1.5 Discussion	28
2 Validation de la stratégie de compensation	31
2.1 Implémentation de l'algorithme	31
2.1.1 Plate-forme matérielle et logicielle	31
2.1.2 Outil instrumenté	33
2.1.3 Compensation de raideur	34
2.1.4 Compensation de gravité	34
2.1.5 Stratégie de commande	34
2.2 Évaluation expérimentale de la perception de raideur	36
2.2.1 Approche choisie	36
2.2.2 Mise en place de l'expérience	38
2.2.3 Réalisation et caractérisation des échantillons	42
2.2.4 Réalisation de l'expérience	43
2.3 Résultats expérimentaux	47
2.4 Conclusion	51

II	Développement d'une structure modulaire rigide/molle	53
3	Mécanisme RCM intégrant structure et actionnement	55
3.1	Introduction à la problématique et inspirations	55
3.1.1	Objectifs	56
3.1.2	Architectures candidates	57
3.1.3	Concept d'arche modulaire	61
3.1.4	Actionnement	62
3.2	Mécanisme 2-RRR déployable à mobilité RCM	63
3.2.1	Description et paramétrisation de la géométrie de base	63
3.2.2	Modèle géométrique	65
3.2.3	Modèle cinématique	66
3.2.4	Singularités de configuration	67
3.2.5	Configuration des pattes	67
3.2.6	Assemblage et couplage des modules	68
3.3	Module déployable pneumatique à cinématique RCM	69
3.3.1	Définition de la géométrie	69
3.3.2	Paramétrage de la géométrie et modèle géométrique	71
3.3.3	Génération d'efforts	73
3.3.4	Applications numériques et éléments de dimensionnement	76
3.3.5	Conclusion	77
4	Fabrication additive d'actionneurs rigides/mous	81
4.1	Module déployable pneumatique linéaire	81
4.1.1	Définition de la géométrie	81
4.1.2	Paramétrage de la géométrie et modèle géométrique	82
4.1.3	Génération d'efforts	84
4.1.4	Applications numériques et éléments de dimensionnement	86
4.2	Vers un actionneur hybride rigide/mou	88
4.3	Conception, fabrication et caractérisation de l'actionneur linéaire	92
4.3.1	Conception et réalisation du prototype	94
4.3.2	Expériences de caractérisation	96
4.3.3	Discussion	101
4.4	Vers une nouvelle liaison pivot en élastomères	102
4.4.1	Amélioration de la géométrie des charnières	103
4.4.2	Modification de la structure et des matériaux	107
	Conclusion	109
A	Résultats des expériences de perception	113
A.1	Information sur les participants	113
A.2	Courbes psychométriques	114

Table des matières

Bibliographie	124
Liste des publications	125

Introduction

Les procédures de chirurgie minimalement invasives, et plus spécifiquement la chirurgie coelioscopique, ou laparoscopique, ont été adoptées de manière généralisée depuis les années 1990. Ciblant la cavité abdominale et largement utilisée aujourd'hui en urologie, gynécologie et chirurgie digestive, la chirurgie laparoscopique présente un grand intérêt sur le plan thérapeutique, diminuant les risques d'infection, permettant au patient une récupération plus rapide après l'opération et laissant des cicatrices post-opératoires moins visibles par rapport aux techniques plus classiques. Cette méthode de chirurgie présente néanmoins des inconvénients non négligeables par rapport à l'approche chirurgicale plus classique, dite laparotomique. En effet, dans le cadre de la chirurgie laparoscopique, le praticien utilise une caméra vidéo et des outils allongés insérés à travers des trocarts pour voir et agir à l'intérieur du patient. Il en résulte une dégradation de la perception visuelle et tactile des tissus manipulés, une perte de dextérité et des postures peu ergonomiques pour les chirurgiens.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons particulièrement à un phénomène : la distorsion de la perception de la raideur des tissus induite par l'effet levier de l'outil. Cet effet levier trouve son origine dans l'utilisation de trocarts, dispositifs chargés de laisser passer les outils à l'intérieur du patient tout en limitant les frottements. Ils ont aussi pour rôle d'assurer l'étanchéité de la cavité abdominale pour permettre son gonflement, nécessaire au dégagement d'un espace de travail large pour le chirurgien. D'un point de vue mécanique, le trocart introduit non seulement des frottements sur l'outil, mais surtout contraint sa cinématique. En effet, un outil passant par un trocart ne peut que rotuler ou translater selon son axe longitudinal. Cet effet levier provoque une inversion et une amplification des mouvements effectués et des efforts perçus dans le plan perpendiculaire à l'outil entre son extrémité distale (à l'intérieur du patient) et son extrémité proximale (manipulée par le praticien). De plus, ce facteur d'amplification varie en fonction de la profondeur d'insertion de l'outil. La conséquence est que le chirurgien manipulant un tel outil perçoit des informations de position et d'effort appliqué déformées par rapport à la réalité.

Une information particulièrement importante est ainsi fortement impactée : la perception de la raideur des tissus manipulés. Alors qu'en laparotomie, les chirurgiens peuvent

Introduction

utiliser cette information notamment pour identifier et diagnostiquer des anomalies dans la structure des tissus, la distorsion de cette information en laparoscopie peut conduire à des imprécisions, à l'application d'efforts trop importants ou plus généralement à la dégradation des performances de la chirurgie en termes de durée d'opération ou de précision des incisions. Malgré le fait qu'un chirurgien expérimenté peut, dans une certaine mesure, compenser mentalement cette distorsion, l'introduction de nouveaux outils pour compenser ce phénomène pourrait faciliter l'accès des novices à ce type de chirurgies et réduire pour les experts la charge cognitive liée à cette compensation. L'objet de cette thèse est donc de proposer des outils pratiques pour permettre de réduire les distorsions de perception de la raideur des tissus dans le cadre de la chirurgie laparoscopique assistée par un robot.

S'il existe aujourd'hui quelques systèmes d'assistance robotisée pour la chirurgie laparoscopique, aucun système commercial à notre connaissance ne propose de retour d'effort permettant de restituer, côté utilisateur, une perception fidèle de la raideur des tissus manipulés. Dans l'optique de proposer une solution pour venir compenser cette distorsion, deux approches sont envisageables. La première repose sur l'utilisation d'un système de télémanipulation. Cette solution permet de découpler les mouvements et efforts appliqués sur la partie distale de ceux appliqués en partie proximale, rendant ainsi possible un grand nombre de solutions de compensation. L'autre approche consiste à augmenter la perception de l'utilisateur à l'aide d'un système robotique dont le pilotage est le résultat des actions conjointes des moteurs du robot et du praticien qui le manipule directement (on parle alors de comanipulation). Cette solution permet d'envisager un système plus compact et conservant la proximité du chirurgien avec son patient, permettant ainsi une réaction plus rapide en cas de complication. En revanche, une telle solution limite aussi les solutions de compensation car le découplage des deux extrémités de l'outil n'est plus possible.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons choisi de nous focaliser sur l'étude de solutions basées sur une approche en comanipulation. Ce choix nous a mené dans un premier temps au développement de stratégies de compensation, prenant en compte les contraintes de la comanipulation, et dans un deuxième temps à développer de nouveaux éléments technologiques pour la construction de robots collaboratifs. Les contributions de ce travail sont : **1)** le développement d'un modèle permettant l'analyse en raideur d'un outil de laparoscopie comanipulé par un chirurgien et un robot, **2)** le développement d'une stratégie de compensation basée sur ce modèle et le développement d'un modèle expérimental permettant la validation de cette stratégie, **3)** le développement d'une nouvelle architecture d'actionneurs permettant à la fois d'assurer une fonction de génération et de guidage du mouvement, avec deux implémentations dédiées à la génération de mouvements simples, et **4)** une démarche de conception de systèmes d'origamis articulés et produits à l'aide de procédés de fabrication additive multi-matériaux.

Partie I : Dans la présente partie introductive, nous exposons la problématique médicale, soulignant ainsi l'intérêt des procédures médicales minimalement invasives. Nous

Introduction

détaillons aussi les objectifs de ce travail de thèse et les défis liés à l'implémentation d'une compensation basée sur une assistance cobotique. Enfin nous présentons le plan et les contributions de ce travail de thèse.

Dans un **premier chapitre**, nous proposons un modèle du problème résultant de l'association d'un outil rigide en interaction avec un robot, un environnement mou (un tissu) et manipulé par un utilisateur. Même s'il existe dans la littérature des approches simplifiées permettant d'estimer l'impact de l'effet levier sur la perception de la raideur, elles ne restent vraies que lors de mouvements de faible amplitude. Nous proposons donc une approche plus générique pour notre modèle qui permet d'étudier ce phénomène sur une plage de mouvements plus large et aussi d'introduire la contribution d'un système de comanipulation dans le modèle. Sur cette base, nous développons deux stratégies d'actionnement dans l'optique de compenser la distorsion de raideur perçue. La première stratégie est basée sur le retour de la force distale à l'utilisateur tandis que la deuxième vise à restituer à l'utilisateur une raideur d'interaction similaire à celle interagissant avec l'extrémité distale de l'outil. Bien que la deuxième stratégie soit plus à même d'apporter une compensation complète de l'effet levier sur la perception, son implémentation requiert des outils complexes d'estimation en ligne de la raideur des tissus manipulés. De ce fait nous nous focalisons sur la première méthode qui, bien qu'elle ne permette que de compenser partiellement la raideur perçue, est bien plus réaliste en terme d'implémentation. Dans un **deuxième chapitre**, nous développons la stratégie de compensation par retour de force afin d'en qualifier l'impact sur la perception. Nous présentons ainsi le développement d'un dispositif permettant d'intégrer un instrument, un cobot et un environnement présentant des raideurs variées. La stratégie de compensation proposée est ensuite implémentée à l'aide du cobot et d'un outil équipé d'un capteur d'effort. Ensuite, nous présentons le protocole de l'expérience d'évaluation de perception que nous avons mené. Le but de cette expérience est d'observer l'impact de la compensation proposée sur des utilisateurs novices. Pour cela nous déterminons comment la capacité d'un utilisateur à discriminer des environnements de raideurs différentes est impactée par notre stratégie de compensation. Après avoir effectué des essais sur des participants volontaires, nous avons observé un impact significatif malgré une quantification rendue difficile par la grande variabilité inter-sujets.

Partie II : L'exploration de solutions de compensation nous a amené à nous intéresser aux technologies de construction des robots collaboratifs. Le caractère spécifique de notre application nous a motivé à développer une nouvelle méthode d'actionnement et de guidage en rupture avec les approches classiques. Une des problématiques majeures dans la construction de robots d'assistance à la chirurgie laparoscopique est de pouvoir guider en rotation l'outil autour d'un point (le trocart) où il n'est pas possible de matérialiser un guidage. De ce fait, la plupart de ces systèmes sont construits autour d'architectures à centre de rotation déporté (ou *remote center of motion*, abrégé RCM). Plusieurs approches sont proposées dans la littérature, basées sur divers mécanismes sur lesquels sont montés des actionneurs. Nous proposons de notre côté le développement

Introduction

d'une technologie tout à fait nouvelle, permettant de fournir à la fois des fonctions de guidage et d'actionnement. Le but est de pouvoir proposer des éléments relativement compacts et légers, et pouvant ainsi être facilement intégrés dans une salle d'opération. Pour cela, nous avons choisi d'utiliser des principes de conception d'actionneurs dérivés de la robotique molle où l'on peut observer des puissances spécifiques élevées et une compliance importante, avantageuse lors d'interactions entre systèmes robotiques et êtres humains. L'utilisation d'actionneurs pneumatiques mous est particulièrement intéressante car ceux-ci permettent de développer des efforts importants dans des systèmes légers et utilisent une énergie déjà disponible dans la plupart des blocs opératoires (ligne d'air comprimé). En revanche, ce type d'approche souffre des inconvénients classiques de la robotique molle, à savoir, un comportement difficile à modéliser et une faible précision des systèmes ainsi obtenus. Dans le cadre de cette étude, nous considérons cependant la précision de guidage et de positionnement comme secondaire, car assurée par l'utilisateur. Un certain degré de précision reste néanmoins nécessaire. Nous avons donc choisi de renforcer le corps mou de l'actionneur par des plaques rigides en nous inspirant des systèmes origami. Nous qualifions dans la suite un élément rigide comme une pièce dont la raideur est bien supérieure à celle des éléments mous environnant.

Nous abordons ainsi dans un **troisième chapitre** le développement d'un mécanisme RCM combinant éléments rigides et mous, et agissant à la fois comme un actionneur pneumatique compliant et une structure de guidage. Nous présentons la synthèse d'un mécanisme basé sur des principes de robotique origami et permettant de guider un mouvement d'une manière similaire à une liaison prismatique circulaire. L'idée de ce mécanisme est d'être modulaire, basé sur l'assemblage en série de modules de faible course dont l'accumulation permet de générer un mouvement global. Nous présentons aussi l'impact des différents paramètres de ce mécanisme sur ses performances théoriques. Enfin, nous introduisons un mécanisme similaire, destiné à la génération de mouvements en translation et basé sur le même principe.

Le prototypage d'un tel mécanisme requiert de résoudre plusieurs problématiques à la fois géométriques et de fabrication. Dans un **quatrième chapitre**, nous traitons donc de cette étape capitale pour la réalisation d'une preuve de concept. Nous avons fait le choix de fabriquer nos prototypes à l'aide d'une méthode de fabrication additive multi-matériaux. Cette méthode permet de mettre en forme des géométries complexes mais aussi d'associer des matériaux mous et rigides sur un même élément monolithique. Afin de limiter le nombre de problèmes à régler simultanément dans la réalisation du mécanisme RCM, nous présentons dans un premier temps la réalisation de l'actionneur en translation, dont la géométrie plus simple réduit la complexité de l'implémentation. Nous décrivons les étapes suivies pour convertir la géométrie initiale, issue de la mécanique des solides rigides comprenant des plaques infiniment fines et rigides, en un modèle CAO. Le modèle obtenu prend en compte l'épaississement des géométries, les liaisons étant obtenues par déformation locale de la matière. Après réalisation, le prototype est ensuite testé afin d'en déterminer les performances. Ces tests indiquent des propriétés intéressantes et proches des valeurs théoriques estimées. Ils mettent aussi en évidence certaines

Introduction

limitations, notamment une durée de vie relativement courte, de seulement quelques dizaines de cycles de fonctionnement. En nous basant sur ces résultats expérimentaux, nous décrivons ensuite comment cette approche a été réutilisée et améliorée pour la conception d'un actionneur prismatique circulaire RCM. En effet, la complexité plus importante de cette géométrie nous a amené à approfondir notre connaissance du modèle de comportement, notamment à travers l'introduction d'une simulation du comportement des charnières afin d'estimer leur impact sur le fonctionnement de l'actionneur. Enfin, nous avons aussi exploré la possibilité de changer de procédé de fabrication en introduisant des éléments de renforts, limitant ainsi les déformations non souhaitées. Dans la conclusion, nous revenons sur les contributions de ce travail de thèse, tout en nous penchant sur les limites de cette étude. Les expériences de tests et de validation nous ont amené à observer des résultats conformes à nos attentes, mais aussi des aspects nécessitant des améliorations que nous n'avons pas eu le temps de développer. Nous apportons aussi dans cette partie des voies d'amélioration qui méritent d'être explorées afin d'aller au-delà de ces limitations.

Ce travail de thèse est le résultat d'une collaboration entre le laboratoire ICube à Strasbourg, sous la direction de Bernard Bayle et la supervision d'Olivier Piccin et de Laurent Barbé de l'équipe AVR, et l'ISIR à Paris, sous la supervision de Guillaume Morel de l'équipe Agathe. Cette collaboration, effectuée dans le cadre du Labex CAMI, nous a amené à explorer la problématique de l'effet levier sous les angles de la modélisation mécanique et de la psychométrie, mais aussi de la commande et de la construction de systèmes d'assistance. Elle a aussi nécessité de coordonner nos travaux entre deux sites, afin de profiter au mieux des moyens de fabrication et de caractérisation de la plateforme IRIS d'ICube et des dispositifs de comanipulation en chirurgie laparoscopique de la plate-forme expérimentale de l'équipe Agathe.

Partie I

**Effet levier :
distorsion et compensation**

1 Modélisation et compensation de la raideur perçue

1.1 Problématique

Outre les intérêts thérapeutiques qu'elle apporte, la chirurgie laparoscopique change drastiquement la manière par laquelle le médecin vient accéder à l'intérieur du patient. Pour s'en rendre compte, il suffit de comparer l'approche de la chirurgie laparotomique à celle de la chirurgie laparoscopique dans un cas ciblant l'abdomen, comme illustré à la figure 1.1, et d'observer les différences dans les interactions entre médecin et patient. Dans le premier cas, l'accès se fait par une incision large et un écartement des tissus. Le chirurgien agit directement à l'intérieur du patient en se servant d'outils courts et en observant directement sa cible.



FIGURE 1.1 – Exemples de procédures chirurgicales ciblant l'abdomen. À gauche, une procédure laparotomique où le chirurgien accède directement à l'intérieur de l'abdomen à travers une incision large. À droite, une procédure laparoscopique où le chirurgien utilise des outils allongés à travers des trocars et observe la scène sur un écran (hors champ) grâce à la caméra manipulée par son assistant.

Dans le cas de la chirurgie laparoscopique en revanche, plusieurs incisions courtes sont pratiquées (ou une seule dans le cas particulier de la chirurgie laparoscopique à trocart

unique), et on vient ensuite placer un trocart dans chacune d’entre elles. Le rôle de ces trocarts est de permettre à la fois un accès aux outils mais aussi de garantir l’étanchéité de l’intérieur de l’abdomen. Un premier trocart est disposé dans la direction générale de la cible de la chirurgie et vient accueillir la caméra laparoscopique (manipulée par un assistant), permettant de visualiser l’intérieur de l’abdomen. Une fois le trocart inséré, du gaz carbonique est insufflé dans la cavité abdominale afin de la gonfler et de dégager un espace de travail suffisant pour l’opération. D’autres trocarts sont ensuite positionnés en triangle par rapport au premier trocart afin d’ouvrir l’angle entre caméra et outils, nécessaire à une bonne perception de la profondeur. Le médecin vient ensuite manipuler ses outils au travers des trocarts, tout en regardant un écran situé devant lui et affichant l’image renvoyée par la caméra laparoscopique.

Si on compare ainsi ces deux scénarii, on passe donc d’une première approche où le médecin contrôle librement ses outils et perçoit directement la scène, à une deuxième approche où, non seulement ses mouvements sont contraints par les trocarts, mais aussi sa perception visuelle de la scène est découplée de ses gestes. En effet, comme illustré à la figure 1.2, la restriction au niveau du trocart limite les mouvements possibles à trois degrés de rotation et un de translation :

- une rotation (1) suivant la direction de la tige ;
- un rotulage (2 et 3) par rapport au centre du trocart ;
- une translation (4) suivant la direction de la tige.

Les conséquences de ces changements sont multiples, à la fois sur la posture du clinicien et sur le protocole opératoire, mais aussi et surtout, sur la façon dont le médecin perçoit la scène et agit sur son patient. Ce travail de thèse se concentre sur un stimulus en particulier : la perception de la raideur des tissus.

Il est connu dans la littérature que la perception de la raideur est un processus complexe, requérant l’intégration de stimuli visuels, kinesthésiques et proprioceptifs [Tiest 2008, Tiest 2009, Fakhoury 2015]. Si leur intrication exacte fait encore l’objet de recherches (cf. figure 1.3 [Gurari 2009, Kuschel 2010]), la distorsion d’un ou de plusieurs de ces canaux perceptifs peut dégrader la perception du clinicien [Picod 2005], et par conséquent, entraîner des erreurs de manipulation.

Parmi ces distorsions, nous nous intéressons tout particulièrement à celles induites par l’effet levier [Nisky 2012]. Pour comprendre l’origine de cette distorsion, nous proposons de l’illustrer dans le cas des petits déplacements d’un outil à un degré de liberté (voir figure 1.4), pouvant tourner par rapport au point T , matérialisant le pivot du trocart, et exercer une force sur un tissu élastique. Les points D et P indiquent respectivement l’extrémité distale et proximale de l’outil. r_D et r_P indiquent quant à eux respectivement les longueurs de bras de levier distale et proximale. Lors de la manipulation de l’outil, un petit déplacement \mathbf{x}_P de l’extrémité proximale fait pivoter l’outil autour de T d’un petit angle, générant un petit déplacement \mathbf{x}_D à son extrémité distale. Le déplacement de l’outil comprime le tissu, modélisé ici par un ressort linéaire de rigidité k_D et générant une force $\mathbf{f}_D = k_D \mathbf{x}_D$.

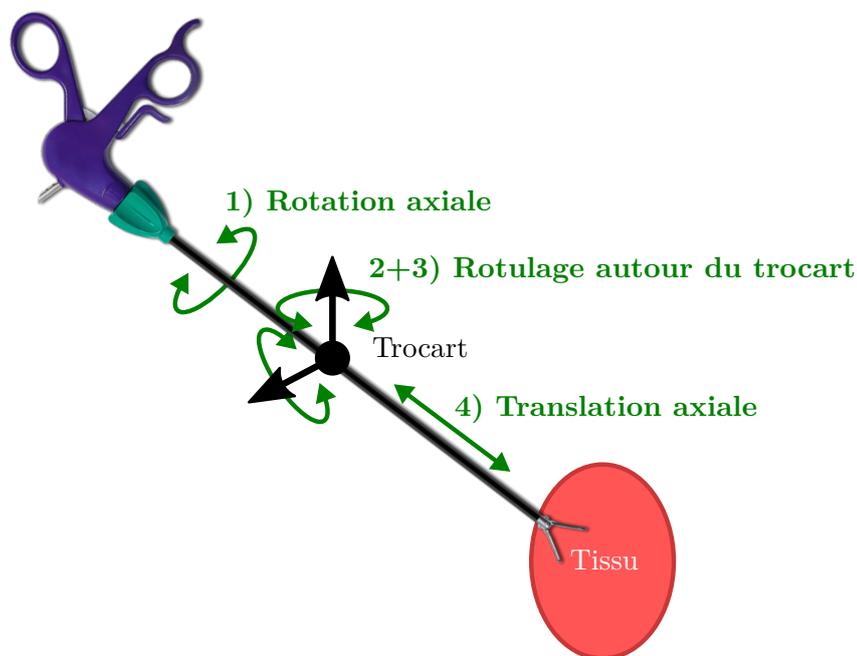


FIGURE 1.2 – Les quatre degrés de mobilité d’un outil de laparoscopie classique.

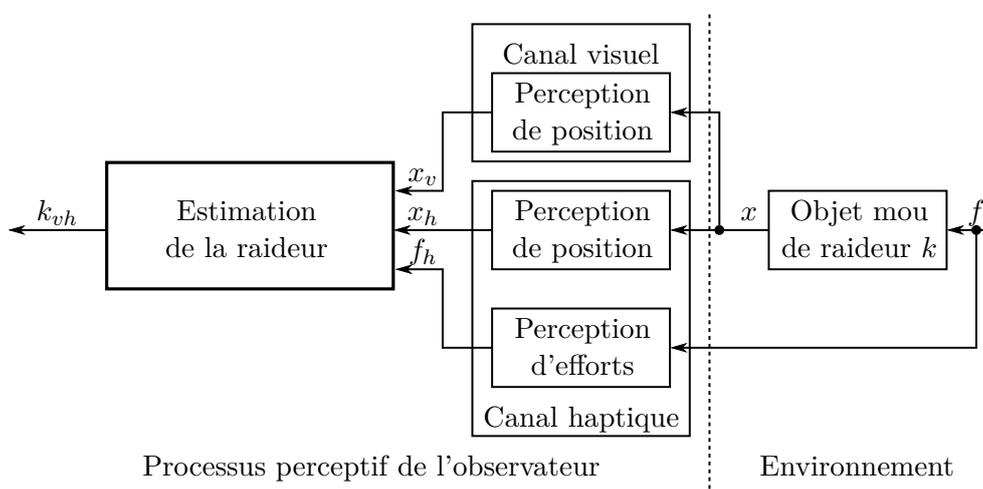


FIGURE 1.3 – Modèle du processus de perception de la raideur proposé dans [Kuschel 2010]. L’observateur humain applique sur l’environnement un effort f , générant un déplacement x . Il perçoit ces interactions au travers de ses canaux visuel (variables indicées v) et haptique (variables indicées h), et estime ainsi la raideur k_{vh} de l’environnement avec lequel il interagit en exploitant les valeurs de force et déplacements obtenus au travers de ses différents canaux perceptifs.

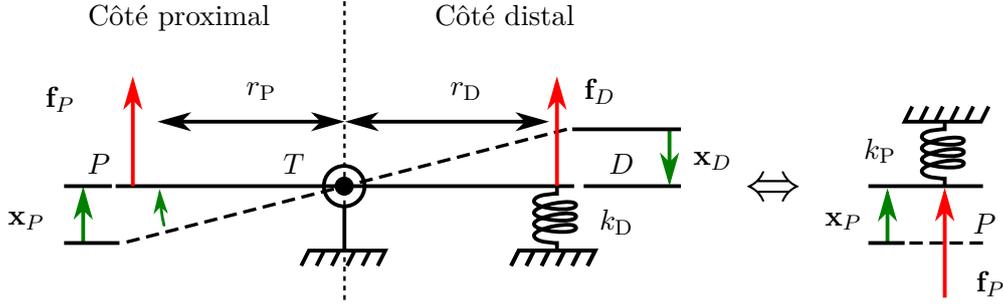


FIGURE 1.4 – Modèle de levier simplifié.

Comme la force \mathbf{f}_P exercée par l'utilisateur dépend du déplacement \mathbf{x}_P , leur relation peut être exprimée comme l'action d'un ressort équivalent de raideur k_P directement manipulé par l'utilisateur et localisé en P tel que $\mathbf{f}_P = k_P \mathbf{x}_P$. La combinaison de l'équation d'équilibre statique sur la barre et du travail fourni par les ressorts nous permet d'établir la relation $r_P \|\mathbf{x}_D\| = r_D \|\mathbf{x}_P\|$. Enfin, la raideur proximale perçue k_P peut être déduite :

$$k_P = \left(\frac{r_D}{r_P} \right)^2 k_D. \quad (1.1)$$

Cela signifie que la rigidité ressentie par l'utilisateur dépend du carré du rapport de bras de levier, car le déplacement et la force sont tous deux amplifiés par l'effet levier [Nisky 2012].

Même si des travaux ont démontré qu'un utilisateur expérimenté peut naturellement compenser en partie ces effets de distorsion [Crothers 1999], développer des outils pour compenser ces distorsions de manière automatique permettrait d'alléger la tâche du chirurgien ou de faciliter l'accès à la laparoscopie pour des praticiens moins expérimentés. L'objet de ce chapitre est de proposer une méthode de compensation utilisant un système robotisé. Pour cela, deux approches peuvent être envisagées. La première, basée sur l'emploi de robots de télé-manipulation [Tadano 2007] permet de découpler complètement la partie manipulée par le praticien de celle agissant dans le patient. Dans ce contexte, il serait possible d'implémenter une commande bilatérale permettant de restituer fidèlement la relation force/déplacement entre les deux extrémités de l'outil. La seconde approche est une approche collaborative, où le médecin et un robot dédié manipulent simultanément l'instrument. C'est cette approche dite de comanipulation que nous avons choisi d'utiliser dans le cadre de ce travail de thèse. Elle permet l'implémentation de lois de commande pour compenser le poids de l'outil ou filtrer les tremblements [Zemiti 2007, Dong 2017]. De plus ces systèmes présentent l'avantage de conserver le praticien au plus près du patient. Cette proximité facilite la communication entre le médecin et ses assistants et favorise la reprise en main de l'opération en cas de difficulté technique. Dans ce contexte, il n'est en revanche pas trivial de découpler complètement les mouvements de la partie distale de l'outil par rapport à ceux de sa partie proximale, même si des solutions basées sur l'utilisation d'outils déformables ont

été proposées [Spiers 2016].

1.2 Paramétrage outil

Dans cette partie et pour la suite de ce manuscrit, nous noterons les vecteurs au sens physique en gras (tels que les forces, vitesses, par exemple \mathbf{f}), tandis que les vecteurs bipoints seront avec une flèche sur le dessus (par exemple \overrightarrow{AB}). Les produits scalaires et les produits vectoriels seront notés respectivement à l'aide d'un point (\cdot) et de la croix de multiplication (\times) . Les autres grandeurs vectorielles et matrices (sauf matrices de vecteurs physiques) ne seront pas notées en gras, et leurs produits seront représentés sans points.

Afin de pouvoir présenter une méthode de compensation, nous avons choisi d'analyser plus en profondeur l'impact de l'effet levier sur la perception de raideur dans le cas d'un système rigide en interaction entre un tissu mou, un utilisateur et un robot. Dans cette section, nous nous attachons ainsi à généraliser le modèle à 1-DDL présenté dans la section précédente. Notre but est de pouvoir construire un modèle générique qui pourra être étendu au besoin et sur lequel nous effectuons nos analyses. Dans cette optique, nous avons choisi de modéliser l'outil comme une barre rigide suivant le paramétrage représenté en figure 1.5. Nous représentons sur cette barre quatre points d'intérêt :

- P : l'extrémité proximale de l'outil, manipulée par le praticien ;
- D : l'extrémité distale de l'outil, lieu des interactions entre l'outil et les tissus manipulés ;
- T : la position du trocart ;
- R : un point d'ancrage permettant d'attacher l'outil à un robot de comanipulation.

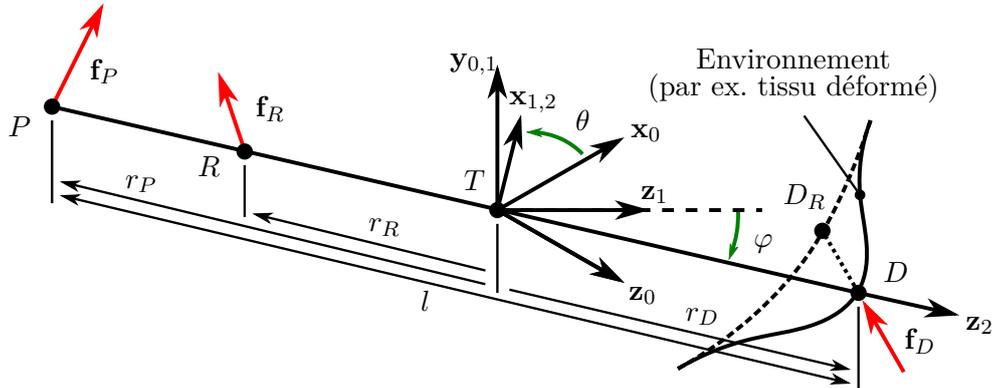


FIGURE 1.5 – Représentation et paramétrage de l'outil de laparoscopie.

Afin de simplifier le modèle, nous supposons que le centre du trocart T est un point fixe de l'espace. L'orientation de l'outil est caractérisée par deux rotations autour de T . Ainsi nous avons choisi de localiser l'ensemble des repères \mathcal{R}_i pour $i \in \{0; 1; 2\}$ en T , ainsi $\mathcal{R}_i : (T; \mathbf{x}_i, \mathbf{y}_i, \mathbf{z}_i)$, la succession des transformations étant donnée par :

$$\mathcal{R}_0 \xrightarrow{\text{Rot}(\theta; \mathbf{y}_0)} \mathcal{R}_1 \xrightarrow{\text{Rot}(\varphi; \mathbf{x}_1)} \mathcal{R}_2.$$

La mobilité complète de l'outil comprend ainsi son orientation obtenue par composition des deux rotations, ainsi qu'une translation le long de son axe longitudinal (T, \mathbf{z}_2) dont la valeur est caractérisée par la distance algébrique $r_R = \overrightarrow{TR} \cdot \mathbf{z}_2$. Nous écartons de cette étude la rotation de l'outil autour de son axe longitudinal, car elle n'a pas d'influence sur l'effet levier. La configuration de l'outil est alors définie comme $q = [\theta \ \varphi \ r_R]^T = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T$. On considère enfin que des efforts sont appliqués par l'utilisateur au point P , par l'environnement au point D , par le trocart au point T et potentiellement aussi par un robot attaché au point R .

Même si, en pratique, il est tout à fait possible que l'utilisateur, l'environnement et/ou le robot appliquent des moments sur l'outil, nous réduirons par hypothèse dans la suite ces efforts à des forces afin de limiter le nombre d'inconnues et de rendre ainsi solvable l'équation d'équilibre statique du système. Nous définissons ainsi :

- \mathbf{f}_P : la force appliquée par le praticien sur l'outil ;
- \mathbf{f}_D : la force d'interaction de l'environnement sur l'outil ;
- \mathbf{f}_T : la force d'appui du trocart sur l'outil ;
- \mathbf{f}_R : la force produite par le robot collaboratif sur l'outil.

Enfin, nous avons choisi de simplifier la représentation de l'élasticité du tissu manipulé, en considérant qu'il applique sur le système un effort semblable à un ressort de traction/compression linéaire dont la raideur est notée k_D , de longueur à vide supposée nulle et attaché entre l'extrémité distale D de l'outil et un autre point arbitraire de l'espace noté S_D .

Afin de simplifier l'écriture, nous introduisons le point M comme un point d'intérêt quelconque situé sur l'outil, tel que $M \in \{P, D, R\}$. Sa position par rapport au trocart est repérée par $\overrightarrow{TM} = r_M \mathbf{z}_2$. La vitesse linéaire de l'outil au point M peut être calculée comme suit :

$$\begin{aligned} \mathbf{V}_M &= \mathbf{V}_{2/0,T} - \overrightarrow{TM} \times \boldsymbol{\Omega}_{2/0} \\ &= \dot{r}_R \mathbf{z}_2 - r_M \mathbf{z}_2 \times (\dot{\theta} \mathbf{y}_0 + \dot{\varphi} \mathbf{x}_1). \end{aligned}$$

Sachant que $\mathbf{y}_0 = \cos \varphi \mathbf{y}_2 - \sin \varphi \mathbf{z}_2$ et $\mathbf{x}_1 = \mathbf{x}_2$, on en déduit directement l'expression :

$$\mathbf{V}_M = \begin{bmatrix} r_M c_\varphi \mathbf{x}_2 & -r_M \mathbf{y}_2 & \mathbf{z}_2 \end{bmatrix} \dot{q} = \mathbf{J}_M \dot{q} \quad (1.2)$$

où c_φ représente le cosinus de l'angle φ et \mathbf{J}_M désigne la jacobienne du système liant la vitesse linéaire de l'outil au point M à la dérivée temporelle des paramètres de configuration. On observe directement que des singularités apparaissent lorsque $r_M = 0$ et/ou lorsque $\varphi = \pm\pi/2$. En pratique, ces singularités ne devraient pas être rencontrées dans des configurations usuelles de l'outil :

- $r_D > 0$ correspond à la condition où la pointe de l'outil est dans le patient. Si elle n'est pas remplie, l'effet levier entre les extrémités distale et proximale n'existe plus, et ce qui sort du cadre de cette étude ;

- $r_P < r_R < 0$ ou $r_R < r_P < 0$ représentent respectivement les configurations utilisateur-robot-trocart et robot-utilisateur-trocart le long de la partie proximale de l'outil. Il n'est pas possible de rentrer la poignée ou l'attache du robot dans le patient en réalité, ainsi ces conditions sont supposées toujours vraies. Pour la suite, nous choisissons la configuration $r_P < r_R < 0$, même si les résultats restent vrais pour l'autre configuration.
- Enfin, nous considérons que θ et φ sont tous deux compris dans l'intervalle $]-\pi/2; \pi/2[$, ce qui correspond au fait que la pointe de l'outil est localisée dans le demi-espace ouvert délimité par le plan $(T, \mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0)$ représentant schématiquement la paroi abdominale.

Nous considérerons donc pour la suite que J_M est inversible, et ce, quel que soit le point M considéré.

Le théorème des puissances virtuelles peut être appliqué à l'outil : $\mathcal{P}_{int}^* + \mathcal{P}_{ext}^* = \mathcal{P}_{acc}^*$. En considérant un champ de vitesses virtuelles cinématiquement admissible et rigidifiant, le terme \mathcal{P}_{int}^* de puissance virtuelle des efforts intérieurs s'annule. Ensuite, si on néglige les frottements du trocart en T et l'action de la pesanteur, la puissance virtuelle \mathcal{P}_{ext}^* des efforts extérieurs ne fait intervenir que les efforts \mathbf{f}_M avec $M \in \{P, R, D\}$. Enfin, en supposant que le chirurgien manipule l'outil avec précaution et à faible vitesse, la puissance virtuelle des quantités d'accélération \mathcal{P}_{acc}^* s'annule, ce qui permet de réécrire l'équation précédente :

$$\mathcal{P}_{ext}^* = \mathbf{V}_P^* \cdot \mathbf{f}_P + \mathbf{V}_R^* \cdot \mathbf{f}_R + \mathbf{V}_D^* \cdot \mathbf{f}_D = 0 \quad (1.3)$$

avec \mathbf{V}_M^* désignant la vitesse virtuelle au point M considéré. En introduisant \dot{q}^* , tel que $\mathbf{V}_M^* = \mathbf{J}_M \dot{q}^*$, on peut écrire pour tout \dot{q}^* :

$$\dot{q}^{*T} \left(\mathbf{J}_P^T \cdot \mathbf{f}_P + \mathbf{J}_R^T \cdot \mathbf{f}_R + \mathbf{J}_D^T \cdot \mathbf{f}_D \right) = 0.$$

Après projection, on déduit la relation suivante, liant les efforts au sein du système :

$$J_P^T f_P + J_D^T f_D + J_R^T f_R = 0_{3 \times 1}. \quad (1.4)$$

Pour la suite, on pose $b_M = r_M/r_P$ le rapport de bras de levier entre un point M et l'extrémité proximale de l'outil. On peut ainsi exprimer la valeur de l'effort proximal nécessaire pour équilibrer le système en fonction de la configuration de l'outil et des efforts imposés à la fois par l'environnement et le robot (exprimée dans le repère \mathcal{R}_2) :

$${}^2 f_P = -\text{diag}(b_D, b_D, 1) {}^2 f_D - \text{diag}(b_R, b_R, 1) {}^2 f_R \quad (1.5)$$

où $\text{diag}(a_0, \dots, a_n)$ est une matrice diagonale de coefficients a_i . Notons que b_M est négatif lorsque M et P se trouvent à l'opposé l'un de l'autre par rapport au trocart, c'est-à-dire que $b_R > 0$ et $b_D < 0$.

1.3 Analyse de la raideur sans actionnement

1.3.1 Matrice de raideur

Expression de la matrice de raideur

L'expression du modèle statique du système nous permet de déterminer les efforts perçus par l'utilisateur lorsqu'il interagit avec un environnement à l'aide de l'outil. L'objet de notre étude est d'essayer d'identifier ce que perçoit l'utilisateur en terme de raideur. Nous avons déjà vu comment la raideur peut être caractérisée sur un ressort en dimension un, en revanche le système que nous cherchons à caractériser évolue suivant trois degrés de liberté. De ce fait, nous cherchons à déterminer la matrice de raideur généralisée liant les variations de forces ressenties par l'utilisateur aux déplacements qu'il impose à l'outil :

$$\delta f_P = K_P \delta x_P \quad [\text{Salisbury 1980}]$$

où K_P désigne la matrice de raideur recherchée et δx_P désigne un petit déplacement de l'outil autour du point P . On se cantonnera ici à l'expression des forces et des déplacements linéaires de l'extrémité proximale de l'outil. De ce fait, K_P est une relation entre deux espaces de dimension 3, dont nous chercherons l'expression dans l'espace cartésien. Nous avons établi que l'outil laparoscopique est en équilibre entre trois actions externes, à savoir, celles de l'utilisateur, de l'environnement et d'un robot. Nous avons également observé que la configuration de l'outil a une incidence sur la transmission des différentes forces. Par conséquent, l'expression de la raideur du mécanisme doit prendre en compte à la fois la variation de la charge externe et celle de sa géométrie. La méthode décrite dans [Chen 2000] approfondit les travaux initiaux de [Salisbury 1980] pour des systèmes dont la configuration change l'expression de la transmission des efforts. Pour l'appliquer, nous commençons par différencier l'équation (1.4) :

$$d(J_P^T f_P) + d(J_D^T f_D) + d(J_R^T f_R) = 0, \quad (1.6)$$

les termes différentiels de (1.6) pouvant s'écrire en un point M :

$$d(J_M^T f_M) = d(J_M^T) f_M + J_M^T df_M$$

avec

$$d(J_M^T) f_M = \left[\frac{\partial J_M^T}{\partial q_1} f_M \cdots \frac{\partial J_M^T}{\partial q_3} f_M \right] dq = K_{gM} dq$$

$$df_M = K_M J_M dq.$$

Dans cette expression, K_M représente la matrice de raideur cartésienne [Chen 2000] du système exprimée au point M (sachant que nous cherchons à déterminer K_P) et K_{gM} est homogène à une matrice de raideur et représente l'impact du changement de géométrie sur les forces appliquées au point M . Le développement de l'équation (1.6) mène ensuite

Chapitre 1. Modélisation et compensation de la raideur perçue

à l'expression de la *Conservative Congruence Transformation* [Chen 2000] (ou CCT) du système :

$$-K_{aP} = K_{gP} + K_{gD} + K_{gR} + K_{aD} + K_{aR} \quad (1.7)$$

où $K_{aM} = J_M^T K_M J_M$ est la représentation de la matrice de raideur K_M dans l'espace des configurations. On obtient ainsi l'expression de K_P par inversion de la CCT :

$$K_P = -J_P^{-T} (K_{gP} + K_{gD} + K_{gR} + K_{aD} + K_{aR}) J_P^{-1}. \quad (1.8)$$

Pour simplifier les notations dans la suite, nous avons choisi de regrouper les termes de raideur dus aux changements de configuration et les termes de raideur dus aux variations d'efforts en deux termes que nous développerons séparément :

$$K_a = K_{aD} + K_{aR} \quad (1.9)$$

$$K_g = K_{gP} + K_{gD} + K_{gR}. \quad (1.10)$$

Les termes K_{gM} ainsi que le terme K_{aD} de l'équation précédente peuvent facilement être prédéterminés par la connaissance de l'environnement et de la configuration du système. Le développement des différentes matrices exprimées dans les expressions précédentes mène à des expressions lourdes qui mènent par la suite à des simplifications. Dans la suite nous n'exprimerons que les résultats simplifiés dont l'écriture est plus légère, le reste des développements ayant été réalisés à l'aide de logiciels de calcul formel. Le calcul de K_{aR} nécessite quant à lui de définir et étudier l'action du robot sur le système. Son calcul est donc dépendant de la tâche. Comme nous avons choisi de modéliser l'environnement par un ressort linéaire de longueur à vide nulle, la force qu'il applique sur l'outil peut être définie par l'expression

$$\mathbf{f}_D = -k_D \overrightarrow{S_D D} = k_D (r_{S_D} \mathbf{u}_{S_D} - r_D \mathbf{z}_2) \quad (1.11)$$

où \mathbf{u}_{S_D} est un vecteur unitaire tel que $\overrightarrow{TS_D} = r_{S_D} \mathbf{u}_{S_D}$. La matrice de raideur correspondante, exprimée dans \mathcal{R}_2 vaut ${}^2K_D = -k_D \text{Id}_3$, conduisant à l'expression :

$$\mathbf{K}_{aD} = -k_D \begin{bmatrix} r_D^2 c_\varphi^2 \mathbf{y}_2 & r_D^2 \mathbf{z}_2 & \mathbf{x}_2 \end{bmatrix}. \quad (1.12)$$

D'autre part, la dérivation de J_M donne directement la matrice de raideur

$${}^2K_{gM} = - \begin{bmatrix} r_M c_\varphi \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{z}_1 & r_M s_\varphi \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{x}_2 & -c_\varphi \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{x}_2 \\ r_M s_\varphi \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{x}_2 & r_M \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{z}_2 & \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{y}_2 \\ -c_\varphi \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{x}_2 & \mathbf{f}_M \cdot \mathbf{y}_2 & 0 \end{bmatrix}. \quad (1.13)$$

Évaluation de la raideur perçue sans actionnement

Dans la suite nous étudions le comportement en raideur de l'outil en interaction avec l'environnement lorsque le robot n'applique aucune force sur le système, c'est-à-dire

lorsque $\mathbf{f}_R = 0$. Dans ce cas, en combinant les équations (1.5) et (1.11), nous obtenons :

$${}^2f_P = k_D \begin{bmatrix} -b_D r_{S_D} \mathbf{u}_{S_D} \cdot \mathbf{x}_2 \\ -b_D r_{S_D} \mathbf{u}_{S_D} \cdot \mathbf{y}_2 \\ r_{S_D} \mathbf{u}_{S_D} \cdot \mathbf{z}_2 - r_D \end{bmatrix}. \quad (1.14)$$

La matrice de raideur K_g est donnée par l'équation (1.9), en prenant en compte le fait que $K_{gR} = 0$ combiné au résultat du calcul de l'équilibre statique du système :

$${}^2K_g = \frac{-l}{r_P} \begin{bmatrix} r_P c_\varphi^2 \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2 & 0 & c_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2 \\ 0 & r_P \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2 & -\mathbf{f}_D \cdot \mathbf{y}_2 \\ c_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2 & -\mathbf{f}_D \cdot \mathbf{y}_2 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

avec $l = DP = r_D - r_P$, exprimant la longueur totale de l'outil. Enfin, l'équation (1.8) donne l'expression complète de K_P qui peut être simplifiée sous la forme

$${}^2K_P = k_D \begin{bmatrix} b_D^2 & 0 & 0 \\ 0 & b_D^2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \frac{l}{r_P^2} \begin{bmatrix} \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2 & 0 & \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2 \\ 0 & \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2 & \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{y}_2 \\ \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2 & \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{y}_2 & 0 \end{bmatrix}. \quad (1.16)$$

On peut donc observer que la matrice de raideur cartésienne K_P exprimée dans \mathcal{R}_2 comprend deux termes. Le premier terme est une matrice diagonale qui module la raideur réelle de l'environnement k_D par un coefficient proportionnel au carré du rapport de bras de levier b_D dans le plan perpendiculaire à l'outil, et sans modifier la valeur de la raideur dans la direction de l'outil. Ce premier terme attendu correspond à la généralisation en trois dimensions du cas en une dimension vu précédemment. On observe aussi l'apparition d'un deuxième terme. Ce terme est lié à la variation de la configuration géométrique de l'outil par rapport aux forces externes en présence. En effet, lorsque l'outil est en contact avec un environnement raide, l'évolution de la valeur de \mathbf{f}_D dans la direction \mathbf{z}_2 est couplée aux déplacements dans le plan $(P, \mathbf{x}_2, \mathbf{y}_2)$ du point P et réciproquement la valeur de \mathbf{f}_D dans ce même plan est couplée aux déplacements dans la direction \mathbf{z}_2 . La distorsion en raideur induite par le bras de levier est la conséquence de cette différence entre la raideur réelle de l'environnement K_D et la raideur perçue par l'utilisateur K_P .

1.3.2 Modèle Ressort Équivalent (MRE)

Principe

La détermination de la matrice de raideur permet de lier analytiquement les variations d'efforts aux déplacements du mécanisme. L'utilisateur, par contre, n'utilise probablement pas cette représentation, car elle est complexe et nécessite de pouvoir identifier localement, en chaque point, chacune des neuf composantes de cette matrice. En revanche, ce que l'utilisateur peut estimer, c'est la direction et l'amplitude des efforts qu'il applique sur le système. C'est pour cette raison que nous introduisons une deuxième

méthode pour représenter la raideur.

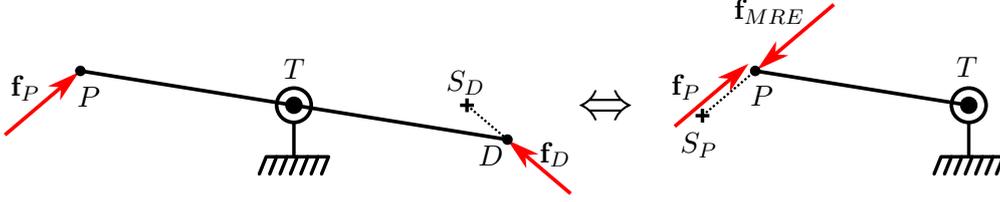


FIGURE 1.6 – Principe du modèle ressort équivalent (ici simplifié dans le plan). À gauche, le système tel que présenté dans notre paramétrage initial où le ressort représentant l’environnement (indiqué en pointillés) est attaché sur la partie distale de l’outil. À droite, le MRE du système fait correspondre au système un autre ressort, cette fois attaché du côté proximal de l’outil et renvoyant à l’utilisateur le même effort pour un déplacement donné. Afin de simplifier cette figure, la contribution éventuelle du robot n’a pas été représentée, mais rentre en ligne de compte dans la détermination du MRE.

Ce modèle que nous appelons *modèle ressort équivalent* (MRE) repose sur une idée similaire à celle présentée à la figure 1.4 : faire correspondre au système de l’outil couplé à l’environnement un autre système équivalent où le ressort se trouve cette fois fixé directement à l’extrémité proximale de l’outil comme illustré figure 1.6.

Ce ressort équivalent est paramétré de manière à renvoyer à l’utilisateur les mêmes efforts que le système original. Dans cette configuration, observer les distorsions introduites par le système revient à observer le comportement de ce ressort équivalent au cours d’une tâche.

Calcul du MRE

Par hypothèse, on définit ce ressort équivalent comme un ressort linéaire de raideur k^* , de longueur à vide nulle et dont les points d’attache sont P et un autre point que nous nommerons S_P . L’expression de la force générée par un tel ressort sur le système est donc par conséquent :

$$\mathbf{f}_{\text{MRE}} = k^* \overrightarrow{PS_P}. \quad (1.17)$$

On suppose que ce ressort est directement manipulé par l’utilisateur et qu’il lui renvoie un effort identique (et de signe opposé) à celui qu’il appliquerait pour équilibrer le système couplé par l’environnement :

$$\mathbf{f}_{\text{MRE}} = -\mathbf{f}_P \quad (1.18)$$

et par substitution dans l’équation (1.3), on obtient directement :

$$\mathbf{V}_P^* \cdot \mathbf{f}_{\text{MRE}} = \mathbf{V}_R^* \cdot \mathbf{f}_R + \mathbf{V}_D^* \cdot \mathbf{f}_D \quad (1.19)$$

d'où

$$J_P^T f_{\text{MRE}} = J_D^T f_D + J_R^T f_R. \quad (1.20)$$

Pour évaluer le MRE du système non actionné, on pose $\mathbf{f}_R = \mathbf{0}$ ce qui donne :

$$f_{\text{MRE}} = J_P^{-T} J_D^T f_D, \quad (1.21)$$

que l'on peut réécrire :

$$k^* \overrightarrow{PS_P} = k_D J_P^{-T} J_D^T \overrightarrow{DS_D}.$$

Cette relation donne trois équations scalaires à quatre inconnues (la raideur k^* du MRE, scalaire, ainsi que la position du point d'attache du ressort définie par le vecteur $\overrightarrow{TS_P}$). Afin de résoudre ce système, nous supposons pour la suite que la raideur de l'environnement et celle du ressort équivalent sont similaires ($k^* = k_D$). En effet, notre objectif étant de restituer une image objective de la raideur à l'utilisateur, il nous paraît sensé de faire correspondre ces deux raideurs dans l'analyse du système. De plus cette hypothèse transforme la relation obtenue par la statique en relation purement géométrique, liant la position du point d'attache du ressort du MRE à celle du ressort représentant l'environnement en fonction de la configuration du système :

$$\overrightarrow{TS_P} = J_P^{-T} J_D^T \overrightarrow{DS_D} + \overrightarrow{TP}. \quad (1.22)$$

Comme la projection dans \mathcal{R}_2 de $J_P^{-T} J_D^T$ vaut $\text{diag}(b_D, b_D, 1)$ et $l = r_D - r_P$, on obtient les coordonnées de $\overrightarrow{TS_P}$:

$$\begin{aligned} {}^2TS_P &= \text{diag}(b_D, b_D, 1) \left({}^2TS_D - r_D({}^2z_2) \right) + r_P({}^2z_2) \\ &= \text{diag}(b_D, b_D, 1) {}^2TS_D - l({}^2z_2). \end{aligned}$$

On constate donc que la projection de S_P sur l'axe longitudinal de l'outil (T, \mathbf{z}_2) est l'image de la projection de S_D sur ce même axe, translaté de $-l\mathbf{z}_2$. Sur le plan perpendiculaire à cet axe ($T, \mathbf{x}_2, \mathbf{y}_2$), la projection de S_P est l'image de la projection de S_D par une homothétie de centre T et valeur b_D ($b_D < 0$).

Simulation

Pour avoir une représentation plus visuelle du MRE que nous venons de calculer, nous avons réalisé une simulation. La situation que nous avons choisie de simuler est de définir une tâche, et à partir de cette tâche d'observer le comportement du MRE. Comme les relations que nous avons obtenues sont purement géométriques, la simulation que nous proposons est représentée sans unité, et les relations entre distances et forces représentées restent vraies quelle que soit l'échelle sélectionnée. Afin de simplifier la représentation, nous avons limité cette simulation au plan ($T, \mathbf{z}_0, \mathbf{y}_0$) en bloquant la première rotation

($\theta = 0$). Nous avons donc choisi comme tâche le suivi d'une trajectoire simple, à savoir un cercle disposé dans la partie distale de l'espace.

La figure 1.7 illustre la simulation du système sans compensation. L'outil est représenté dans quatre configurations distinctes d'index $i = 1$ à 4, et correspondant à :

1. la valeur maximale de r_D ;
2. la valeur maximale de φ ;
3. la valeur minimale de r_D ;
4. la valeur minimale de φ .

Les points D_i , P_i , et forces \mathbf{f}_{D_i} et \mathbf{f}_{P_i} représentent les positions de D et P , et les valeurs de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P dans chacune de ces configurations.

Cette simulation montre que, bien que la trajectoire \mathcal{T}_D du point D et l'expression du ressort (un simple ressort de longueur à vide nulle) soient simples, la trajectoire \mathcal{T}_P du point P est bien plus complexe, et il est difficile de déterminer de manière triviale la localisation du point d'attache du MRE. On observe de plus que les normes et orientations de \mathbf{f}_P et \mathbf{f}_D sont totalement disparates en raison des distorsions générées par l'effet levier. Cette observation supporte l'idée que la représentation qu'a l'utilisateur des efforts qu'il applique au niveau de l'extrémité distale est faussée. C'est donc sur ces bases que nous introduisons nos approches de compensation de l'effet levier.

1.4 Proposition de méthodes de compensation

1.4.1 Mode 1 : Conservation du module des efforts

Formulation de la compensation

Comme vu précédemment, la distorsion en raideur perçue par le chirurgien à l'extrémité proximale de l'outil est principalement due à la combinaison d'amplifications variables des forces et des mouvements entre les deux extrémités de l'outil de laparoscopie. L'utilisateur intègre ces informations kinesthésiques ainsi que des indices visuels pour évaluer la raideur de l'environnement qu'il manipule [Gurari 2009, Fakhoury 2015]. Il est aussi établi dans la littérature qu'un utilisateur expérimenté peut compenser l'amplification du déplacement, ainsi que son inversion [Crothers 1999]. La première méthode de compensation que nous proposons est basée sur la modification de la perception de la raideur en renvoyant à l'utilisateur une image précise de la force qu'il applique sur l'environnement. Nous formulons ainsi la force \mathbf{f}_P que nous souhaitons renvoyer à l'utilisateur comme une fonction de la force d'interaction avec le tissu \mathbf{f}_D , définie par :

$$f_P = C_m f_D. \quad (1.23)$$

Le choix nous paraissant le plus naturel afin de définir la matrice exprimant la compensation C_m est ${}^2C_m = \text{diag}(1, 1, -1)$. En effet, dans ce cas la force perçue par l'utilisateur serait de même amplitude que \mathbf{f}_D , la force appliquée par le tissu sur la pointe. Dans ce

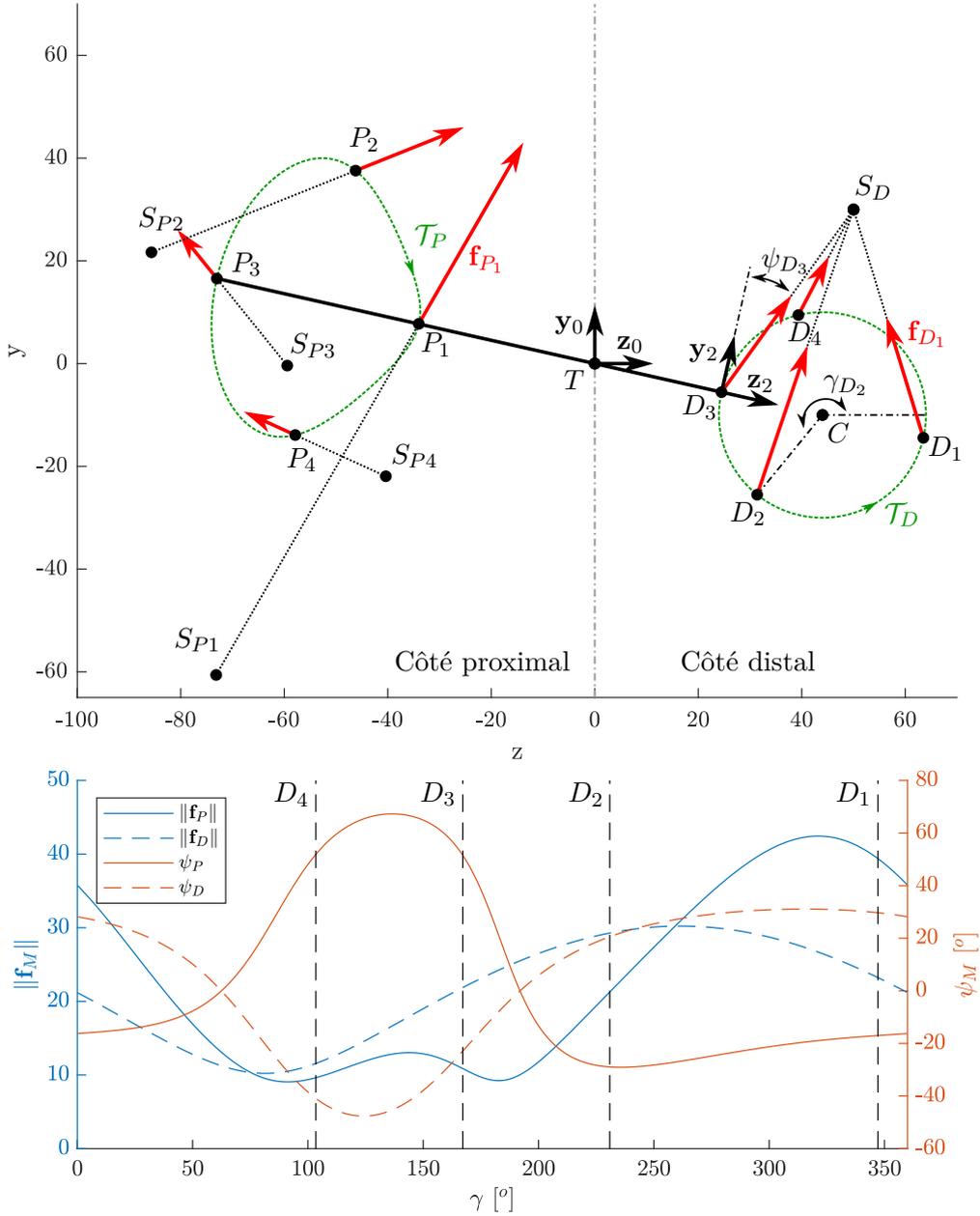


FIGURE 1.7 – **En haut** : Résultat de la simulation de l'outil sans compensation. Les lignes en tirets indiquent les trajectoires des points d'intérêt au cours du mouvement. Les lignes pointillées indiquent la position des ressorts représentant l'interaction avec l'environnement ou le MRE. Les paramètres choisis pour cette simulation sont $l = 100$; $k = 0,5$; $S_D : [50; 30]^T$ et \mathcal{T}_D décrit un cercle de centre $C : [44; -10]^T$ et de rayon 20, balayant la trajectoire dans le sens trigonométrique. On introduit de plus les angles γ et ψ_M , correspondant respectivement à l'angle formé entre \overrightarrow{CD} et \mathbf{z}_0 , et entre \mathbf{f}_M et \mathbf{y}_2 dans une configuration donnée. **En bas** : Évolution des normes de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P , et de leur orientation relative à \mathbf{y}_2 lorsque D parcourt \mathcal{T}_D .

cas, la formulation de la force \mathbf{f}_R donnée par l'équation (1.4) et qui doit être fournie par le robot peut s'écrire :

$$\mathbf{f}_R = -J_R^{-T} \left(J_P^T C_m + J_D^T \right) \mathbf{f}_D = C_\tau \mathbf{f}_D \quad (1.24)$$

où C_τ est l'opérateur liant \mathbf{f}_R , l'effort d'actionnement appliqué par le robot, à \mathbf{f}_D . On peut déterminer l'expression de cet opérateur en fonction de la configuration de l'outil en substituant l'expression de la jacobienne, définie en (1.2) et projetée dans \mathcal{R}_2 , dans l'équation précédente :

$$\begin{aligned} C_\tau &= -J_R^{-T} \left(J_P^T C_m + J_D^T \right) \\ &= - \begin{bmatrix} \frac{1}{r_R} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{r_R} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} r_P & 0 & 0 \\ 0 & r_P & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} C_m + \begin{bmatrix} r_D & 0 & 0 \\ 0 & r_D & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \end{aligned}$$

et ainsi :

$$C_\tau = -\frac{r_P + r_D}{r_R} \begin{bmatrix} \mathbf{x}_2 & \mathbf{y}_2 & \mathbf{0} \end{bmatrix}. \quad (1.25)$$

Nous noterons que, conformément à ce qu'on pourrait attendre, le robot n'a pas besoin de fournir de compensation lorsque les longueurs distales et proximales sont égales ($r_P = -r_D$).

Évaluation de la raideur perçue après compensation

De manière identique à la section 1.3.1, nous évaluons la raideur du système en développant l'expression de l'équilibre du système suivant l'équation (1.6), mais cette fois-ci en y évaluant la contribution due à l'action du robot. Cette action s'écrit :

$$d \left(J_R^T \mathbf{f}_R \right) = d \left(J_R^T \right) \mathbf{f}_R + J_R^T d \mathbf{f}_R,$$

ou d'après l'expression définie à l'équation (1.24) :

$$d \left(J_R^T \mathbf{f}_R \right) = \underbrace{d \left(J_R^T C_\tau \right) \mathbf{f}_D}_{K_{g\tau} dq} + \underbrace{J_R^T C_\tau d \mathbf{f}_D}_{K_{a\tau} dq}, \quad (1.26)$$

où $K_{g\tau}$ et $K_{a\tau}$ désignent respectivement la raideur due au changement de configuration du système et la raideur due à la variation de l'effort à l'extrémité distale de l'outil dans l'espace articulaire. On calcule ensuite de manière similaire à la section 1.3.1, l'expression de la raideur due à l'action du robot. Celle-ci peut être décomposée en :

$$K_{gR} + K_{aR} = K_{g\tau} + K_{a\tau}$$

avec

$$K_{g\tau} = \left[\frac{\partial (J_R^T C_\tau)}{\partial q_1} f_D \cdots \frac{\partial (J_R^T C_\tau)}{\partial q_3} f_D \right]$$

$$K_{a\tau} = J_R^T C_\tau K_D J_D.$$

A partir du modèle que nous avons choisi pour l'environnement, ces matrices s'écrivent :

$${}^2K_{g\tau} = \begin{bmatrix} \frac{c_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_1}{r_P + r_D} & \frac{s_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2}{r_P + r_D} & -2c_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2 \\ \frac{s_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2}{r_P + r_D} & \frac{\mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2}{r_P + r_D} & 2c_\varphi \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{y}_2 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.27)$$

et

$${}^2K_{a\tau} = -\frac{r_P + r_D}{r_P^2} \text{diag}(k_D r_D, k_D r_D, 0). \quad (1.28)$$

La réécriture du CCT inverse donné à l'équation (1.8) et incluant l'action du robot conduit à l'expression :

$$K_P = -J_P^{-T} (K_{gP} + K_{gD} + K_{g\tau} + K_{aD} + K_{a\tau}) J_P^{-1}$$

où K_{gP} doit être réévaluée en prenant en compte la valeur de l'effort proximal dont la valeur est modifiée par la contribution du robot décrite par l'équation (1.23). Par conséquent la rigidité cartésienne ressentie lors de la manipulation de l'outil après compensation devient :

$$K_P = k_D \begin{bmatrix} -b_D & 0 & 0 \\ 0 & -b_D & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} - \frac{2}{r_P} \begin{bmatrix} \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2 & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{z}_2 & 0 \\ \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{x}_2 & \mathbf{f}_D \cdot \mathbf{y}_2 & 0 \end{bmatrix}. \quad (1.29)$$

Nous noterons que dans cette expression b_D et r_P sont tous deux négatifs (d'après leur définition dans la section 1.2). Deux termes sont à nouveau identifiables, le premier étant une matrice diagonale modulant la raideur réelle de l'environnement k_D par un coefficient proportionnel au rapport de bras de levier (et non plus à son carré comme c'était le cas sans compensation). Dans le deuxième terme on observe la disparition du couplage entre les déplacements le long de l'axe (P, \mathbf{z}_2) de l'outil et des forces dans le plan normal à l'outil $(P, \mathbf{x}_2, \mathbf{y}_2)$. Une distorsion due à l'effet levier subsiste toujours, car seule la perception des forces a été modifiée. On peut néanmoins supposer que le retour visuel fourni par la caméra laparoscopique permettra à l'utilisateur de compenser les distorsions en mouvement.

MRE après compensation (mode 1)

En introduisant la compensation proposée dans la section 1.4.1, nous nous attendons à ce que l'utilisateur soit plus facilement capable d'estimer la rigidité de l'environnement. En conséquence, nous nous attendons aussi à ce que le MRE du système ainsi compensé représente de manière plus fidèle la raideur réelle de l'environnement à l'utilisateur. En introduisant la valeur de \mathbf{f}_P obtenue dans l'équation (1.23), la position du point d'attache du MRE peut donc être calculée comme suit :

$$f_{\text{MRE}} = -C_m f_D. \quad (1.30)$$

En reprenant l'hypothèse d'égalité de raideur formulée dans la section 1.3.2 ($k^* = k_D$), on peut réécrire cette relation comme une relation géométrique liant la position du point d'attache du MRE à la configuration du système :

$$\overrightarrow{TS_P} = -C_m \overrightarrow{DS_D} + \overrightarrow{TP}. \quad (1.31)$$

On peut ainsi construire le MRE en projetant la relation précédente dans \mathcal{R}_2 :

$${}^2TS_P = \text{diag}(-1, -1, 1) {}^2TS_D - l {}^2z_2.$$

On constate donc que la projection S_P sur l'axe longitudinal de l'outil (T, \mathbf{z}_2) est l'image de la projection de D_R sur ce même axe, translaté par le vecteur $-lz_2$. En revanche, le plan perpendiculaire à cet axe ($T, \mathbf{x}_2, \mathbf{y}_2$), la projection de S_P est cette fois le symétrique de la projection de S_D par rapport à T , et ce, quelle que soit la configuration de l'outil.

Simulation

Le MRE du système a été simulé de manière identique à la section 1.3.2, en prenant en compte le mode 1 de compensation. Les résultats obtenus sont ainsi illustrés figure 1.8. Afin d'alléger la figure, les forces \mathbf{f}_R appliquées par le robot n'ont pas été affichées. On observe ainsi que, comparativement à la figure 1.7, la position du MRE est bien plus simple à déterminer car elle n'est plus affectée par le bras de levier. Ce phénomène est aussi visible lorsqu'on vient observer les normes et orientations de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P : leurs normes sont en effet identiques, et l'inversion de signe entre ψ_D et ψ_P montre qu'en fait \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P sont symétriques par rapport à \mathbf{y}_2 .

1.4.2 Mode 2 : Fixation de l'attache du ressort équivalent.

Formulation de la compensation

Lors de l'utilisation du mode 1 de compensation présenté en section 1.4.1, nous avons observé que la compensation du système était incomplète. En effet, la compensation ne s'appliquant que sur les efforts ressentis par l'utilisateur et non sur les déplacements, une distorsion persiste, bien que réduite. L'objet du mode 2 de compensation que nous

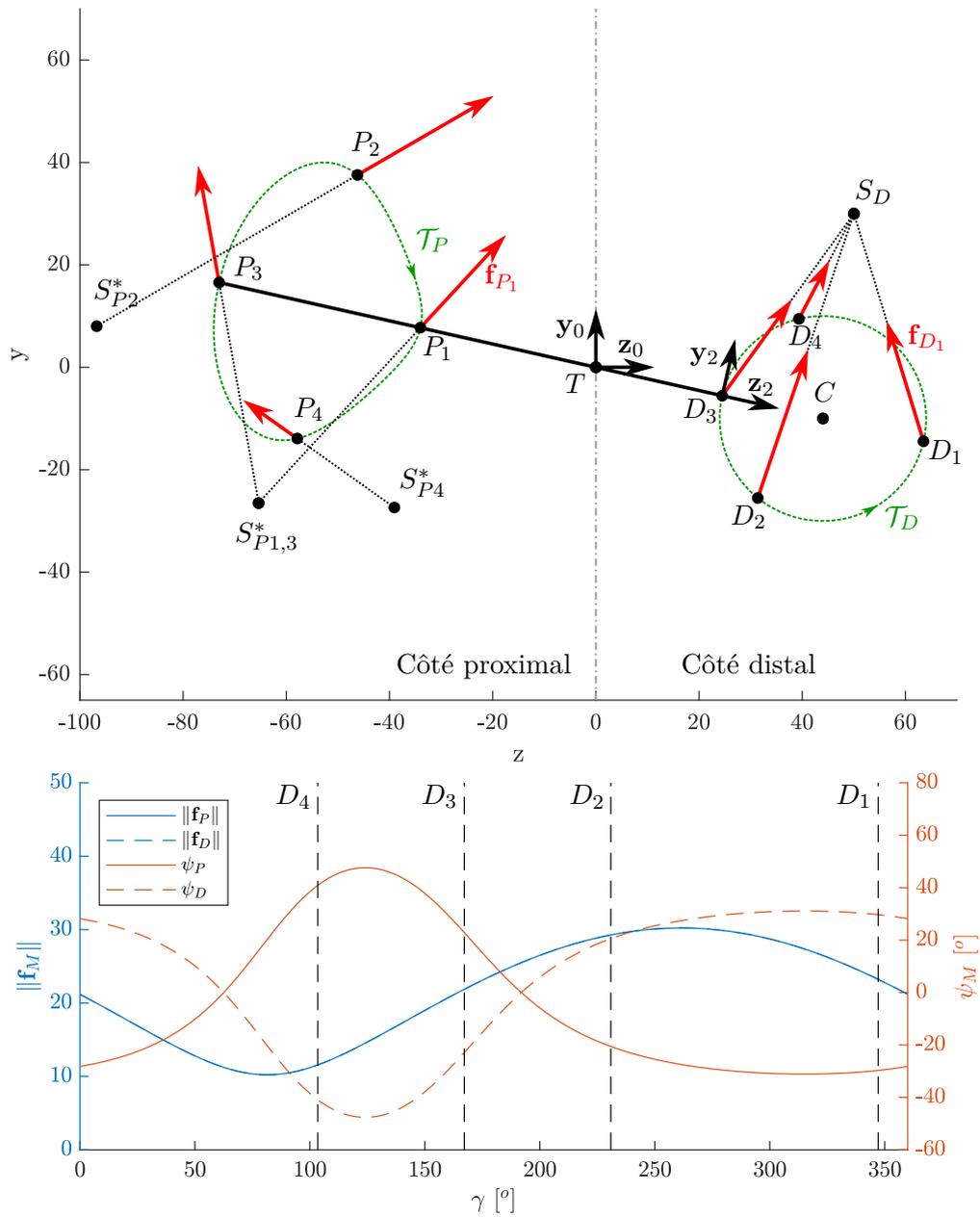


FIGURE 1.8 – Résultat de la simulation de l’outil après compensation par le mode 1 dans les mêmes conditions que pour la figure 1.7 et évolution de la norme de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P et de leur orientation relative à \mathbf{y}_2 lorsque D parcourt \mathcal{T}_D . Note : les normes de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P sont confondues.

proposons est de restituer du côté proximal une raideur similaire à celle présente du côté distal. Pour cela nous nous basons sur l'idée d'ajuster le MRE du système à l'aide du robot.

Le premier objectif est d'assurer l'égalité $k^* = k_D$. Ensuite, en se basant sur l'expression que nous avons choisie pour définir le MRE d'après l'équation (1.17) et en supposant que $k^* \neq 0$, l'égalité $\mathbf{f}_P = 0$ est respectée si et seulement si P et S_P sont confondus. Dans cette position de repos, l'utilisateur n'a pas à appliquer d'efforts pour équilibrer l'outil. Afin de donner à l'utilisateur une meilleure représentation des efforts distaux, nous imposons comme contrainte le fait de ne renvoyer aucun efforts si les efforts distaux sont nuls (soit $\mathbf{f}_P = 0$ si $\mathbf{f}_D = 0$). D'après le modèle choisi pour représenter l'environnement défini équation (1.11), cette situation correspond au cas où D et S_D sont confondus (on supposera aussi $k_D \neq 0$ en raison de la première hypothèse).

On cherchera donc dans ce mode de compensation à calculer \mathbf{f}_R de manière à remplir les conditions :

$$\begin{cases} k^* = k_D \\ \overrightarrow{TS_P} = \overrightarrow{TS_D} - l\mathbf{u}_{S_D} \end{cases} \quad (1.32)$$

et donc si on pose $l = r_{S_D} - r_{S_P}$, alors :

$$\overrightarrow{TS_P} = r_{S_P} \mathbf{u}_{S_P}. \quad (1.33)$$

En reprenant l'expression (1.19), on obtient l'expression de l'équilibre des forces sur le système en fonction de l'environnement et du MRE :

$$J_R^T f_R = J_D^T f_D - J_P^T f_{\text{MRE}}.$$

En y incluant l'expression du ressort représentant l'environnement (1.11) et celle du MRE (1.17), on obtient

$$J_R^T f_R = k_D J_D^T \overrightarrow{DS_D} - k^* J_P^T \overrightarrow{PS_P}.$$

D'après les conditions introduites à l'équation (1.33), on obtient :

$$J_R^T f_R = k_D \left(J_D^T (\overrightarrow{TS_D} - \overrightarrow{TD}) - J_P^T (\overrightarrow{TS_D} - l\mathbf{u}_{S_D} - \overrightarrow{TP}) \right) \quad (1.34)$$

qui peut aussi s'écrire

$$J_R^T f_R = k_D \left(r_{S_D} (J_D^T - J_P^T) \mathbf{u}_{S_D} + l J_P^T \mathbf{u}_{S_D} + J_P^T \overrightarrow{TP} - J_D^T \overrightarrow{TD} \right).$$

Après calcul des jacobiennes, cette expression nous donne les efforts nécessaires pour produire ce deuxième mode de compensation :

$${}^2 f_R = k_D \left(\frac{l(r_{S_D} + r_P)}{r_R} \text{diag}(1,1,0) {}^2 u_{S_D} - l^2 z_2 \right). \quad (1.35)$$

On observe que ce mode de compensation est complexe à formuler, car en plus des paramètres géométriques du système, il faut aussi avoir des connaissances sur l'environnement. En effet, la raideur k_D et le point d'attache S_D (permettant de déterminer \mathbf{u}_{D_R}) ne sont pas connus *a priori*. Ainsi pour pouvoir implémenter une telle méthode de compensation, il faut estimer ces propriétés de l'environnement en ligne, ce qui, en pratique, reste relativement complexe à réaliser.

Évaluation de la raideur perçue après compensation (mode 2)

Dans le cas du mode 2 de compensation, la force ressentie par l'utilisateur correspond à celle renvoyée par un ressort linéaire, de raideur k_D et de longueur à vide nulle :

$$K_P = k_D \text{Id}_3. \quad (1.36)$$

Simulation

On observe sur la figure 1.9 que le point S_P est fixe, comme désiré. Comme $S_D S_P = DP$, on peut facilement reconstruire la position de S_P qui se trouve ainsi à une distance l de S_D sur la demi-droite $[S_D T)$.

On constate aussi que, bien que les efforts ressentis par l'utilisateur convergent vers le point de repos du système, les directions et amplitudes de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P sont à nouveau totalement dissemblables lorsqu'on vient appliquer le mode 2 de compensation.

1.5 Discussion

Au cours de ce chapitre nous avons posé un modèle permettant d'analyser le comportement en raideur d'un outil de laparoscopie en contact avec un environnement. Le modèle proposé repose sur les hypothèses suivantes :

- **simplification de la cinématique de l'outil** : le trocart est ici considéré comme un point fixe, mais ce point peut en fait bouger en raison de l'élasticité de la paroi abdominale
- **simplification des interactions utilisateur/outil et environnement/outil** : nous avons considéré ici uniquement les efforts appliqués sur l'outil. Cependant, dans la réalité, des moments peuvent s'ajouter à ces efforts.
- **simplification du modèle élastique du tissu** : les tissus n'ont en réalité pas un comportement purement élastique linéaire. Cette étude se focalisant sur l'équilibre statique nous a amené à omettre les éléments dynamiques qui ont probablement aussi un impact sur la perception.

S'il est clair que nous simplifions grandement le modèle mécanique du système, nous proposons une approche générique qui peut être adaptée spécifiquement à d'autres cas d'application. De plus, aucune étude n'a, à notre connaissance, cherché à établir de modèle théorique de l'effet du bras de levier sur la raideur perçue.

Le deuxième élément que nous avons apporté dans cette étude est la proposition de deux méthodes de compensation, l'une basée sur une restitution des forces appliquées

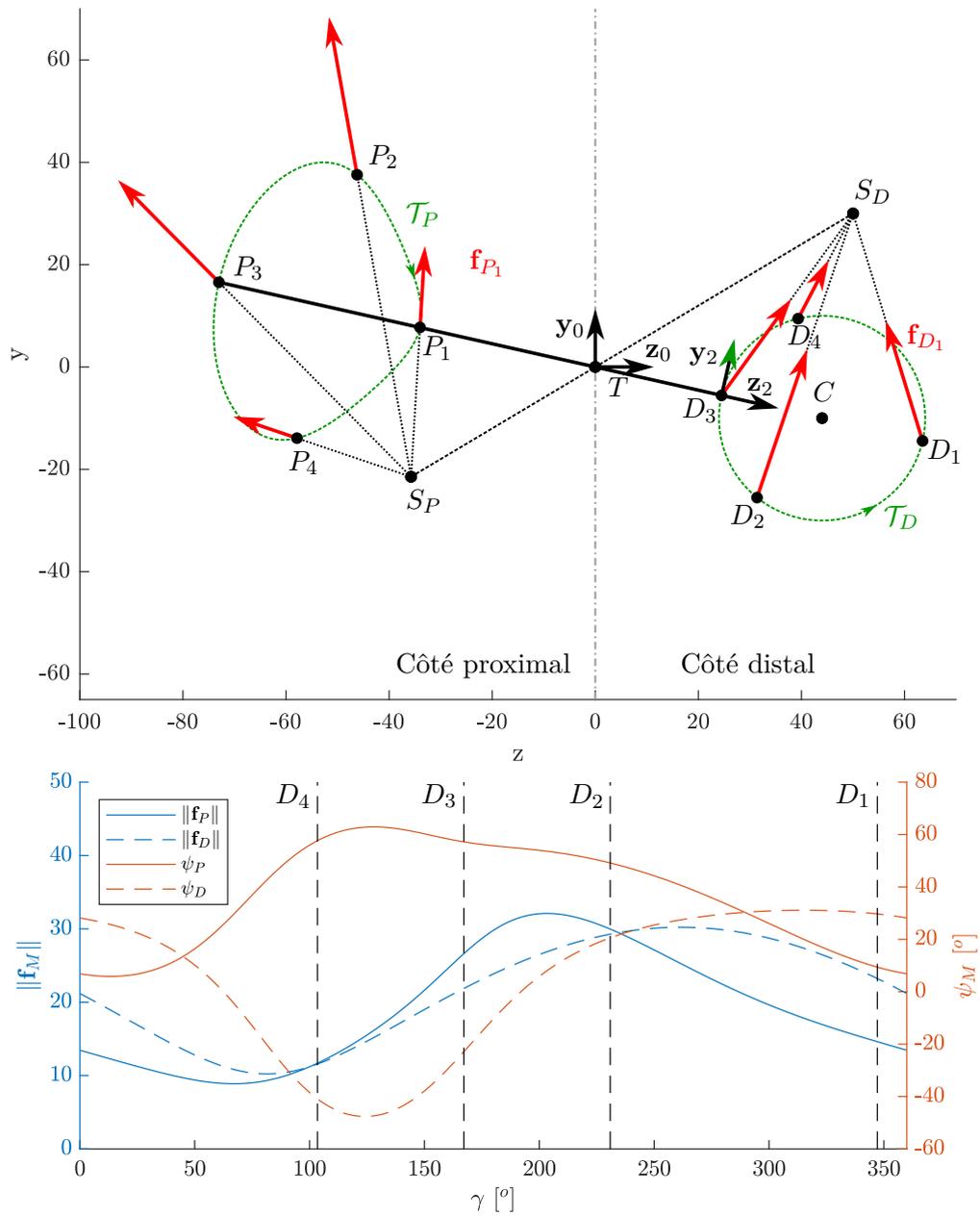


FIGURE 1.9 – Résultats de la simulation de l’outil après compensation par le mode 2 dans les mêmes conditions que pour la figure 1.7 et évolution de la norme de \mathbf{f}_D et \mathbf{f}_P et de leur orientation relative à \mathbf{y}_2 lorsque D parcourt \mathcal{T}_D .

Chapitre 1. Modélisation et compensation de la raideur perçue

sur l'extrémité distale de l'outil et l'autre sur la restitution des efforts d'un ressort virtuel. La première méthode s'appuie sur l'idée d'améliorer la perception des efforts appliqués en restituant à l'utilisateur une raideur partiellement compensée. La deuxième méthode s'appuie sur le modèle ressort équivalent que nous avons introduit, dans le but de renvoyer à l'utilisateur une raideur virtuelle équivalente à celle de l'environnement. Si la première méthode n'offre qu'une compensation partielle de la raideur, elle offre deux avantages importants par rapport à la deuxième. Le premier avantage est en terme de cohérence de l'information renvoyée. En effet nous avons vu qu'en utilisant cette compensation, la force ressentie par l'utilisateur est d'amplitude identique et de direction similaire à la force qu'il applique sur l'environnement. Même lorsqu'il ne bouge pas l'outil, l'information de force reste présente, alors que la raideur ne peut être perçue que lors d'un mouvement. L'autre aspect important est celui de l'implémentation. La première méthode s'appuie uniquement sur la connaissance des efforts distaux, qui peuvent être mesurés à l'aide d'un capteur d'efforts dédié. En revanche la deuxième méthode s'appuie notamment sur la connaissance de la raideur de l'environnement, qui est difficile à estimer en ligne. De ce fait, dans le deuxième chapitre nous nous concentrons uniquement sur l'implémentation de la première méthode car nous la jugeons plus viable.

2 Validation de la stratégie de compensation

Nous avons proposé dans le chapitre 1 deux méthodes de compensation de la raideur perçue par un utilisateur manipulant un outil de laparoscopie, basées sur l’observation du comportement de l’outil. Parmi ces deux méthodes, la méthode de compensation basée sur le retour de force nous a paru être la meilleure candidate. Ce chapitre aborde donc l’implémentation de la méthode de compensation par retour de force et les essais de validation préliminaires que nous avons menés afin d’en évaluer l’efficacité. Nous avons ainsi implémenté la méthode proposée sur un banc d’essai permettant à des participants d’interagir avec des échantillons de raideurs variées et d’évaluer leur perception de la raideur. Les résultats préliminaires de ces travaux ont fait l’objet d’une présentation lors de la conférence ICRA 2019 (référence en fin de manuscrit).

2.1 Implémentation de l’algorithme

Comme détaillé dans la section 1.4.1, l’implémentation du mode de compensation par retour d’efforts requiert trois éléments :

- un système d’actionnement collaboratif, capable de générer des efforts sur l’outil en impactant aussi peu que possible la perception de l’utilisateur (inertie, frottements, ...) en dehors de l’application des efforts prescrits,
- un moyen d’évaluer la configuration du système, et plus précisément les distances r_P , r_D et r_R ,
- un moyen d’évaluer les efforts distaux (\mathbf{f}_D) appliqués sur la pointe de l’outil.

En raison de la complexité liée à la réalisation d’un système intégrant l’ensemble de ces fonctions, nous avons réalisé une preuve de concept intégrant l’ensemble de l’actionnement et de l’instrumentation pour réaliser des essais de validation.

2.1.1 Plate-forme matérielle et logicielle

L’implémentation du système a été réalisée à l’aide d’un robot nommé Achille [Dong 2016] et présenté figure 2.1. Ce robot est un robot collaboratif basé sur le robot Virtuose 3D

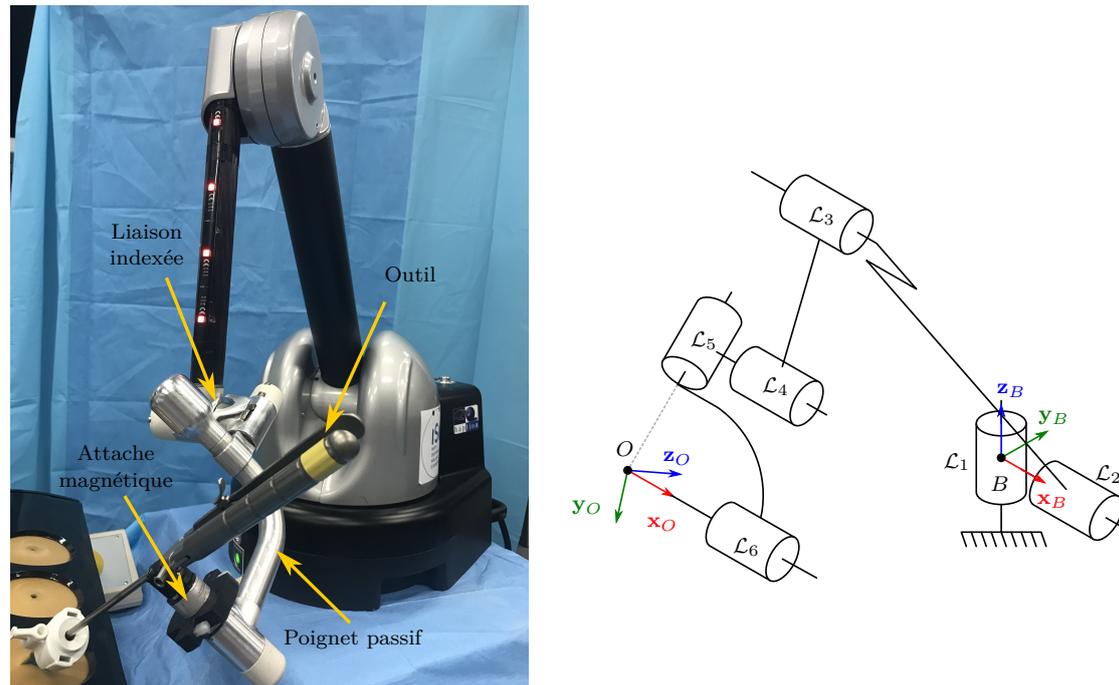


FIGURE 2.1 – Le robot Achille équipé d’un outil de chirurgie laparoscopique du commerce et schéma cinématique équivalent.

construit par la société Haption [Haption], disposant de six degrés de liberté.

Développé spécialement pour l’assistance collaborative à la chirurgie laparoscopique, il est capable de positionner, verrouiller ou appliquer des forces sur un outil ou encore maintenir et réorienter une caméra laparoscopique. Les liaisons \mathcal{L}_1 à \mathcal{L}_3 sont motorisées et freinées, gérant ainsi le positionnement et les efforts exercés sur le point O , le changement d’orientation de l’objet manipulé étant permis par le rotulage du trocart et celui du poignet passif du robot, défini par les liaisons \mathcal{L}_5 et \mathcal{L}_6 . La liaison \mathcal{L}_4 est une pivot indexée, utilisée pour changer l’orientation du poignet par rapport au bras avec un nombre discret d’orientations, permettant ainsi de régler le robot dans une configuration plus ergonomique pour l’utilisateur. L’ensemble des liaisons (motorisées ou non) sont équipées de codeurs afin de déterminer la position et l’orientation de l’organe terminal par rapport au repère de base du robot. Enfin, le robot est compensé en gravité à l’aide d’un système de ressorts montés en parallèle des articulations motorisées.

Un outil de laparoscopie peut être attaché au poignet passif du robot au moyen d’une interface magnétique. Cette interface a pour but de maintenir l’outil fermement tout en permettant à l’utilisateur de détacher ou rattacher l’outil de manière simple et répétable au robot.

Le boîtier de commande du robot est connecté à un ordinateur de contrôle opérant sous un système d’exploitation non temps réel (Microsoft Windows 10) et communique avec le contrôleur au travers d’une API (Interface de Programmation Applicative) à une fréquence de 1kHz. Le robot communique à intervalle régulier ses informations capteurs,

qui permettent de déterminer, grâce au modèle géométrique direct, la relation entre les repères \mathcal{R}_B et \mathcal{R}_O , représentant respectivement le repère de base du robot (utilisé comme origine) et le repère outil, attaché à la sortie du poignet passif. Le repère outil a été choisi pour que \mathcal{R}_O et \mathcal{R}_2 coïncident, \mathbf{z}_O correspond ainsi directement à \mathbf{z}_2 utilisé au chapitre 1 et les points O et R (du premier chapitre) sont confondus.

Le système utilisé n'étant pas un robot centré sur le trocart, il faut pouvoir repérer la position du trocart T par rapport à la base du robot car elle est nécessaire pour le calcul des efforts de compensation. Pour effectuer ce recalage, plusieurs méthodes ont été introduites dans la littérature, et utilisent en général des marqueurs ou capteurs [Ortmaier 2000, Krupa 2003] permettant de déterminer la position de l'outil à l'aide d'un capteur calibré, ou bien des méthodes basées image [Voros 2006, Rosa 2015, Wilson 2010], utilisant les informations renvoyées par des caméras *in-vivo* ou *ex-vivo* pour déterminer la position du trocart. La méthode que nous avons utilisée est celle décrite par [Dong 2016], exploitant uniquement les informations des capteurs du robot, et qui a été développée spécifiquement pour le système Achille. Cette méthode utilise l'historique des positions de l'outil (renvoyées par le contrôleur du robot) pour déterminer la position du trocart. En effet, comme le centre du trocart est supposé stationnaire, sa position est déterminé à l'aide d'un algorithme d'optimisation basé sur la méthode des moindres carrés en déterminant le point de convergence des droites passant par les deux extrémités de l'outil. Cette méthode permet ainsi de connaître la position du trocart par rapport au robot, mais aussi de déterminer si l'outil est effectivement inséré dans un trocart ou non.

2.1.2 Outil instrumenté

Nous avons vu au chapitre précédent que le mode 1 de compensation nécessite de connaître la valeur des efforts d'interaction avec l'environnement pour déterminer les efforts de compensation nécessaires. La réalisation d'un outil instrumenté utilisable dans le cadre d'interventions de laparoscopie étant une tâche complexe [Puangmali 2012], nous avons opté pour le développement d'un outil simplifié, uniquement dédié à des tâches d'indentation et utilisant un capteur d'efforts disponible commercialement. Le capteur choisi est un capteur d'effort 6DDL miniature (ATI Nano17-E SI-12-0.12), léger et peu encombrant, limitant ainsi son impact sur l'inertie de l'outil. En revanche son utilisation impose certaines contraintes. En effet, son diamètre ($\varnothing 17$ mm) ne lui permet pas de passer au travers d'un trocart, l'outil doit donc être démonté pour passer au travers. De plus, il faut s'assurer que les moments appliqués sur le capteur restent dans un plage limitée (de l'ordre de $100 \text{ N} \cdot \text{mm}$). Même si nous ne les utilisons pas dans la formulation de la compensation, l'application de moments trop importants sature la mesure d'efforts. La sphère d'indentation montée sur le capteur doit donc être relativement proche pour limiter les moments latéraux et ainsi permettre de mesurer précisément des efforts d'interaction de l'ordre de 10 N [Picod 2005]. Enfin, à défaut d'instrumenter la rotation propre de l'outil, nous l'avons bloquée afin de pouvoir recalibrer le repère de mesure du capteur d'efforts par rapport au poignet du robot. Afin de préserver le capteur d'efforts et les échantillons, nous avons fixé pour la suite des expériences un effort limite de 8 N

que les participants doivent éviter de dépasser.

L'outil présenté figure 2.2 a été réalisé à l'aide d'une barre en aluminium ($\varnothing 5 \times 300$ mm) terminée d'un côté par un socle permettant de supporter le capteur d'efforts et de l'autre côté par une poignée. Cette poignée est équipée d'un élément métallique permettant d'interfacer l'outil avec une attaque métallique disposée au centre du poignet passif du robot, comme illustré figure 2.1. Le capteur d'effort a été désaxé (cf. figure 2.2, vue de face) par rapport à la tige de l'outil pour permettre une plus grande amplitude de pivotement sans engendrer de collisions. En revanche, ce désaxage implique que les contacts latéraux ne sont possibles que de ce côté privilégié. L'indenteur se termine par une sphère de diamètre 10 mm dont le centre passe par l'axe de l'outil pour s'assurer que le contact soit identique pour les mouvements de rotation et de translation. La longueur totale de l'outil est de 510 mm.

2.1.3 Compensation de raideur

La compensation en raideur fournie par le robot est basée principalement sur les équations (1.24) et (1.25) projetées dans le repère outil \mathcal{R}_O . On nomme \mathbf{f}_{cR} l'effort associé à la compensation de raideur, dont l'expression est donnée par :

$$\begin{cases} {}^O f_{cR} = C_{cR} {}^O f_D \\ C_{cR} = -\frac{r_P + r_D}{r_R} \text{diag}(1,1,0). \end{cases} \quad (2.1)$$

Pour calculer \mathbf{f}_{cR} , la connaissance de la distance r_R (donc la détermination de la position du point T) et des efforts distaux \mathbf{f}_D sont nécessaires. Cependant, pour un outil donné, on peut considérer que les distances RP et RD sont fixes, ainsi les relations entre r_R , r_D et r_P sont connues.

2.1.4 Compensation de gravité

Dans le développement du modèle proposé au chapitre 1, le poids de l'outil a été négligé. Dans la réalité, la perception de l'utilisation est impactée par l'action de la gravité. C'est pourquoi il faut la compenser pour améliorer la transparence de l'outil. Cette compensation a été implémentée de manière générique sur le système en utilisant la méthode décrite dans [Dong 2017] et nécessite de connaître la masse de l'instrument et la localisation de son centre de gravité par rapport au poignet du robot. À l'aide de ces informations, le contrôleur calcule un effort de compensation de gravité que nous nommons ici \mathbf{f}_{cG} .

2.1.5 Stratégie de commande

L'ensemble du contrôleur en interaction avec l'utilisateur est schématisé dans la figure 2.3. À l'aide des contributions de la compensation de raideur, de la compensation de gravité et de l'effort virtuel vues dans les sections 2.1.3 et 2.1.4, le contrôleur calcule

Chapitre 2. Validation de la stratégie de compensation

la consigne de force \mathbf{f}_R^* envoyée au robot :

$$\mathbf{f}_R^* = \mathbf{f}_{cR} + \mathbf{f}_{cG} . \quad (2.2)$$

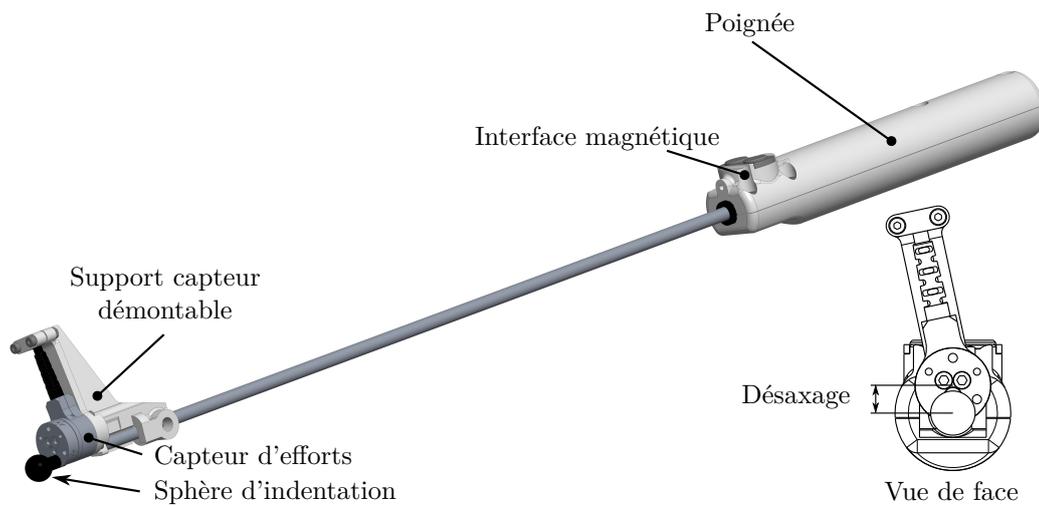


FIGURE 2.2 – Vue CAO générale de l’outil et vue de face détaillant le désaxage de la sphère d’indentation par rapport à la tige de l’outil.

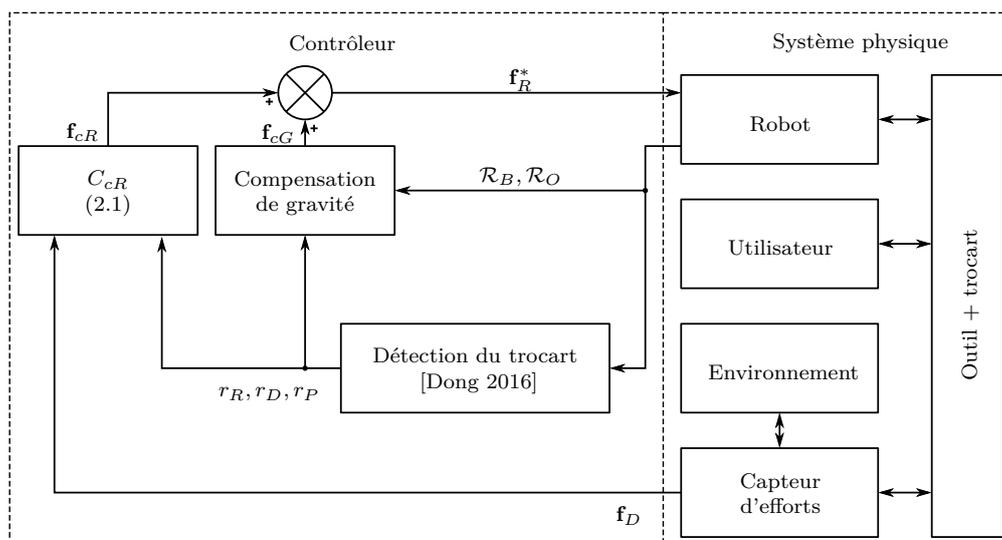


FIGURE 2.3 – Schéma de principe du contrôleur.

2.2 Évaluation expérimentale de la perception de raideur

2.2.1 Approche choisie

Pour mettre en place notre expérience, nous avons cherché à quantifier comment le ressenti d'un utilisateur peut être modifié par notre compensation. Afin de répondre à cette problématique, nous nous sommes tournés vers les approches proposées par la psychophysique. Il s'agit en effet d'une branche de la psychologie qui s'intéresse à la quantification des relations liant un stimulus physique à sa perception. Cette science, dont les fondements remontent au milieu du XIX^{ème} siècle [Fechner 1860], se base principalement sur l'évaluation de trois types d'informations dans le processus de perception [Wichmann 2018] :

- l'évaluation de l'apparence ou de l'amplitude du stimulus, cette évaluation pouvant être absolue (le stimulus est-il perçu ?) ou relative (savoir classer une série de stimuli) ;
- le temps nécessaire à l'évaluation d'un stimulus ;
- le niveau de confiance dans la perception d'un stimulus.

Dans le cadre de notre étude, nous nous intéressons particulièrement à la distorsion de la raideur induite par l'effet levier. Nous cherchons ainsi à estimer comment la méthode de compensation que nous proposons vient impacter la perception de cette distorsion. Comme la distorsion en raideur n'est pas un stimulus que l'on peut directement quantifier, nous l'évaluons au travers d'expériences menées sur la perception de la raideur.

Pour cela, nous nous basons sur l'approche décrite dans [Nisky 2012]. Dans ces travaux, l'expérience proposée est basée sur une interface haptique reproduisant le comportement de ressorts placés soit dans l'axe de l'outil, soit perpendiculairement à l'outil. Le principe de cette évaluation repose sur la comparaison de la perception de la raideur lors de mouvements de translation (T) ou de rotation (R) de l'outil (cf. figure 2.4). En effet, comme la distorsion due à l'effet levier impacte principalement la perception des efforts dans le plan normal à l'outil, les mouvements R sont plus affectés par cette distorsion. Les participants ont effectué des exercices de comparaison de raideurs avec plusieurs niveaux dans différentes situations mettant en évidence les disparités de perception entre les mouvements en translation et ceux en rotation.

Cette méthode dite de choix forcé à deux alternatives (2AFC) donne en sortie d'expérience une série de niveaux de stimuli associés à la réponse donnée par l'utilisateur au cours de chaque exercice. Ces réponses sont sous la forme de comparaisons entre deux niveaux de stimuli, l'utilisateur indiquant quel stimulus il trouve subjectivement le plus élevé. Cet exercice est répété un nombre important de fois pour chaque niveau de stimulus dans un ordre aléatoire afin de limiter l'apparition de biais d'apprentissage. Au final on rassemble les résultats obtenus pour chaque niveau de stimulus qu'on vient modéliser à l'aide de courbes dites psychométriques [Klein 2001] pour quantifier la perception de l'utilisateur. Ces courbes mettent en relation un niveau de stimulus (dans ce cas une raideur), affiché en abscisse, avec la probabilité que le participant perçoive ce stimulus comme étant plus élevé qu'une valeur de stimulus de référence. Comme la pro-

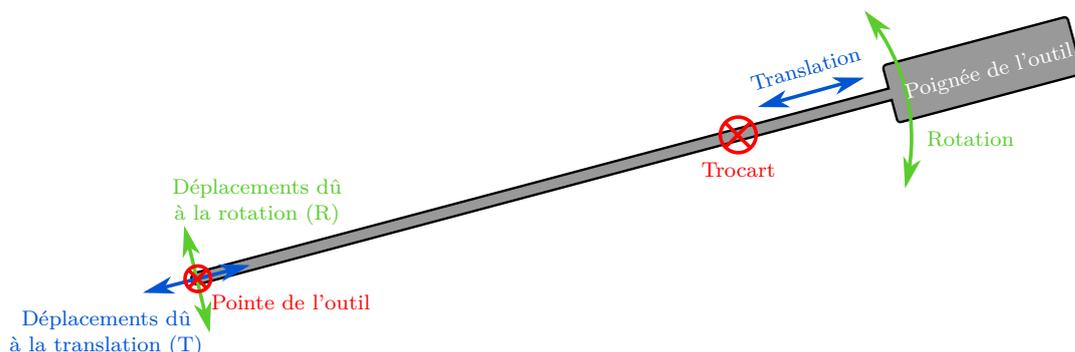


FIGURE 2.4 – Représentation schématique des mouvements possibles de l'outil.

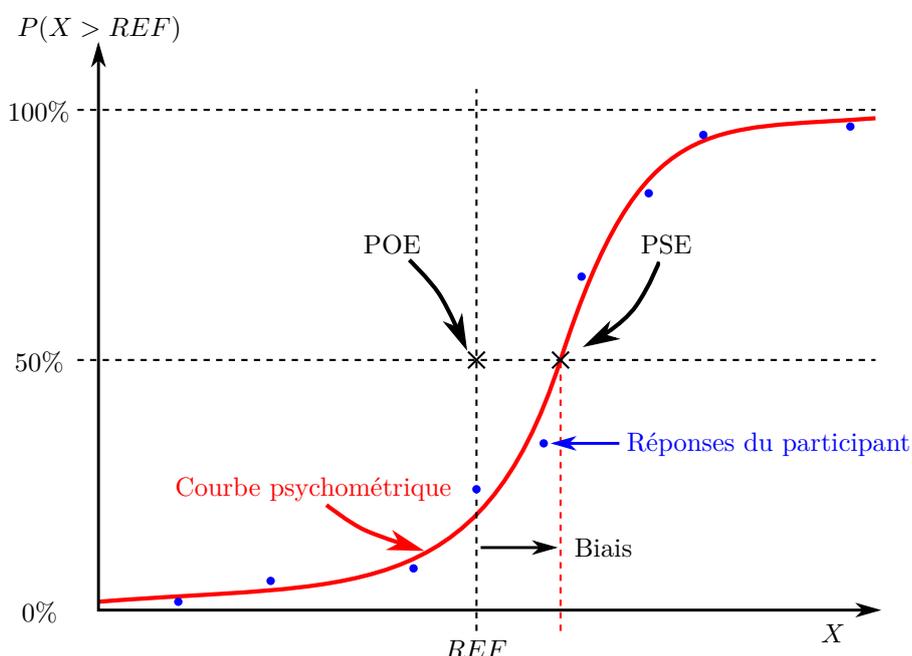


FIGURE 2.5 – Illustration du principe de la modélisation des réponses d'un participant par une courbe psychométrique suite à un test de perception. La courbe psychométrique modélise la probabilité $P(X > REF)$ d'estimer qu'un stimulus de valeur X soit supérieur au stimulus de référence (REF). Le biais de perception est le décalage entre la perception subjective du participant (représentée par le point d'égalité subjective, ou PSE) et l'égalité objective (située au point d'égalité objective, ou POE). L'échelle des stimuli peut être représentée soit de manière absolue, soit relativement à la référence, en fonction du problème traité.

La probabilité de confondre deux stimuli est d'autant plus grande que leur valeur est proche, les courbes psychométriques résultantes sont semblables à celle illustrée figure 2.5. Il s'agit de courbes de probabilité cumulée présentant deux asymptotes horizontales pour des valeurs faibles et fortes de contraste entre les stimuli présentés, et une zone de transition pour des valeurs intermédiaires. Pour le stimulus que nous évaluons (la raideur), les valeurs limites de ces courbes peuvent être situées entre 0 et 1 (deux raideurs peuvent

toujours être correctement discriminées si elles sont suffisamment éloignées).

L'intérêt de cette approche est qu'elle peut permettre la quantification de la distorsion de perception en observant comment le changement de condition d'indentation (passage de R à T ou inversement) biaise la perception de l'utilisateur. En effet, sur ces courbes psychométriques, on peut relever deux points d'intérêt. Le premier a pour coordonnées [REF; 0,5] et correspond au point où le niveau de stimulus égale la valeur de la référence. Ce niveau de stimulus est objectivement identique à celui de la référence, et à moins que la perception de l'utilisateur soit biaisée, il devrait avoir une probabilité de 50% de sélectionner soit la référence, soit l'autre stimulus qui lui est proposé. Ce point est donc appelé le point d'égalité objective (POE). Le deuxième point d'intérêt est celui où la courbe psychométrique coupe effectivement la droite d'ordonnée 0,5. En ce point, l'utilisateur évalue subjectivement que le stimulus proposé est du même niveau que la référence. Ce point est donc appelé le point d'égalité subjective (PSE). On calcule ainsi le biais β comme la différence sur l'axe des abscisses entre ces deux points :

$$\beta = x_{PSE} - x_{POE} .$$

On distingue ainsi trois cas :

- $\beta = 0$: le PSE et le POE sont confondus, la perception subjective de l'utilisateur est donc identique à la réalité ;
- $\beta < 0$: le PSE est atteint pour un stimulus plus faible que la référence, l'utilisateur sur-évalue donc ce stimulus par rapport à sa valeur réelle ;
- $\beta > 0$: le PSE est atteint pour un stimulus plus élevé que la référence, l'utilisateur sous-évalue donc ce stimulus par rapport à sa valeur réelle.

Les travaux de [Nisky 2012] ont montré qu'un outil fortement inséré ($|b_D| > 1$) mène à une sur-évaluation de la raideur perçue transversalement. Inversement, lorsque l'outil est faiblement inséré ($|b_D| < 1$) on constate à l'inverse une sous-évaluation de cette raideur. Nous cherchons donc à reproduire une expérience similaire, en utilisant cette fois un environnement réel et en rajoutant un robot de comanipulation venant assister (ou non) le participant durant l'expérience.

2.2.2 Mise en place de l'expérience

Afin d'évaluer les performances de la compensation que nous proposons, nous avons conçu une expérience permettant à un utilisateur d'explorer des échantillons de raideurs diverses à l'aide de l'outil. Cette expérience a nécessité la mise au point de divers éléments que nous détaillons dans cette section.

Protocole expérimental

Le protocole suivi dans notre expérience est similaire à celui proposé dans [Nisky 2012]. À l'aide des échantillons que nous avons fabriqués, nous constituons une échelle de raideurs. L'échantillon médian (numéro 3) ayant une raideur intermédiaire, nous l'avons sélectionné comme échantillon de référence (noté REF). Nous positionnons un échantillon

Chapitre 2. Validation de la stratégie de compensation

REF sur le carrousel en face de l'utilisateur et explorable grâce à des mouvements de translation [T] de l'outil, et un autre échantillon [i] choisi parmi les cinq disponibles sur le carrousel de gauche, et donc explorable grâce à des mouvements de rotation [R] de l'outil. Le deuxième paramètre pouvant changer est la présence [C] ou l'absence [NC] de compensation en raideur apportée par le robot de comanipulation, la compensation en gravité étant toujours active.

Dans une version antérieure du protocole, la référence alternait entre la position [T] et la position [R]. Nous avons remarqué que ce changement n'apportait pas plus d'informations qu'une version à référence fixe, tout en doublant le nombre de conditions et donc de répétitions. Afin de limiter le temps d'expérience qui pouvait alors atteindre plus d'une heure et demi, nous avons choisi de bloquer la position de la référence.

Condition	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Emplacement [T]	REF									
Emplacement [R]	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Compensation	NC	NC	NC	NC	NC	C	C	C	C	C

TABLE 2.1 – Liste des conditions d'expérience présentées aux participants.

Chaque répétition est donc réalisée dans une condition choisie parmi les dix présentées dans le tableau 2.1.

Châssis et porte-échantillons

Outre la nécessité de présenter des échantillons au participant, un autre élément essentiel de notre expérience est de pouvoir fixer la longueur de l'outil utilisé. Pour ce faire nous avons construit un châssis modulaire, tel qu'illustré figure 2.6, qui permet de remplir ces deux fonctions.

D'une part, un porte-échantillons est fixé à l'extrémité du châssis et dispose de deux carrousels. Chacun de ces carrousels dispose de cinq emplacements pouvant recevoir un échantillon constitué d'un bloc de gel collé à une plaque rigide. Ces carrousels peuvent pivoter autour d'un axe horizontal et être bloqués à l'aide d'un doigt d'indexation de manière à présenter l'échantillon choisi à l'utilisateur (cf. figure 2.7). Un premier carrousel est disposé dans le prolongement du châssis, de manière à pouvoir être atteint lors des mouvements de translation de l'outil. L'autre carrousel est disposé perpendiculairement au premier dans le plan horizontal, de manière à pouvoir être atteint lors de rotations dans le plan horizontal par rapport au trocart.

D'autre part, le support de guidage permettant de représenter le trocart est monté sur un chariot pouvant traduire le long des profilés en aluminium formant le support du châssis. Il est ainsi possible de changer sa position puis de la verrouiller, permettant ainsi de régler le rapport de bras de levier de l'outil entre les essais.

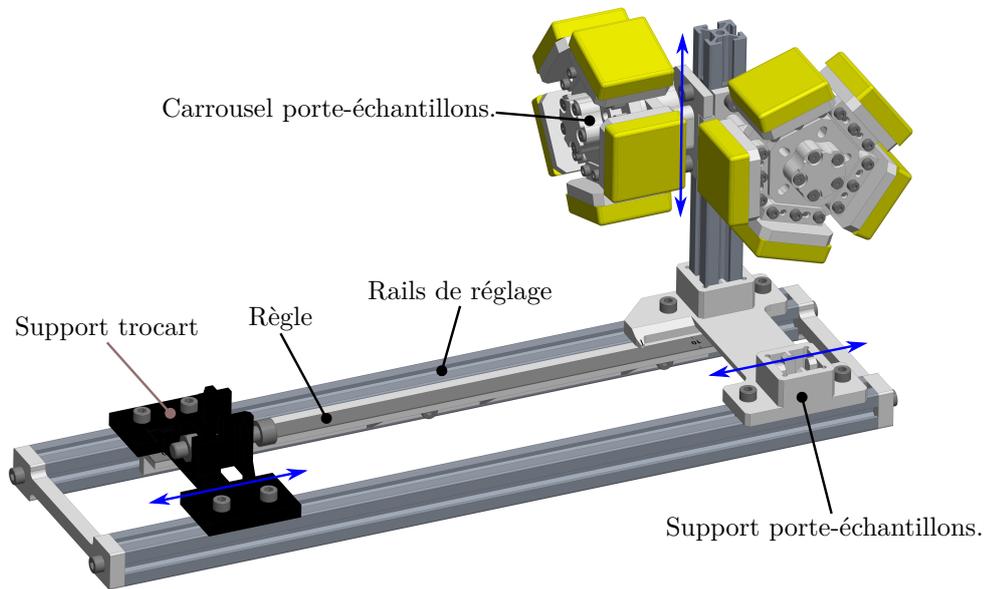


FIGURE 2.6 – Vue CAO générale du châssis et des différents supports réglables. Les double-flèches bleues indiquent les différents degrés de réglage des éléments du châssis.

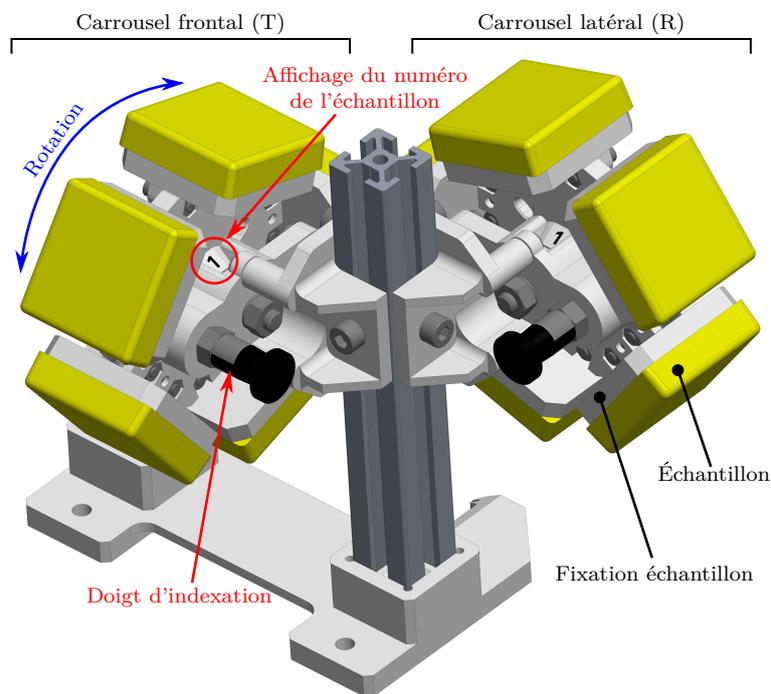


FIGURE 2.7 – Vue CAO détaillée des porte-échantillons et des éléments visibles côté opérateur.

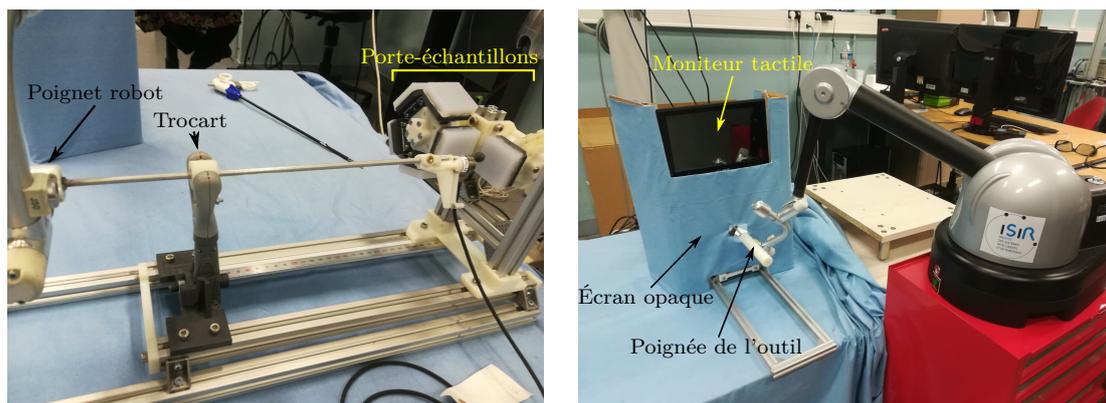
Vision indirecte

En chirurgie laparoscopique, le praticien ne voit pas directement le lieu où il opère, mais de manière indirecte à travers une caméra. Pour représenter ce phénomène durant notre expérience, nous avons choisi d’occulter complètement la scène à l’aide d’un écran opaque tout en fournissant au participant un moniteur affichant une vue provenant d’une caméra placée au-dessus de la scène. Cette vue lui permet de naviguer correctement entre les échantillons, mais aussi de pouvoir voir dans une certaine mesure les déformations de l’environnement, informations influant sur le processus de perception de la raideur [Tiest 2009].

Dans une première itération de l’expérience, la surface des échantillons était totalement masquée sur le moniteur de retour visuel. Cela permettait de donner les informations nécessaires à la navigation dans la scène tout en permettant de tester à l’aveugle les deux échantillons. Nous avons néanmoins choisi de retirer cette partie de l’expérience pour deux raisons :

- malgré le fait que toute la scène n’était pas masquée, il était difficile de naviguer, rallongeant le temps nécessaire pour comparer correctement les échantillons ;
- la méthode de compensation proposée ne compense qu’en partie la raideur, l’hypothèse de base reposant sur le fait que l’utilisateur utilise aussi sa perception visuelle pour évaluer la raideur. Quand bien même les tests à l’aveugle permettent dans un cas général d’éliminer certains biais introduits par la perception visuelle, dans notre cas ils retirent des éléments essentiels pour mener à bien la tâche de discrimination.

Système final



(a) Trocart et porte-échantillons

(b) Vue côté utilisateur

FIGURE 2.8 – Vue générale du système complet implémenté.

Une fois l’outil monté sur le châssis et le cache mis en place, nous obtenons le dispositif expérimental présenté figure 2.8. On peut y voir notamment le porte-échantillons sur lequel sont montés les échantillons de différentes raideurs dont nous décrivons la

réalisation et la caractérisation dans la partie suivante.

2.2.3 Réalisation et caractérisation des échantillons

Fabrication

Une part importante de la mise en place des expériences a été la réalisation d'échantillons de raideurs variées, et la caractérisation des propriétés mécaniques de ces échantillons. Le besoin peut être défini comme la réalisation de cinq lots d'échantillons qui :

- ont des raideurs suffisamment différentes pour être différenciables au toucher, mais aussi suffisamment proche pour que la tâche de discrimination ne soit pas trop simple ;
- présentent une surface suffisante pour être explorés de manière libre par l'utilisateur ;
- sont suffisamment épais pour que leur indentation ne soit pas trop affectée par la raideur du support sur lequel l'échantillon est collé.

Le choix du nombre de lots est le résultat d'un compromis entre le nombre d'échantillons présentés à l'utilisateur et l'encombrement du porte-échantillons.

La géométrie choisie pour ces échantillons est celle d'un parallélépipède rectangle de dimensions $40 \times 40 \times 10$ mm, aux arêtes arrondies et surfaces latérales dépouillées à 2° afin d'en faciliter le démoulage. Le matériau choisi pour la réalisation est un élastomère de silicone bi-composante à vulcanisation rapide (environ 75 min) à température ambiante (Dragon Skin 10 Fast – Smooth-On Inc.). Ce silicone a été choisi car il présente une dureté faible (10 sur l'échelle Shore A), supporte des taux de dilution élevés avec des huiles silicones sans présenter de suintement, et vulcanise rapidement, réduisant ainsi le temps de production des échantillons. Nous diluons ce silicone avec de l'huile de silicone (Rhodorsil 47V50 – Bluestar Silicones) non pour son utilisation en tant que fluidifiant, facilitant les phases de dégazage et limitant les bulles durant le moulage, mais plutôt pour son effet ramollissant sur les pièces en fin de vulcanisation. Cette dilution se fait néanmoins au détriment de la résistance mécanique des pièces obtenues (impactant peu notre expérience), et accroît aussi la durée de vulcanisation complète des pièces (avec un accroissement estimé empiriquement de environ 1 min/%). La dilution est une dilution en masse dont le taux de dilution est donné par la formule :

$$\tau_{\text{huile}} = \frac{m_{\text{huile}}}{m_{\text{partA}} + m_{\text{partB}}}$$

où m_{huile} représente la masse d'huile ajoutée après pesée des masses des deux composants du silicone m_{partA} et m_{partB} . Une fois les composants mélangés et versés dans les moules, les pièces vulcanisent à température ambiante avant de pouvoir être utilisées.

Caractérisation

Pour réaliser les courbes psychométriques, il faut indiquer en abscisse le niveau du stimulus présenté à l'utilisateur. La dimension de cette valeur est en général associée à la

grandeur physique. Comme nous souhaitons évaluer la perception de la raideur, il est donc nécessaire de connaître la valeur de la raideur de chacun de ces échantillons. La relation entre la raideur et le taux de dilution des silicones étant complexe, nous avons dû caractériser les échantillons à l'aide d'essais mécaniques.

Ces essais ont été réalisés par indentation des échantillons avec une pointe sphérique de diamètre identique à l'indenteur situé au bout de l'outil. L'indentation est effectuée à vitesse constante (0,25 mm/s) et on relève le profil de force en fonction de la position de l'indenteur. Pour mieux maîtriser la mise en contact initiale entre la sphère et la surface de l'échantillon, le mouvement d'indentation débute légèrement avant contact et la course d'indentation est choisie de manière à ce que la force maximum soit dans l'intervalle [7; 8] N. Chaque échantillon est ainsi indenté quatre fois.

Les résultats obtenus sont ensuite dépouillés et recalés afin de faire correspondre l'origine de chaque indentation avec le contact de l'indenteur. Les résultats des quatre indentations sont ensuite fusionnés dans un même nuage de points représentant la caractéristique force/déplacement de l'échantillon. Les nuages de points ainsi obtenus sont semblables à celui présenté figure 2.9.

On observe ainsi le caractère non-linéaire de la relation force-déplacement. Afin de pouvoir facilement classer les raideurs entre elles, nous avons choisi de linéariser le comportement des échantillons dans la plage [4; 7] N. Ce choix se justifie par le fait que lors d'expériences préliminaires, les efforts appliqués par les utilisateurs pour déterminer la raideur des échantillons étaient plutôt élevés (en général supérieurs à 5 N) et que nous avons choisi de limiter les efforts maximums à 8 N durant les expériences. De plus la linéarisation de la loi effort/déplacement sur cette plage nous a donné des erreurs relatives inférieures à 5 % entre modèle et résultats expérimentaux. Nous avons donc choisi d'utiliser ces valeurs pour quantifier les raideurs des stimuli. Par la suite, les échantillons utilisés sont ceux décrits dans la figure 2.10.

Les échantillons sont ensuite collés sur des portes échantillons à l'aide d'une colle dédiée (Sil-Poxy – Smooth On Inc.) pour permettre une fixation correcte sur le porte-échantillons. Chaque porte-échantillon est marqué par son numéro propre sur une partie qui n'est pas visible une fois monté sur le porte-échantillons, aucun autre indice visuel ne permettant de les identifier. Une fois montés sur les carrousels porte-échantillons, un numéro permet à l'opérateur d'identifier quel échantillon est présenté à l'utilisateur. Ce numéro n'est visible que par lui pour éviter au participant de l'expérience d'identifier les échantillons.

2.2.4 Réalisation de l'expérience

Participants

Lors de notre expérience, nous avons recruté 17 participants volontaires non-rémunérés (âgés de 22 à 28 ans, dont 5 femmes, 3 gauchers et 1 ambidextre). Nous avons choisi des participants non-experts afin de focaliser l'étude sur la perception en écartant le biais que pourrait introduire une expérience en chirurgie laparoscopique. Plus de détails sur

Chapitre 2. Validation de la stratégie de compensation

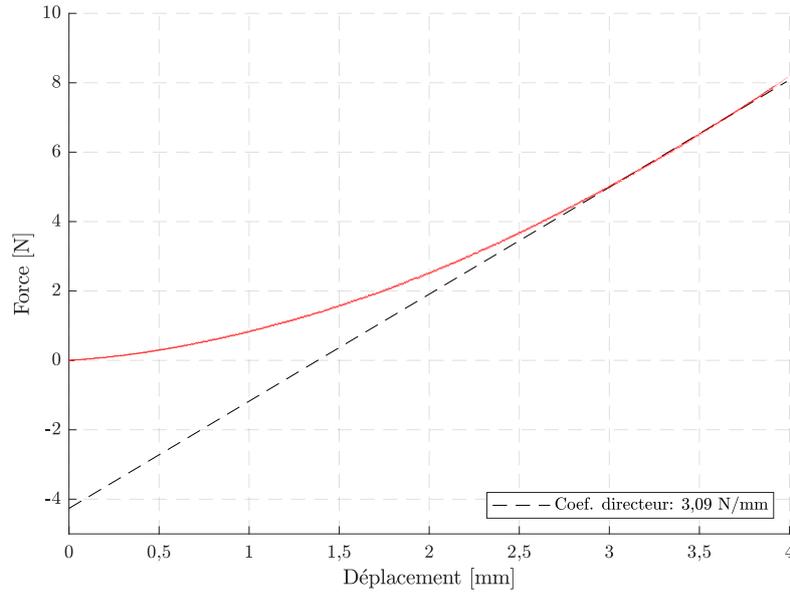
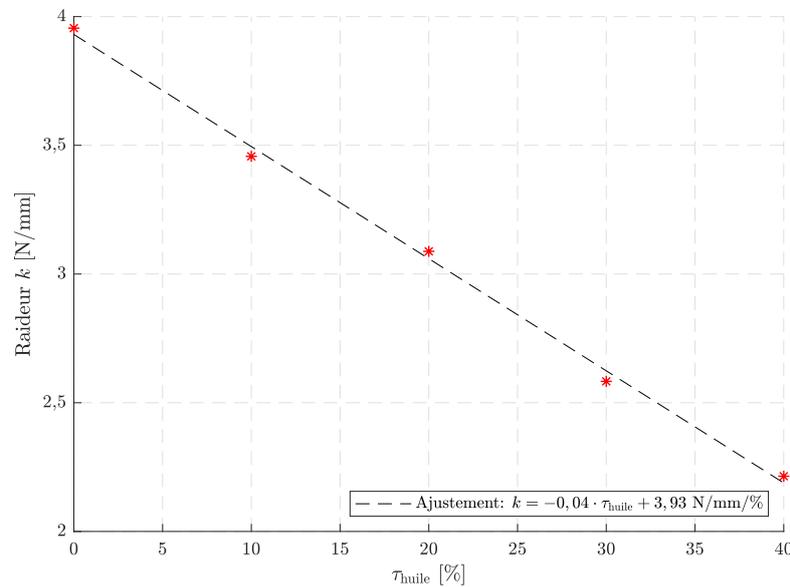


FIGURE 2.9 – Exemple de courbe d’indentation (ici pour l’échantillon de référence : $\tau_{\text{huile}} = 20\%$). Le nuage de points contient les courbes recalées de quatre indentations successives.



Échantillon (i)	1	2	3	4	5
τ_{huile} [%]	0	10	20	30	40
Raideur (k_i) [N/mm]	3,96	3,46	3,09	2,58	2,21

FIGURE 2.10 – Relation entre le taux de dilution et la raideur de l’échantillon et tableau de définition des échantillons utilisés durant les essais.

Chapitre 2. Validation de la stratégie de compensation

le groupe de participants sont donnés dans la table A.1.

La majorité d'entre eux n'avait aucune expérience en chirurgie mis à part deux participants, l'un déclarant avoir eu une formation basique en chirurgie ouverte et l'autre une formation basique en chirurgie minimalement invasive. Six participants ont aussi déclaré avoir déjà manipulé des interfaces haptiques à retour d'efforts. Nous avons considéré que l'expérience antérieure indiquée n'était pas suffisante pour introduire des biais significatifs dans notre étude, et avons décidé de garder tous les participants sur ce critère. En revanche, des problèmes techniques en cours de manipulation rapportant le nombre final de participants à 16.

Procédure

Avant que l'expérience ne commence, l'opérateur fixe la longueur distale de l'outil $|r_D|$ en positionnant le trocart à une distance donnée des porte-échantillons. Le participant vient ensuite manipuler la poignée de l'outil dépassant de l'écran de masquage. Après une description brève de l'expérience (dans son fonctionnement, pas dans son but pour éviter l'introduction de biais cognitifs), cinq à dix minutes lui sont accordées pour se familiariser avec le système et l'utilisation du moniteur pour se repérer dans l'espace. Il effectue ensuite chacune des conditions présentées dans la table 2.1, répétées 10 fois chacune dans un ordre aléatoire, pour un total de 100 répétitions.

Durant chaque répétition, un maximum de 10 s lui sont accordées pour explorer librement la référence et l'échantillon, après quoi les freins du robot se bloquent et le participant se voit forcé de donner une réponse. L'expérience complète dure environ 45 min, incluant une pause de 5 min à la fin de chaque bloc de 40 répétitions pour limiter la fatigue du participant.

Entre chaque répétition, le retour vidéo vu par le participant est temporairement gelé de manière à cacher au participant les changements d'échantillons. Si aucun changement n'est nécessaire, l'opérateur agit comme s'il en effectuait un, pour que toute répétition soit considérée de manière identique par l'utilisateur, qu'il y ait changement d'échantillon ou non. Enfin, pour limiter les erreurs de manipulation, l'ensemble des répétitions est défini dans un protocole expérimental contenant les conditions de chaque répétition. Le contrôleur du robot gère l'activation ou la désactivation de la compensation en raideur, et donne à l'opérateur le numéro de l'échantillon à présenter au participant. La figure 2.11 donne un aperçu d'un participant en cours de test et de la configuration générale du système.

Nous avons choisi de séparer l'ensemble des participants en quatre groupes, appliquant à chaque groupe des conditions de bras de levier différentes. Le tableau 2.2 décrit les conditions expérimentales pour chaque groupe.

De plus, pour les groupes 1 et 2, le point P utilisé pour les calculs de compensation a été positionné sur le bout de la poignée, tandis que pour les groupes 3 et 4, ce même point a été positionné au centre de la poignée (donc à 60 mm du bout de l'outil). Cette modification fait suite aux observations sur la posture générale des utilisateurs et leur prise en main des outils.



FIGURE 2.11 – Vue du dispositif tel qu'utilisé pendant les expériences. L'utilisateur manipule l'outil en collaboration avec un robot et en s'aidant du retour visuel affiché sur le moniteur. Il donne ensuite sa réponse en appuyant sur l'échantillon choisi en appuyant sur la zone dédiée.

Groupe	Participants	$ r_D $ [mm]	$ b_D $
1	1–2	150	0,44
2	3–8	105	0,27
3	9–13	254	1,44
4	14–17	130	0,43

TABLE 2.2 – Groupement des participants et bras de levier attribués.

Collecte des données

Pour chaque répétition, la tâche du participant est d'explorer les deux échantillons qui lui sont présentés, et de répondre à la question « *Quel échantillon est le plus rigide ?* ». Pour répondre à cette question, il touche l'échantillon correspondant sur le moniteur présentant la scène, muni d'une interface tactile. La réponse est enregistrée dans un journal d'expérience, accompagnée des paramètres de l'essai et des temps de début et de fin de la répétition.

Analyse des résultats

À l'aide des résultats des différentes expériences, nous avons calculé pour chaque participant la probabilité d'occurrences de réponses positives pour chaque échantillon $[i]$ dans les deux conditions ([C] pour compensé et [NC] pour non compensé) suivant la formule $P(k_i > k_{REF}) = n(k_i > k_{REF})/n_{t,i}$ où $n(k_i > k_{REF})$ désigne le nombre de réponses positives pour la condition donnée et $n_{t,i}$ désigne le nombre total de répétitions de la condition donnée (ici 10). Nous utilisons ensuite les outils de la bibliothèque « Psigni-

fit », dédiée à la modélisation de courbes psychométriques [Psignifit, Wichmann 2001], en donnant comme valeur d'abscisse la différence de raideur entre l'échantillon i et la référence ($\Delta k_i = k_i - k_{\text{REF}}$). On fixe de plus les valeurs inférieure et supérieure de la courbe psychométrique respectivement à 0 et à 1, car nous supposons qu'une différence suffisante de raideur permet de discriminer deux échantillons sans erreur possible. On utilise ensuite les résultats obtenus pour déterminer le PSE, puis le biais de perception sur chacune des courbes.

2.3 Résultats expérimentaux

L'ensemble des résultats expérimentaux sur la série des 17 participants sont présentés dans l'annexe A. Comme indiqué dans la partie précédente, le participant 10 a été écarté des analyses en raison de problèmes de manipulation, ses résultats ont donc été ignorés lors des regroupements.

Dans l'ensemble, on observe une grande variabilité inter-sujets. Cette variabilité est due en partie à la variabilité naturelle dans la perception de la raideur, mais pas seulement. Durant les expériences, en dehors des résultats quantitatifs présentés, nous avons aussi noté que chaque participant adoptait une attitude et une posture différente. En effet, nous avons observé les éléments suivants comme pouvant potentiellement impacter ces mesures :

- prise en main de l'outil : tous les participants ne saisissaient pas l'outil de la même manière ni au même endroit, ce qui peut changer les rapports de bras de levier et les forces transmises par la poignée, donc le ressenti du participant. L'ergonomie de la manipulation n'était pas non plus idéale pour les gauchers, qui pour la totalité ont choisi d'utiliser la main droite durant les tests des groupes 3 et 4. La raison de ce choix est le positionnement de la base du robot qui rendait l'accès à l'outil par la main gauche difficile ;
- posture : si tous les participants étaient assis lors des essais, nous avons relevé que leur posture variait grandement, notamment au niveau de la position du dos (droit ou adossé au dossier) et du bras manipulant l'outil (le long du corps ou écarté). Par ailleurs, on remarquera que la posture assise a été utilisée lors de ces expériences au lieu d'une posture debout qui est employée par les praticien durant les opérations. Ce choix a été fait pour que l'utilisateur emploie un mouvement de balayage horizontal plutôt que vertical, limitant ainsi l'impact de la pesanteur sur les tests, mais aussi pour éviter de fatiguer les participants ;
- interaction avec les échantillons : si la majorité des participants ont indenté de manière lente les échantillons, certains participants avaient une tendance à indenter les échantillons de manière plus brusque. Comme le comportement visco-élastique des échantillons n'a pas été caractérisé, nous n'avons aucun moyen d'évaluer comment ces dynamiques peuvent influencer la perception des utilisateurs ;
- utilisation de la perception visuelle : après les expériences, certains utilisateurs nous ont confié s'être reposés de manière importante sur l'information visuelle

Chapitre 2. Validation de la stratégie de compensation

fournie par la caméra pour décider de leur réponse. Si l'écart de raideur entre les différents échantillons rend la tâche difficile en utilisant uniquement le retour visuel, s'appuyer fortement sur cette information a pu aider les sujets à réduire leur biais perceptif sans besoin de compensation.

Les résultats expérimentaux que nous présentons sont de deux natures. Dans un premier temps, les courbes psychométriques, telles que celle présentée dans la figure 2.12 (les courbes de chaque participant sont présentées dans l'annexe A), permettent de quantifier les biais (à travers le PSE) pour chaque sujet. De plus un intervalle de tolérance correspondant à l'intervalle de confiance à 99,7% ($\pm 3\sigma$) est donné pour l'estimation de la position des PSE.

À partir de ce premier résultat, on calcule dans un second temps deux métriques. La première est la variation absolue du biais, donnée par la différence entre le biais sans compensation et le biais avec compensation selon la formule $\Delta\beta_a = x_{\text{PSE,C}} - x_{\text{PSE,NC}}$. Le signe de $\Delta\beta_a$ permet d'indiquer dans quel sens s'effectue la compensation, un signe positif (respectivement négatif) indiquant que l'interaction avec l'environnement est perçue comme plus (resp. moins) raide après compensation. La deuxième métrique est la variation relative de l'amplitude du biais. En effet, notre objectif étant de donner une meilleure perception de la raideur à l'utilisateur, nous cherchons à réduire l'amplitude du biais, quelle que soit sa direction. Si une surcompensation intervient et vient générer un biais plus important qu'initialement mais dans la direction opposée, la variation absolue du biais ne permettrait pas de le mettre en lumière. De ce fait nous formulons cette variation relative du biais comme :

$$\Delta\beta_r = \frac{|x_{\text{PSE,C}}| - |x_{\text{PSE,NC}}|}{|x_{\text{PSE,NC}}|}. \quad (2.3)$$

Idéalement, si la compensation fonctionne, alors $\Delta\beta_r < 0$ dans toutes les configurations. En effet, le cas échéant, le biais compensé serait supérieur au biais non compensé en valeur absolue, ce qui correspondrait soit à une augmentation du biais dans sa direction initiale (sur- ou sous-évaluation de la raideur), ou bien à une surcompensation (une sur-évaluation qui conduit à une sous-évaluation après compensation, ou inversement). Pour le cas du participant 2, dont les résultats sont donnés figure 2.12, la valeur absolue du rapport de bras de levier $|b_D|$ valait 0,44. Dans ce cas, d'après le modèle on s'attend à une sous-évaluation de la raideur perçue lors de mouvements latéraux par rapport à la raideur perçue lors de mouvements axiaux. L'observation de la courbe non compensée (NC) est en adéquation avec nos attentes. En effet, le PSE relevé est positif, ce qui implique que la raideur de l'échantillon latéral doit être supérieure à celle de l'échantillon frontal (ici d'une valeur de 0,49 N/mm) pour que le participant les considère en moyenne comme étant de la même raideur. La raideur latérale est donc bien sous-évaluée par rapport à la raideur axiale. Si par contre on active la compensation (C), cette sous-évaluation est réduite. Le biais passe en effet de +0,49 à +0,09. Une légère sous-évaluation persiste (sans quoi le biais serait nul), mais la distorsion en perception a fortement été réduite, avec une réduction relative du biais de $-81,6\%$. Nous

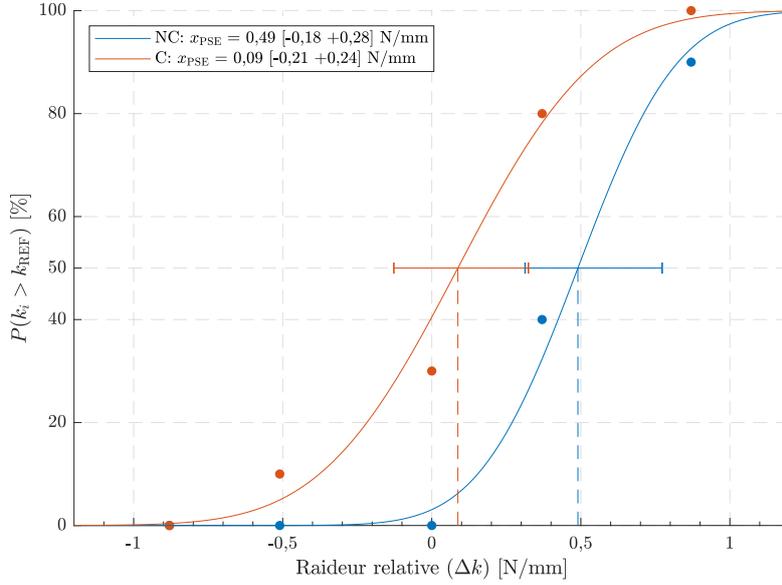


FIGURE 2.12 – Courbes psychométriques obtenues pour le participant 2. La courbe NC (en bleu) représente la réponse de l'utilisateur lorsque la compensation est désactivée. À l'inverse, la courbe C (en rouge) représente la réponse avec compensation. On constate que l'utilisation de la compensation déplace le PSE de +0,49 N/mm à +0,09 N/mm, ce qui peut être interprété par une raideur perçue plus proche de la raideur réelle de l'échantillon.

remarquerons toutefois qu'une intersection existe entre les intervalles de tolérance des PSE, ce qui signifie qu'il y a une probabilité, certes très faible, mais pas négligeable que cette observation soit fautive et qu'en fait la compensation augmente le biais.

Après analyse des résultats expérimentaux pour tous les participants (indiqués dans les tables 2.3 et 2.4), nous constatons pour les groupes 1, 2 et 4 une réduction significative du biais, avec une seule exception pour le participant 4. En revanche, dans le cas du groupe 3 nous observons de manière générale une dégradation des performances après compensation. Après analyse des causes de ce phénomène, nous avons observé un faible écart entre les PSE, très inférieur à la taille de leurs intervalles de tolérance respectifs, laissant douter sur la significativité statistique de cette observation. En effet, il existe une incertitude sur la position exacte des PSE. Si les intervalles de tolérance s'intersectent sur une plage large, il est très probable qu'une compensation mesurée soit en réalité nulle, voire même de signe opposé au signe relevé. Cette proximité entre les intervalles peut être expliquée par un problème constaté sur le groupe 3 en particulier en raison du rapport de bras de levier ($b_D > 1$). En effet dans ces conditions, pour un effort de contact donné, les efforts proximaux combinés (efforts utilisateur + robots) sont beaucoup plus importants que dans le cas où le rapport de bras de levier est plus faible. Il en résulte deux phénomènes : un déplacement faible du trocart dû à la déformation de son support et une flexion légère de la tige de l'outil. Ces deux phénomènes impactent la perception de la relation entre efforts et déplacements, et sont probablement à l'origine

Chapitre 2. Validation de la stratégie de compensation

Part.	Groupe	$x_{PSE,NC}$ [N/mm]	$x_{PSE,C}$ [N/mm]	$\Delta\beta_a$ [N/mm]	$\Delta\beta_r$ [%]
1	1	0,84 [-0,32 +0,49]	-0,19 [-0,40 +0,34]	-1,03	-77,4
2		0,49 [-0,18 +0,28]	0,09 [-0,21 +0,24]	-0,4	-81,6
3	2	1,27 [-0,41 +0,32]	0,56 [-0,40 +0,51]	-0,71	-55,9
4		0,54 [-0,35 +0,50]	-0,88 [-0,49 +0,17]	-1,42	+63,0
5		1,13 [-0,45 +0,37]	0,18 [-0,54 +0,51]	-0,95	-84,1
6		0,99 [-0,39 +0,44]	-0,45 [-0,48 +0,40]	-1,44	-54,5
7		0,86 [-0,20 +0,52]	-0,49 [-0,38 +0,22]	-1,35	-43,0
8		0,88 [-0,16 +0,47]	-0,33 [-0,42 +0,31]	-1,21	-62,5
9	3	-0,03 [0,33 +0,34]	0,42 [-0,47 +0,54]	+0,45	+1300
11		-0,84 [-0,48 +0,27]	-0,47 [-0,44 +0,27]	+0,37	-44,0
12		-0,03 [-0,37 +0,37]	0,06 [-0,31 +0,35]	+0,09	+100
13		0,35 [-0,34 +0,47]	0,77 [-0,31 +0,50]	+0,52	+120
14	4	0,97 [-0,38 +0,45]	-0,14 [-0,41 +0,37]	-1,11	-85,6
15		0,48 [-0,62 +0,64]	0,39 [-0,66 +0,64]	-0,09	-18,8
16		0,23 [-0,45 +0,47]	0,21 [-0,41 +0,45]	-0,02	-8,7
17		0,77 [-0,31 +0,50]	0,11 [-0,35 +0,41]	-0,66	-85,7
10	écarté	0,73 [-0,46 +0,49]	0,89 [-0,38 +0,48]	+0,16	+21,9

TABLE 2.3 – Récapitulatif des positions des PSE et évaluation de l’impact de la compensation pour l’ensemble des participants.

Groupe	$\overline{\Delta\beta_a}$ [N/mm]	$\overline{\Delta\beta_r}$ [%]
1	-0,71	-79,5
2	-1,18	-39,5
3	+0,33	+369
4	-0,47	-49,7

TABLE 2.4 – Évaluation de l’impact de la compensation dans chaque groupe.

de la plus faible perception du biais et de ses changements par l’utilisateur. De plus le modèle de compensation utilisé ne prend en compte ni les déformations de l’outil, ni les changements de position du trocart.

Enfin, de manière plus générale, une dernière limite du protocole utilisé est le nombre réduit de niveaux de stimuli et de répétitions. Avec seulement 5 stimuli et 10 répétitions, la granularité des résultats obtenus est relativement faible, menant à des intervalles de tolérance importants sur la position des PSE. Il n’est en revanche pas simple d’augmenter ces deux paramètres car cela nécessiterait de réaliser un grand nombre d’échantillons de raideurs variées et de disposer d’un carrousel plus grand, capable de les supporter. De plus, augmenter le nombre de stimuli ou de répétitions impacterait considérablement la durée de l’expérience. Contrairement aux expériences effectuées sur des interfaces haptiques pour simuler l’environnement, l’utilisation d’échantillons réels requiert un temps de mise en place entre deux répétitions (évalué à environ 5 à 10 s par répétition). Ainsi

les temps d'expérimentation deviennent rapidement problématiques lorsqu'on vient augmenter le nombre total de répétitions, et peuvent mener à une fatigue du participant, et donc à des résultats biaisés.

2.4 Conclusion

Dans cette première partie, nous avons développé un modèle permettant d'étudier le comportement d'un outil de laparoscopie interagissant avec un utilisateur et un robot de comanipulation. À partir de ce modèle, nous avons étudié la raideur mécanique telle que perçue par l'utilisateur, et sur cette base nous avons proposé deux approches afin de modifier cette perception pour compenser les distorsions induites par l'effet levier. Un démonstrateur a ensuite été implémenté à l'aide d'un robot collaboratif dédié à l'assistance à la chirurgie laparoscopique. Ce robot équipé, d'un outil instrumenté dans le but d'interagir avec un environnement physique matérialisé par des échantillons de raideurs variées, nous a permis de mener des expériences de perception à l'aide d'un groupe de participants non expérimentés. Le but de cette expérience est de quantifier l'impact de la méthode de compensation proposée dans des conditions crédibles. Les résultats expérimentaux montrent l'intérêt de la méthode proposée dans le cas où l'outil est faiblement inséré. Dans ce cas, on observe une réduction franche du biais (de l'ordre de 40% en moyenne dans le cas le moins favorable). En revanche lorsque l'outil est à l'inverse fortement inséré (cas des groupes 1,2 et 4), on observe les limites des hypothèses de modèle utilisées, en raison principalement des déplacements engendrés par les niveaux d'efforts plus importants. Si dans sa forme actuelle la méthode de compensation par retour d'effort n'est pas suffisante pour réduire la distorsion induite par l'effet levier dans toutes les conditions d'utilisation, on pourrait envisager son amélioration par l'introduction de flexibilités dans le modèle, à l'instar de ce qui a pu être fait sur le contrôle en position de systèmes en interaction avec des tissus mous [Chalard 2018]. De plus, l'introduction de robots collaboratifs dédiés pourrait permettre de limiter les déplacements du trocart et ainsi favoriser la mise en place de la méthode de compensation que nous proposons. C'est pourquoi nous nous sommes intéressés dans une deuxième partie au développement de composants qui pourraient permettre la réalisation de systèmes d'assistance dédiés sur lesquels notre méthode de compensation pourrait fonctionner plus efficacement.

Partie II Développement d'une structure modulaire rigide/molle

3 Mécanisme RCM intégrant structure et actionnement

3.1 Introduction à la problématique et inspirations

Contrairement à l'hypothèse que nous utilisons pour formuler les efforts de compensation, le point de pivot du trocart peut se déplacer sur une plage de quelques millimètres en raison de l'élasticité de la paroi abdominale. À défaut de proposer un modèle plus complexe qui prendrait en compte cette mobilité, nous envisageons plutôt une autre approche : celle de concevoir des éléments qui pourraient permettre la construction d'un manipulateur collaboratif dédié aux opérations chirurgicales et limitant les mouvements du trocart.

S'il existe aujourd'hui un large éventail de solutions robotiques pour l'assistance à la chirurgie, toutes ces solutions reposent sur un élément primordial : celui de proposer une architecture dite à centre de rotation déporté (ou RCM pour *Remote Center of Motion*). La cinématique de tels systèmes autorise en général deux ou trois degrés de liberté en rotation autour du centre. Cela permet d'orienter librement l'outil chirurgical autour d'un point de l'espace situé à l'extérieur du mécanisme. Cette contrainte est particulièrement importante en chirurgie laparoscopique car le centre de rotation de l'outil est généralement situé dans l'épaisseur de la paroi abdominale où il n'est donc pas possible de disposer d'éléments de guidage. Le non-respect d'une cinématique RCM peut entraîner un déplacement du centre de rotation de l'outil, et donc engendrer des efforts importants sur la paroi abdominale, avec un risque de blesser le patient.

L'approche que nous souhaitons suivre est de proposer un système léger exploitant une combinaison de matériaux présentant un fort contraste en terme de rigidité. L'idée est de pouvoir combiner à la fois les éléments de guidage et d'actionnement dans un composant unique, favorisant ainsi son intégration sur des systèmes compacts. Des travaux antérieurs au sein de notre équipe ont mené à la conception d'un composant permettant à la fois un guidage en translation et la génération de mouvements courts de translation [Pfeil 2018].

L'actionneur proposé, illustré dans la figure 3.1, est constitué d'une chambre en matériau

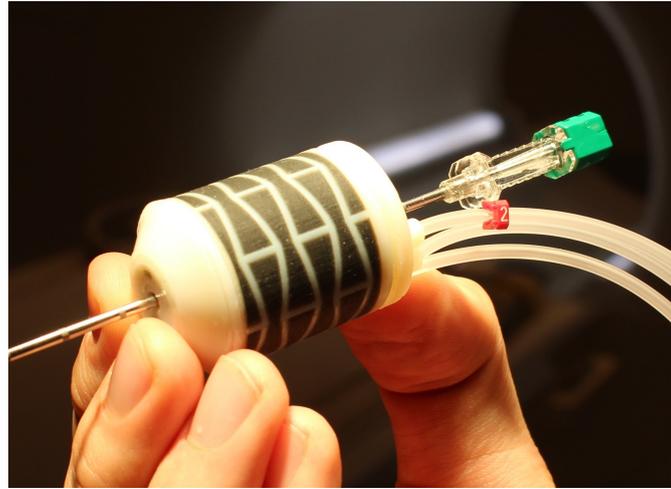


FIGURE 3.1 – Actionneur pneumatique à renfort auxétique [Pfeil 2018]. La chambre est constituée d'un matériau élastomère (en noir) et est renforcée par une structure cylindrique auxétique (en blanc). Le renfort permet d'améliorer les performances de l'actionneur tout en augmentant sa rigidité transverse.

élastomère permettant de générer une extension par gonflage. Une structure élastique est aménagée autour de cette chambre afin de garantir une bonne compliance axiale tout en rigidifiant l'actionneur dans ses directions transverses. Le motif hexagonal réentrant utilisé pour le renfort présente un coefficient de Poisson négatif (comportement dit auxétique [Mark 2016]), ce qui lui permet de convertir une partie des déformations radiales en déformations axiales, améliorant ainsi les performances de l'actionneur. Bien que nos objectifs soient différents, certains éléments de cette approche nous ont intéressés, notamment la démarche de combiner à la fois des matériaux rigides et souples pour constituer un système mécanique monolithique.

Dans l'optique de dégager des solutions pour la réalisation d'éléments mous, nous avons aussi publié une revue de littérature dans le journal *Frontiers in Robotics and AI*, faisant état des différentes techniques de fabrication employées dans la fabrication de robots mous (cf. référence en fin de manuscrit). Ce chapitre se focalisant sur les éléments pouvant être utilisés dans le cadre de nos développements, nous n'y avons intégré qu'une partie des éléments publiés dans l'article.

3.1.1 Objectifs

Notre objectif est de constituer un élément mécanique pour la construction de robots collaboratifs. L'idée d'un tel composant serait de pouvoir construire un robot d'assistance sur lequel nous pourrions implémenter notre méthode de compensation. À ce titre, nous souhaitons pouvoir combiner des éléments de structure, afin de guider le mouvement, et des éléments d'actionnement, pour pouvoir générer les efforts de compensation requis.

Nous recherchons ainsi les fonctions suivantes :

- **capacité à guider un mouvement en rotation** : cette fonction peut se traduire par une faible compliance sur l'axe de rotation, et une forte compliance sur les axes transverses. Le guidage doit, de plus, présenter une architecture RCM afin de dégager le centre de rotation ;
- **capacité à générer des efforts** : le composant doit être capable de générer simplement et efficacement des efforts pour pouvoir implémenter notre compensation. Cette fonction se traduit aussi par une faible compliance et idéalement peu de frottement et d'inertie le long de l'axe de rotation pour limiter la génération d'efforts parasites lors des mouvements ;
- **gamme d'efforts/déplacement** : pour que le composant puisse être utilisé directement sans avoir à ajouter des éléments de transmission/démultiplication, il faut qu'il soit capable de développer des efforts adaptés sur une plage de déplacements compatible avec le besoin de l'application. Dans une approche préliminaire on cherchera simplement à proposer une preuve de concept réaliste en termes de dimensions vis-à-vis de la tâche que nous souhaitons accomplir, sans pour autant chercher à produire un système optimisé ;
- **compacité/légèreté** : idéalement, nous souhaitons obtenir un actionneur qui soit compact et léger pour pouvoir facilement être intégrable sur un système.

3.1.2 Architectures candidates

Deux approches générales sont envisageables : les RCM logiciels et les RCM matériels. Dans le premier cas, un robot avec un nombre important de degrés de liberté, tel qu'un robot anthropomorphe, est commandé pour respecter la contrainte RCM. C'est l'approche employée notamment pour le projet MARGE [Dombre 2004] ou le robot MIRO [Hagn 2008]. Dans le cadre de notre étude, nous avons choisi la deuxième approche, basée sur l'utilisation de mécanismes dédiés à architecture RCM afin de favoriser l'utilisation d'un mécanisme léger avec peu de degrés de liberté. De nombreuses architectures ont été proposées dans la littérature pour réaliser ces mécanismes. On citera par exemple les mécanismes à parallélogrammes [Taylor 1995, Tadano 2007, Liu 2016], les mécanismes sphériques [Li 2002, Lum 2006, Zemiti 2007], les mécanismes à liaisons prismatiques circulaires [Yip 2015] ou encore certains mécanismes parallèles [Zhang 2015b]. D'autres approches, notamment utilisées par *Achille* [Dong 2016] ou dans la construction de porte-endoscopes [Herman 2009], utilisent les contraintes naturelles de la paroi abdominale (que l'on peut assimiler à celles d'une liaison linéaire annulaire) sur le trocart pour guider la mobilité et manipulent l'outil uniquement en un point. La figure 3.2 présente quelques exemples d'architectures.

Nous avons choisi, pour notre part, d'explorer une nouvelle manière de construire des robots pour l'assistance à la chirurgie par comanipulation, au travers du développement d'un composant intégrant à la fois un guidage compatible avec la cinématique RCM (assimilable cinématiquement à une liaison prismatique circulaire) et une solution d'actionnement. Notre objectif est de proposer un composant permettant d'assurer la

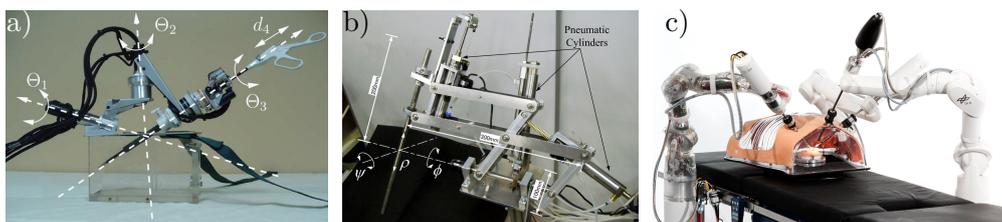


FIGURE 3.2 – Exemples d’architectures de robots RCM : a) un robot sphérique série [Zemiti 2007], b) un robot à parallélogrammes [Tadano 2007] et c) un robot série classique à RCM programmé [Hagn 2008].

fonction RCM sur un degré de liberté sur un robot d’assistance, de manière légère et compacte, tout en étant capable de générer les efforts nécessaires à l’implémentation de notre méthode de compensation, sur une plage de rotation de l’ordre de $\pm 45^\circ$. Dans cette optique, nous avons choisi d’explorer l’utilisation de mécanismes déployables qui permettent de former des compromis intéressants entre masse, compacité et rigidité.

Les mécanismes à ciseaux

La première catégorie de solutions que nous avons identifiée est celle des mécanismes dits « à ciseaux », illustrés dans la figure 3.3. Ces mécanismes, proposés notamment par C. Hoberman pour des utilisations en architecture déployable [Alegria Mira 2015], ont été étudiés plus en profondeur dans le domaine de l’aérospatiale [Faist 2010] où les systèmes reconfigurables légers sont d’une importance capitale. Si la plupart de ces mécanismes permettent de former des mouvements dans le plan ou dans l’espace, aucun à notre connaissance ne permet de générer simplement un déploiement le long d’arcs circulaires, condition nécessaire à la réalisation d’une cinématique RCM. De plus, la plupart des études menées sur ces systèmes s’intéressent plus généralement à la géométrie des états pliés et déployés des structures qu’à leur cinématique de déploiement ou à la résistance à des sollicitations dans des configurations intermédiaires.

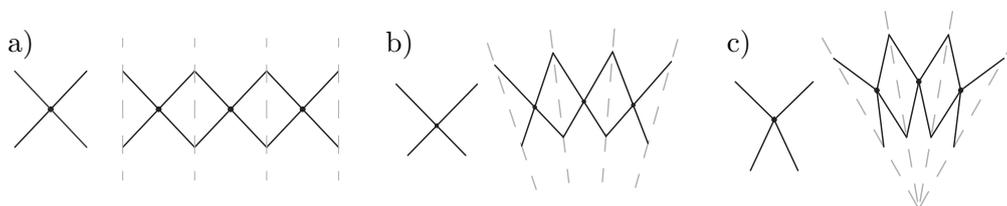


FIGURE 3.3 – Exemples de mécanismes à ciseaux, d’après [Alegria Mira 2015]. a) Ciseaux droits à pivot central, b) ciseaux droits à pivot excentré et c) ciseaux angulés à pivot central.

Les mécanismes origami

Une autre approche, elle aussi exploitée dans le domaine de l'aérospatiale, est l'utilisation de mécanismes inspirés de l'origami. Cet art traditionnel japonais repose sur l'idée de réaliser des séquences de plis sur une feuille de papier pour créer des structures statiques ou mobiles. Certains principes de l'origami peuvent être exploités pour réaliser des mécanismes reposant sur des assemblages de plaques fines. Les articulations de ces mécanismes sont formées par des plis (ou des charnières) disposés le long des arêtes des plaques et permettant de réaliser des systèmes reconfigurables légers et d'une rigidité importante. Parmi les motifs proposés dans la littérature, les systèmes origami tubulaires [Tachi 2012], et aussi ceux dérivés du motif Miura [Miura 1985, Gattas 2013, Filipov 2015], sont remarquables pour leur performances, permettant la réalisation de systèmes légers et rigides, mais aussi pour leur possibilité de générer des trajectoires curvilignes durant leur déploiement. Néanmoins, comme pour les observations faites sur les mécanismes à ciseaux, il n'est pas simple d'identifier une variante de mécanisme permettant de réaliser une trajectoire circulaire. De plus le changement important de la géométrie des extrémités de ces tubes les rendent difficiles à interfacer simplement avec d'autres éléments mécaniques. La figure 3.4 présente deux exemples de ces motifs à différentes étapes de déploiement.

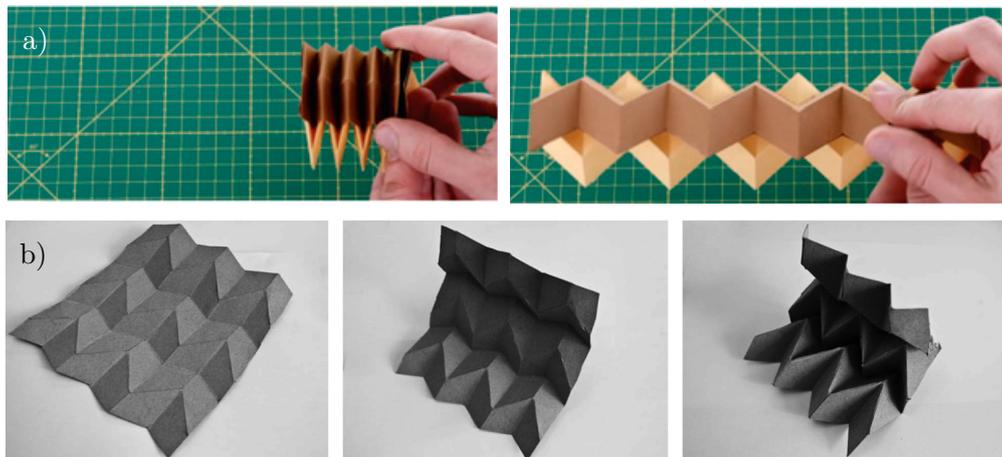


FIGURE 3.4 – Exemples de motifs dérivés du motif Miura à différentes étapes de déploiement. a) Tube déployable [Tachi 2012] et b) surface pouvant former une voûte [Gattas 2013].

Les mécanismes cellulaires

Le dernier domaine ayant fortement inspiré nos développements est celui des mécanismes cellulaires [Pagitz 2013]. Ces systèmes bio-inspirés se basent sur l'utilisation de motifs polygonaux (ou cellules), réguliers ou non, et peuvent changer leur configuration en y injectant un fluide par exemple. Il est possible d'agglomérer des cellules afin de former des assemblages dont la géométrie peut être localement modifiée par l'activation sélective

de certaines de ces cellules. De tels systèmes permettent par exemple l'implémentation de surfaces de contrôle à géométrie variable pour l'aviation [Vos 2011, Barrett 2014]. Si ces systèmes cellulaires rendent difficile la réalisation de mouvements précis tels que des rotations ou translations car leur fonctionnement repose sur l'équilibre élastique entre un grand nombre de cellules. Ils offrent par contre la possibilité de réaliser des mouvements d'amplitude importante par accumulation de petits déplacements et permettent de plus de réaliser des structures offrant une rigidité importante dans les directions transverses à leur mobilité. Ces deux propriétés peuvent être avantageuses pour l'élément que nous souhaitons réaliser.

Approche choisie

L'analyse de la littérature nous apprend donc qu'il est possible d'obtenir des systèmes légers et compacts, tout en garantissant une certaine rigidité. Nous pouvons en tirer les conclusions suivantes :

- les arches déployables à ciseaux ne permettent pas de générer des trajectoires circulaires de manière simple, nécessitant notamment l'intégration de liaisons prismatiques ;
- les systèmes tubulaires origami fonctionnent grâce au mouvement d'un grand nombre d'éléments de manière simultanée, dans des directions multiples ; il est donc difficile de synthétiser un mouvement circulaire de grande amplitude autour d'un axe précis ;
- les systèmes cellulaires ont été principalement utilisés pour générer des mouvements dans le plan et offrent finalement peu d'options pour contraindre le mouvement à suivre une trajectoire prescrite.

Ainsi, notre proposition est de combiner ces différentes approches dans la création d'un mécanisme cellulaire déployable permettant de réaliser une liaison pivot à architecture RCM. Pour cela, nous proposons de réaliser la mobilité en venant combiner deux mécanismes sphériques à architecture série en parallèle. Le système obtenu, illustré figure 3.5, est donc un mécanisme spatial à 6 barres dont les axes de rotation convergent vers deux points situés sur l'axe de rotation déporté du mécanisme, créant ainsi un mécanisme disposant de deux liaisons sphériques. La mobilité résultante est ainsi celle d'une liaison pivot. L'avantage de cette méthode est que la seule contrainte à respecter est la coïncidence du point de concours des axes de chaque mécanisme sphérique. Il est ainsi possible de déporter la matière à distance de l'axe et par conséquent de produire un mécanisme RCM. Suivant l'approche des mécanismes origami, les barres du mécanisme proposé sont ainsi remplacées par des plaques articulées le long de leurs arêtes, formant ainsi un mécanisme 2-RRR, dont la mobilité est équivalente à celle d'une liaison pivot à axe de rotation déporté.

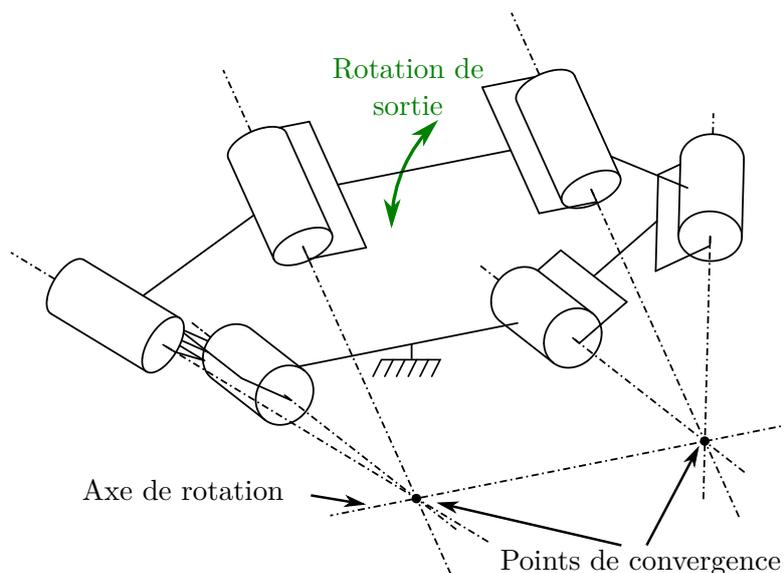


FIGURE 3.5 – Schéma cinématique de l'architecture 2-RRR proposée.

3.1.3 Concept d'arche modulaire

Un problème des architectures de type RRR est la limite d'angle de rotation possible. En effet, si ces architectures permettent des rotations relativement importantes, en pratique la dimension de leur espace de travail se fait au détriment de la compacité du mécanisme (au travers de l'angle d'ouverture entre deux liaisons pivot consécutives comme nous le verrons dans les parties qui suivent). Afin de pallier ce problème, notamment pour ce qui est de l'encombrement latéral du système, nous proposons de construire notre élément comme un assemblage de modules permettant chacun un petit déplacement. Ainsi, chacun de ces modules est un mécanisme RCM élémentaire, et la rotation globale de l'ensemble dépend de la rotation cumulée de chaque élément (cf. figure 3.6).

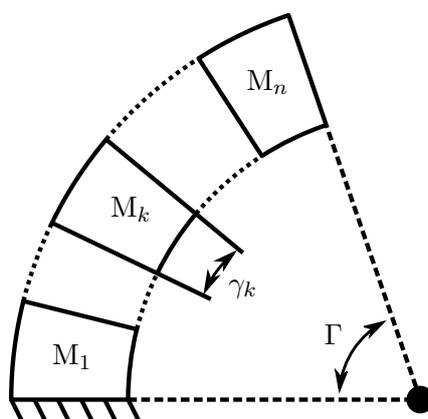


FIGURE 3.6 – Concept d'arche déployable.

Nous notons ainsi γ_k l'angle de déploiement de chacun des n modules constituant notre

structure, le déploiement global de l’arche déployable ainsi constituée est donné par l’expression $\Gamma = \sum_{k=1}^n \gamma_k$. Le système final se comporte idéalement comme une liaison prismatique circulaire dont l’angle de sortie est Γ et dont l’encombrement correspond à un arc de tore à section rectangulaire.

3.1.4 Actionnement

Comme nous souhaitons réaliser un composant qui combine à la fois la fonction de guidage et la fonction d’actionnement, il est important de sélectionner une technologie d’actionnement adaptée dès le début de la conception. Notre choix doit de plus prendre en compte le caractère spécifique de notre application. La solution choisie doit pouvoir répondre aux critères de compliance dans l’axe et de légèreté.

L’approche la plus directe serait d’implanter une motorisation classique à la base des articulations du mécanisme, à l’instar de l’approche choisie pour le robot Mori [Belke 2017]. Cette approche paraît néanmoins inadaptée en raison du coût (plusieurs moteurs seraient probablement nécessaires), de la compacité (taille minimum des moteurs) et de la compliance du système (faible réversibilité de la transmission). La figure 3.7 présente des méthodes alternatives d’actionnement légères et permettant l’actionnement de charnières. En effet, une solution fréquemment utilisée dans la littérature pour actionner des systèmes à plaques fines est l’utilisation d’alliages à mémoire de forme, par exemple sous la forme de ressorts [Meisel 2015, Zhakypov 2015, Zhang 2015a] ou de charnières élastiques déformables [Firouzeh 2013]. Ces composants exploitent les changements de propriétés mécaniques de ces alliages en fonction de leur température pour générer des efforts sur la structure. Cette approche est intéressante car elle permet un bon rapport poids/puissance et favorise la mise en place d’un système modulaire avec de nombreux sites d’actionnement. En revanche un des problèmes classiques rencontrés avec ces alliages est la complexité de leur commande en raison à la fois de leur plage de température de fonctionnement réduite et des difficultés rencontrées pour les refroidir efficacement.

Une autre solution utilisée pour ce type d’application est l’énergie pneumatique. Plusieurs approches sont cette fois encore envisageables, comme l’utilisation de poches gonflables permettant d’actionner directement les articulations [Niiyama 2014, Ranzani 2017, Russo 2017] ou l’utilisation de muscles pneumatiques artificiels [Tondu 2000, Daerden 2002, Yang 2016, Li 2017] installés en parallèle avec les articulations. Une autre solution serait l’intégration de poches dans la structure et permettant son déploiement par l’accroissement de son volume interne [Kim 2015]. L’énergie pneumatique permet de générer des efforts importants sur des structures légères en déportant la distribution et le pré-actionnement. De plus, la compressibilité de l’air favorise la mise en place d’un système compliant dont on peut commander la force et/ou la raideur [Shen 2007], au détriment de la précision de positionnement.

Nous avons donc choisi d’utiliser l’énergie pneumatique dans la réalisation de notre actionneur. Ce choix se justifie par la possibilité de construire des systèmes pneumatiques simples, légers et compacts, tout en permettant aussi de gérer la compliance des modules. De plus, la plupart des salles d’opération dans lesquels un système d’assistance pourrait

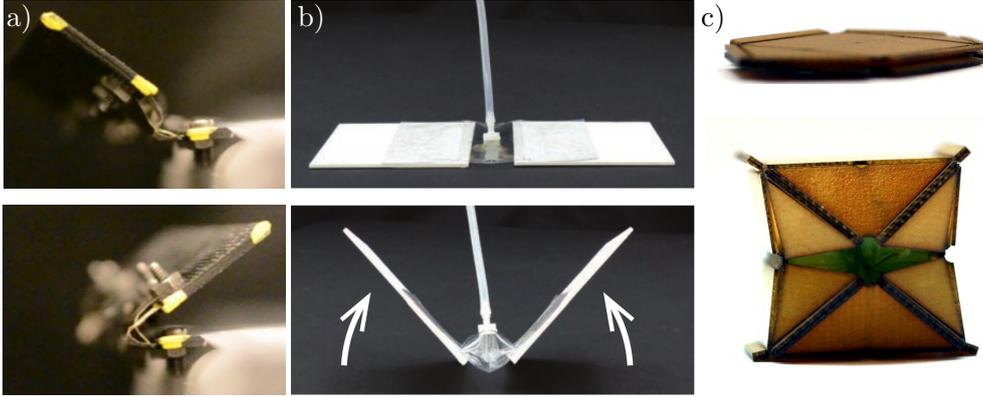


FIGURE 3.7 – Exemples de méthodes d’actionnement pour charnières : a) charnière déformable en alliage à mémoire de forme [Firouzeh 2013], b) et c) charnières utilisant des poches gonflables [Niiyama 2014, Ranzani 2017].

être utilisé sont en général équipées de sources d’air comprimé.

3.2 Mécanisme 2-RRR déployable à mobilité RCM

Nous avons vu dans la partie précédente les différentes inspirations et solutions exploitables pour la réalisation des modules d’actionnement et de guidage. Nous présentons ainsi dans cette partie les éléments géométriques et cinématiques nécessaires au dimensionnement de tels modules.

3.2.1 Description et paramétrisation de la géométrie de base

Symbole	Description
\mathcal{S}_i	Solide rigide i .
$\mathcal{T}_{i/j}$	Torseur cinématique représentant le mouvement du solide i par rapport au solide j .
CC, CV	Abbréviations pour concave et convexe.

TABLE 3.1 – Tableau des symboles utilisés dans ce chapitre.

Le mécanisme est schématisé sur la figure 3.8 comme un ensemble de plaques fines articulées, la plaque $ABCD$ formant la plaque de base \mathcal{S}_0 (en rouge) et la plaque $A'B'C'D'$ formant la plaque de sortie \mathcal{S}_3 (en bleu) du système. Les dimensions des différentes plaques sont indiquées à la figure 3.9, représentant les plaques du mécanisme mises à plat. Les deux pattes du mécanisme sont formées respectivement par les plaques $AEFB$ (\mathcal{S}_{11}) et $A'EFB'$ (\mathcal{S}_{21}) pour la patte 1 et $DHGC$ (\mathcal{S}_{12}) et $D'HGC'$ (\mathcal{S}_{22}) pour la patte 2.

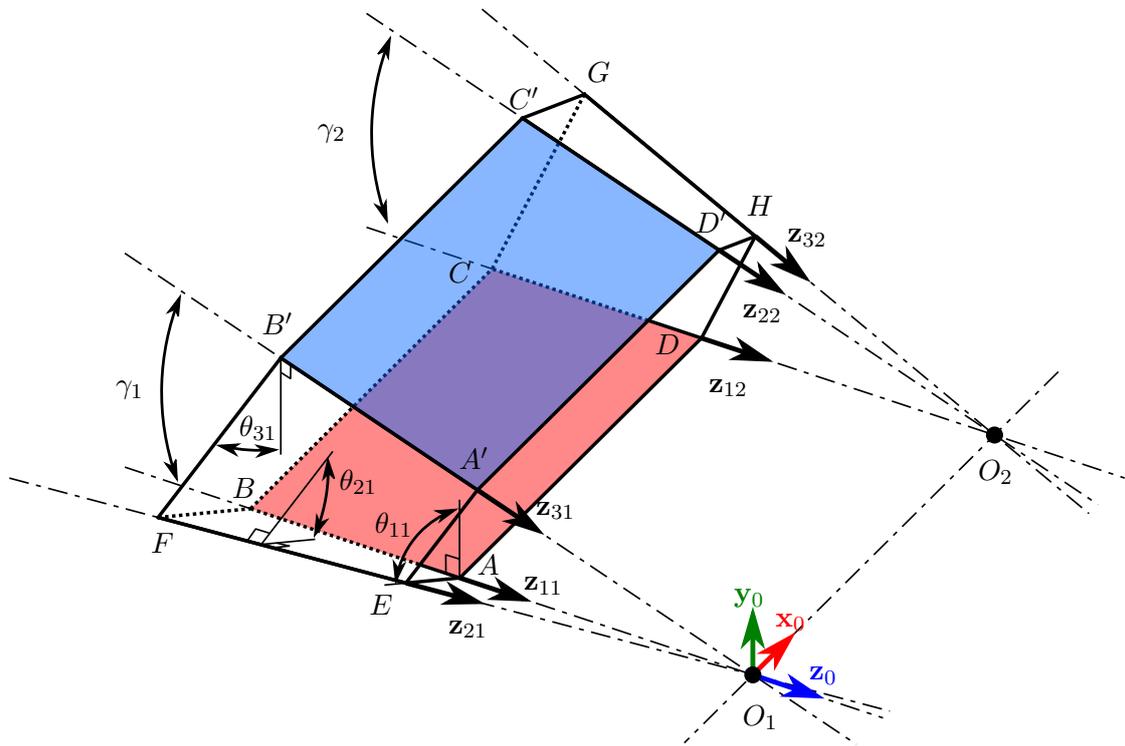


FIGURE 3.8 – Paramétrage général du système 2-RRR ($\theta > 0$).

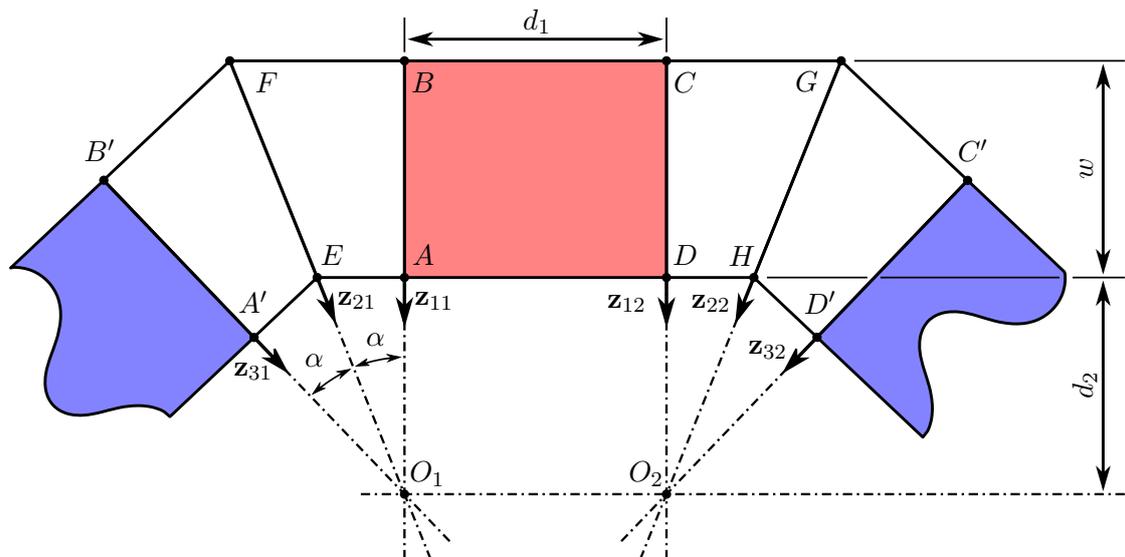


FIGURE 3.9 – Dimensions de l'actionneur déplié et mis à plat.

Nous fixons de plus les contraintes suivantes :

- \mathcal{S}_0 et \mathcal{S}_3 sont deux rectangles de côtés d_1 et w ;
- AO_1O_2D est un rectangle de côtés d_1 et d_2 ;
- \mathcal{S}_{11} , \mathcal{S}_{21} , \mathcal{S}_{12} et \mathcal{S}_{22} sont des trapèzes rectangles identiques dont les hauteurs respectives $[AB]$, $[A'B']$, $[CD]$ et $[C'D']$ sont de longueur w , d'angle α entre les \mathbf{z}_{ij} consécutif, et de petites bases respectives $[AE]$, $[A'E]$, $[DH]$ et $[D'H]$ de longueur $d_2 \tan \alpha$;

Les plaques \mathcal{S}_{1j} et \mathcal{S}_{2j} forment la patte j , avec $j \in \{1; 2\}$, et sont reliées par une liaison pivot, orientée le long de leur arête commune et définies par l'axe (O_j, \mathbf{z}_{2j}) . Chacune des pattes j est intercalée entre \mathcal{S}_0 et \mathcal{S}_3 au travers de deux liaisons pivot d'axes respectifs (O_j, \mathbf{z}_{1j}) et (O_j, \mathbf{z}_{3j}) . La distance d_1 définit l'espacement entre les pattes, les vecteurs \mathbf{z}_{1j} étant tous deux colinéaires à \mathbf{z}_0 .

Les paramètres d_2 et w n'influencent pas directement la cinématique du système, mais servent à fixer le volume de l'actionneur. Ils seront néanmoins utilisés ultérieurement dans le développement en raison de leur influence sur les performances du système.

L'ensemble des paramètres (d_1, d_2, w, α) , qui sont constants pour un motif donné, forme ce que nous appelons les paramètres de construction du système. À ces paramètres de construction viennent s'ajouter un autre groupe de paramètres dont la valeur peut varier pour une même instance du système. Ces paramètres constituent les paramètres de configuration et leur variation est liée, comme nous le verrons dans le développement du modèle cinématique. Les paramètres θ_{ij} représentent les angles formés entre les normales de deux plaques adjacentes et paramètrent la position de chaque articulation. Les angles γ_j représentent les angles d'ouverture entre \mathcal{S}_0 et \mathcal{S}_3 au niveau de chaque patte, tel que $\gamma_j = (\mathbf{z}_{1j}, \mathbf{z}_{3j})$. Pour la suite on pose $\theta = \theta_{11}$, l'angle d'entrée du système.

Afin d'éviter de construire des cas dégénérés, nous imposons des contraintes géométriques sur les paramètres suivants :

- d_1 : lorsque $d_1 = 0$ se retrouve dans le cas du losange sphérique, qui est un système possédant deux degrés de liberté. On perd ainsi la propriété de guidage du 2-RRR qui est une des contraintes de notre conception. Nous fixons ainsi la condition $d_1 > 0$.
- α : la condition $\alpha = 0$ rend l'ensemble des liaisons des pattes colinéaires. Dans ce cas, les plaques \mathcal{S}_0 et \mathcal{S}_3 sont confondues, et aucune mobilité n'est possible. Si $\alpha \geq \pi/2$, il existe des configurations où le système peut bifurquer et perdre les propriétés de guidage que nous recherchons. Nous fixons ainsi la condition $0 < \alpha < \pi/2$.

3.2.2 Modèle géométrique

Nous cherchons à définir les relations liant les différents paramètres de configuration en s'aidant de la fermeture géométrique des deux pattes. Comme \mathbf{z}_{11} et \mathbf{z}_{12} , et \mathbf{z}_{31} et \mathbf{z}_{32} sont parallèles deux à deux, les plans contenant les triangles AO_1A' et DO_2D' sont parallèles en dehors de la configuration aplatie ($\forall j, \gamma_j = 0$).

De plus, comme illustré à la figure 3.9, les triangles O_1AE et $O_1A'E$ sont semblables

et possèdent un côté de commun $[EO_1]$, ils sont ainsi égaux et $O_1A' = d_2$. En suivant un raisonnement similaire sur la patte 2, on peut démontrer que $O_2D' = d_2$. Ainsi $A'O_1O_2D'$ est un rectangle de côtés d_1 et d_2 . On peut donc en conclure en appliquant le théorème de Thalès sur les triangles AO_1A' et DO_2D' que $AA' = DD'$. Par voie de conséquence, $AA'D'D$ est lui aussi un rectangle, et donc $AO_1A'D'O_2D$ forme un prisme triangulaire droit de hauteur $[O_1O_2]$.

On en déduit ainsi directement que $\gamma_1 = \gamma_2$ et on pose $\gamma = \gamma_1$ comme l'angle d'ouverture du mécanisme. Afin de déduire la relation entre l'angle d'ouverture de la structure γ et l'angle de pli des pattes θ , on étudie les propriétés sphériques de la structure. La figure 3.10 illustre la projection de la patte 2 sur une sphère unitaire de centre O_2 , et nous permet d'établir l'égalité : $\cos \alpha = \cos \alpha \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \cos \theta$ (par application des relations de trigonométrie sphérique). On en déduit ainsi directement la relation entre γ et θ :

$$\tan \frac{\gamma}{2} = \tan \alpha \cos \theta. \quad (3.1)$$

Les limites de déploiement du système sont donc $\gamma = 0$ pour $\theta = \pm\pi/2$ et $\gamma = 2\alpha$ pour $\theta = 0$.

3.2.3 Modèle cinématique

Chacune des pattes j du système forme une chaîne de trois liaisons pivot en série. Ainsi l'expression de la vitesse de la plaque \mathcal{S}_3 par rapport au repère de base au travers de la patte j peut être exprimée en un point arbitraire M par le torseur cinématique

$$\mathcal{T}_{3j/0} = \left\{ \begin{array}{c} \boldsymbol{\Omega}_{3j/0} \\ \mathbf{V}_{3j/0}(M) \end{array} \right\}_M \quad (3.2)$$

avec $\boldsymbol{\Omega}_{3j/0} = \sum_{k=1}^3 \dot{\theta}_{kj} \mathbf{z}_{kj}$ et $\mathbf{V}_{3j/0}(O_j) = \mathbf{0}$. Comme les pattes 1 et 2 sont disposées en parallèle entre \mathcal{S}_0 et \mathcal{S}_3 , on peut écrire l'égalité $\mathcal{T}_{3/0} = \mathcal{T}_{31/0} = \mathcal{T}_{32/0}$ en tout point de \mathcal{S}_3 . En particulier le déplacement de ces torseurs au point O_2 nous donne le système d'équations suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \boldsymbol{\Omega}_{3/0} = \boldsymbol{\Omega}_{31/0} = \boldsymbol{\Omega}_{32/0} \\ \mathbf{V}_{3/0}(O_2) = -d_1 \mathbf{x}_0 \times \boldsymbol{\Omega}_{31/0} = \mathbf{0}. \end{array} \right. \quad (3.3)$$

Ainsi le seul degré de liberté restant est la rotation autour de l'axe (O_0, \mathbf{x}_0) , et on en déduit ainsi $\boldsymbol{\Omega}_{3/0} = \dot{\gamma} \mathbf{x}_0$. La relation entre la vitesse d'entrée $\dot{\theta}$ et la vitesse de sortie $\dot{\gamma}$ est donnée directement par dérivation de l'équation (3.1) :

$$\dot{\gamma} = -\frac{2 \tan \alpha \sin \theta}{1 + \tan^2 \alpha \cos^2 \theta} \dot{\theta}. \quad (3.4)$$

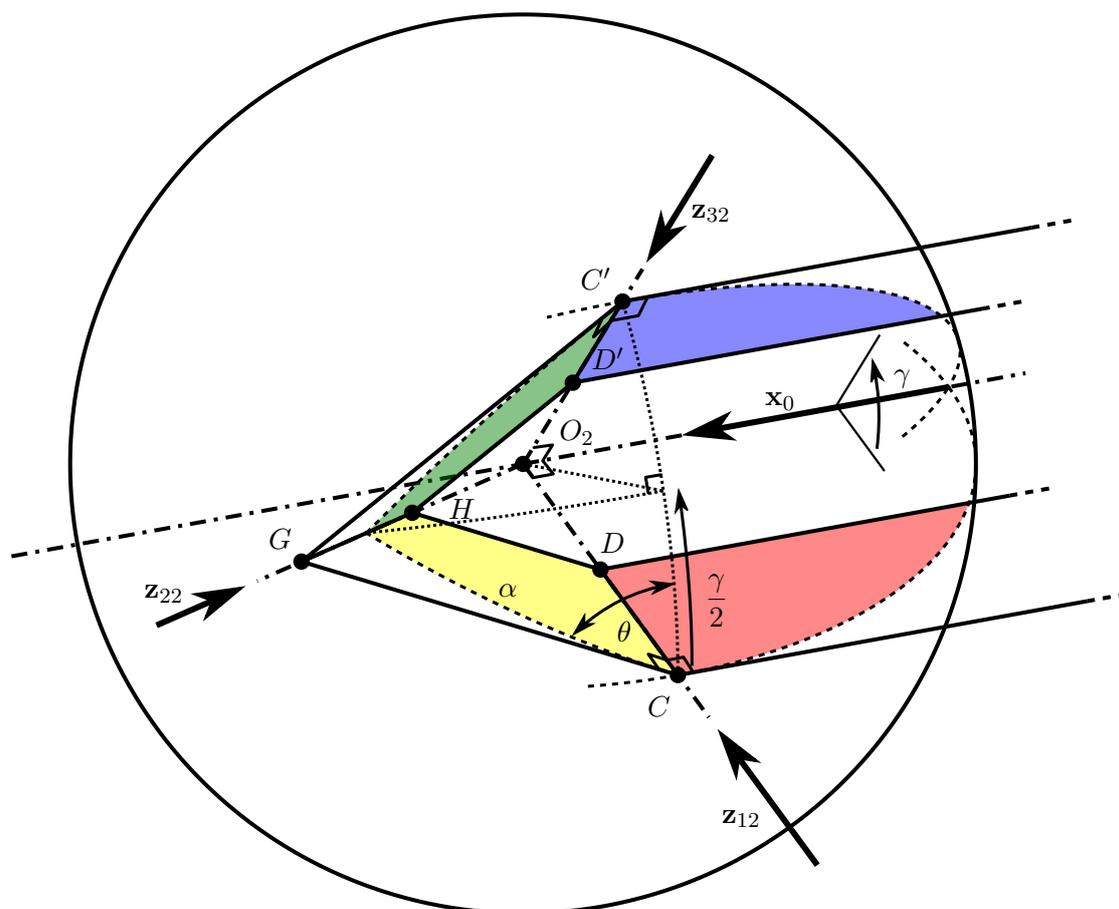


FIGURE 3.10 – Représentation de la patte 2 sur une sphère unitaire ($d_2 = w = 0,5$; $d_1 > 1$). Les parties des solides \mathcal{S}_0 , \mathcal{S}_{12} , \mathcal{S}_{22} et \mathcal{S}_3 situées à l'intérieur de la sphère sont indiquées respectivement en rouge, jaune, vert et bleu.

3.2.4 Singularités de configuration

Des configurations singulières sont observables lorsque les vecteurs \mathbf{z}_{1j} , \mathbf{z}_{2j} et \mathbf{z}_{3j} sont coplanaires. Ces conditions sont atteintes uniquement aux bords de l'espace de travail. En effet, lorsque $\gamma = 2\alpha$ ($\theta = 0$), les pattes 1 et 2 sont tendues et le système perd alors son degré de liberté. À l'inverse, lorsque $\gamma = 0$, les vecteurs \mathbf{z}_{1j} et \mathbf{z}_{3j} deviennent colinéaires. Dans ce cas, une mobilité interne apparaît, chacune des pattes pouvant tourner librement autour de \mathbf{z}_{1j} sans entraîner de déplacements de \mathcal{S}_3 .

3.2.5 Configuration des pattes

Nous avons donné à la figure 3.8 un paramétrage du système où θ est compris dans le quadrant $]0; \pi/2[$. Il s'agit d'une configuration que nous appelons « convexe » et où les deux pattes sont sortantes par rapport au prisme trapézoïdal $ABCDD'C'B'A'$. Similairement, il est tout à fait possible de faire fonctionner ce même système en limitant cette fois θ au quadrant $] -\pi/2; 0[$. Dans ce cas, la cinématique reste inchangée, mais

la patte est cette fois-ci dans une configuration « concave », c'est-à-dire ré-entrante par rapport au volume du prisme. Enfin, il est aussi tout à fait possible de faire fonctionner un module avec à la fois une patte concave et une patte convexe. Nous appelons une telle configuration « asymétrique ». La figure 3.11 représente les combinaisons possibles de convexité du motif pour un module donné. Dans cette figure, nous représentons les modules comme des hexagones dans le plan pour alléger la représentation du 2-RRR.

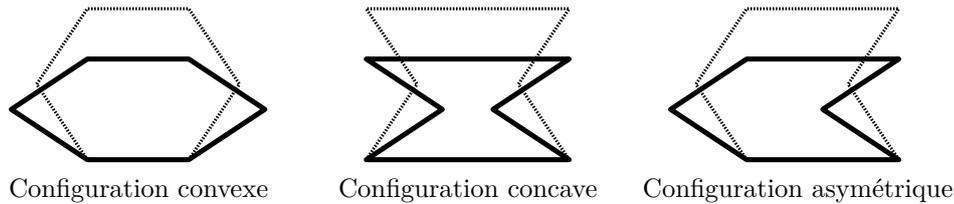


FIGURE 3.11 – Représentation simplifiée des différentes configurations de pattes.

3.2.6 Assemblage et couplage des modules

La structure en arche que nous proposons dans notre concept possède un seul degré de mobilité. Cette mobilité est obtenue au travers du mouvement de n éléments, donnant au système n degrés de liberté indépendants. Ainsi pour déployer l'ensemble de l'arche, il faudrait commander de manière indépendamment chacun des n modules. Cette approche n'est pas souhaitable, car elle nécessite la commande indépendante de chacun de ces modules. Afin de simplifier le système, à la fois d'un point de vue matériel et logiciel, nous souhaitons commander la structure comme un seul et unique élément à un degré de liberté correspondant à sa mobilité. Nous proposons par conséquent d'introduire des couplages mécaniques entre les modules permettant de garantir un déploiement homogène des éléments de la structure. La figure 3.12 présente les deux grandes approches de couplage que nous envisageons.

La première approche, que nous appelons couplage par alternance, utilise le fait que les modules que nous proposons peuvent fonctionner avec un motif concave ou convexe (ou encore un motif asymétrique). Il est ainsi possible, en inversant la convexité du motif entre deux modules consécutifs, qu'un module partage certaines de ses plaques avec le module précédent (ou suivant). Ainsi un module M_k partagera ses plaques \mathcal{S}_0 , \mathcal{S}_{11} et \mathcal{S}_{21} avec le module précédent (correspondant respectivement aux plaques \mathcal{S}_3 , \mathcal{S}_{21} et \mathcal{S}_{22} du module M_{k-1}) et ainsi de suite, liant les mouvements des pattes de tous les modules. La deuxième approche est l'utilisation d'un mécanisme « miroir » permettant aux pattes du module M_k de reproduire en symétrique le mouvement des pattes du module M_{k-1} . Si la première approche est plus simple mécaniquement, la deuxième approche permet de conserver la même convexité des modules tout au long de la structure.

À ces deux approches basées sur le couplage des éléments composants les modules, vient s'ajouter une troisième approche alternative que nous avons choisi d'adopter. Plutôt que de venir actionner individuellement les articulations de base des modules et de rajouter des pièces d'accouplement complexifiant la construction du système, on peut venir di-

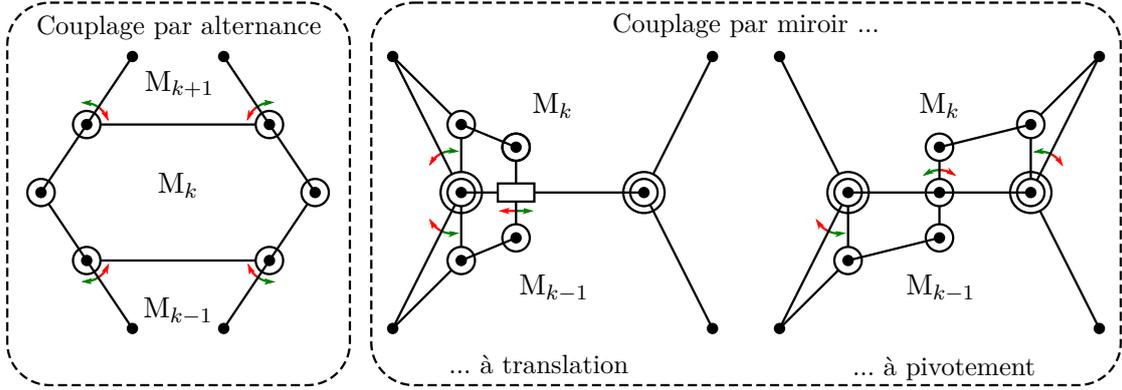


FIGURE 3.12 – Représentation simplifiée de méthodes possibles pour le couplage des pattes. La flèche verte indique le mouvement dans la direction de déploiement, tandis que la flèche rouge indique le mouvement dans la direction de repliement.

rectement actionner l'ensemble de la structure avec de l'air comprimé. Pour cela, nous proposons que chaque module constitue une chambre quasi-hermétique, communiquant uniquement avec les modules adjacents et la conduite d'admission d'air en provenance du pré-actionnement. Avec cette approche, le couplage mécanique résulte de la pression qui vient s'homogénéiser au sein de la structure.

Nous décrivons ainsi dans la prochaine partie comment nous envisageons la transition d'un système 2-RRR ouvert à une chambre fermée possédant une cinématique semblable et pouvant être déployée par gonflage.

3.3 Module déployable pneumatique à cinématique RCM

3.3.1 Définition de la géométrie

En se basant sur le mécanisme 2-RRR présenté dans la partie précédente, nous souhaitons obtenir une poche fermée, capable de se déployer selon une trajectoire circulaire lorsqu'on la gonfle à l'aide d'air comprimé. Pour fermer le volume situé entre les plaques du 2-RRR, nous avons choisi d'ajouter à la partie centrale deux chapeaux dont le motif est inspiré du motif origami Yoshimura (aussi appelé motif « bombe à eau », illustré dans la figure 3.13). Dans notre cas, nous avons opté plus particulièrement pour une variante de ce motif où le sommet du motif est remplacé par un segment. Nous avons introduit ce changement pour réduire le nombre d'arêtes convergeant vers un même sommet afin de limiter leur complexité géométrique lors des phases d'intégration.

La géométrie proposée est décrite à la figure 3.14. On y observe ainsi deux plans de symétrie : le plan $(O_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{z}_0)$ et le plan passant par les points E , F et G . De plus, nous ajoutons au paramétrage développé précédemment deux angles, φ_1 et φ_2 , ainsi que quatre longueurs, h_1 , h_2 , g_1 et g_2 (cf. tables 3.2a et b), pour définir les dimensions des chapeaux avant et arrière.

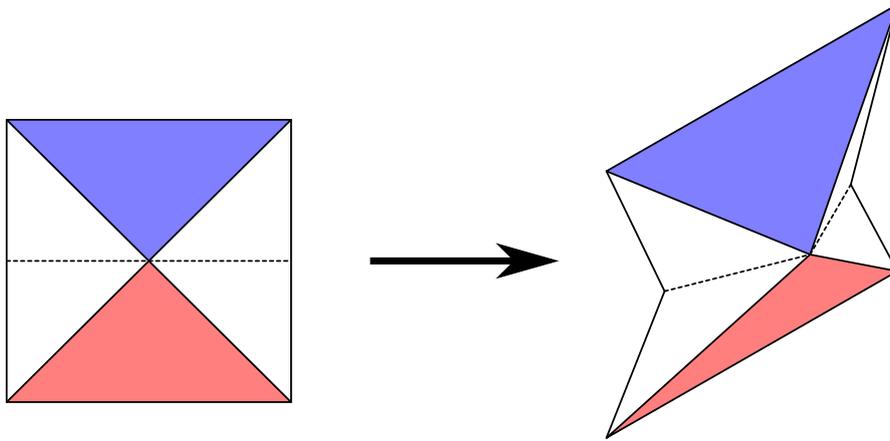


FIGURE 3.13 – Motif Yoshimura à plat et plié. Les lignes continues indiquent les plis de type « montagne » et les lignes en tirets indiquent les plis de type « vallée ».

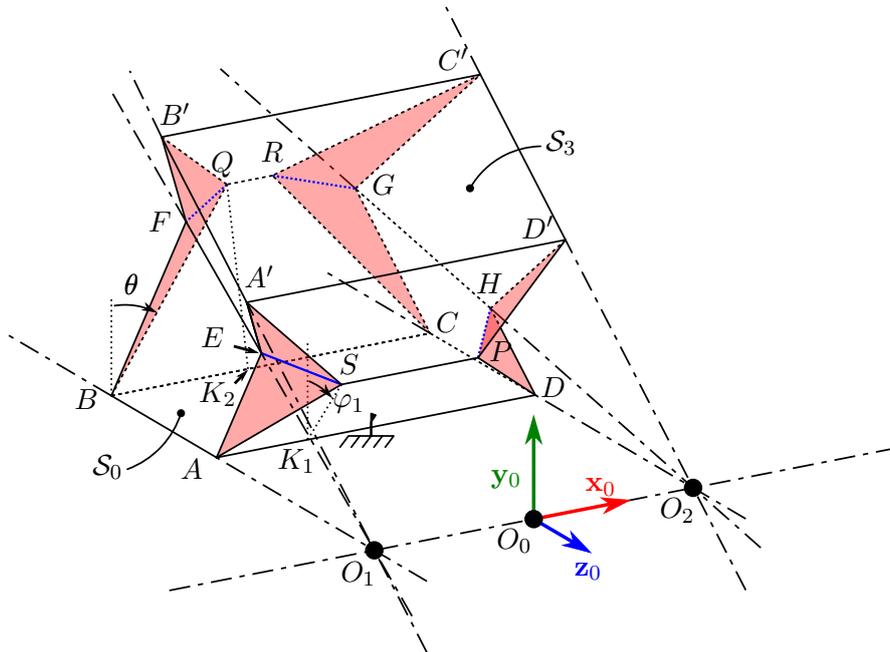


FIGURE 3.14 – Vue générale de la poche 2-RRR (θ en configuration concave, φ_1 et φ_2 en configuration convexe). Les faces indiquées en rouge sont déformables de par la variation en longueur des arêtes indiquées en bleu.

Il est important d'observer que l'utilisation de faces rigides pour clore complètement le polyèdre ainsi formé empêche tout mouvement. Ceci résulte du théorème du soufflet [Connelly 1997]. Par conséquent, pour obtenir la mobilité nécessaire au fonctionnement de notre actionneur, nous devons autoriser des déformations de la structure. Pour ce faire, nous avons décidé de rendre les faces ASE , BFQ et leurs symétriques (marquées en rouge sur la figure 4.1) déformables en autorisant une variation de longueur des segments $[ES]$ et $[FQ]$ (et leurs symétriques, marqués en bleu sur la figure 4.1). Pour la suite, nous appellerons $ADPS : \mathcal{S}_{13}$ et $A'D'PS : \mathcal{S}_{23}$, formant le chapeau « avant » et $BCRQ : \mathcal{S}_{14}$ et $B'C'RQ : \mathcal{S}_{24}$, formant le chapeau « arrière ». Pour simplifier les notations, nous introduisons de plus les paramètres secondaires $r_1 = d_2$ et $r_2 = d_2 + w$ indiquant respectivement la distance des points A et B par rapport à l'axe de pivotement de la structure. Enfin, nous définissons les dimensions $f_1 = ES$ et $f_2 = FQ$, les longueurs des arêtes déformables et dont la valeur varie en fonction de la configuration du système. Les tableaux 3.2a et 3.2b récapitulent l'ensemble des paramètres, et le tableau 3.3 rassemble les coordonnées des points principaux dans \mathcal{R}_0 , le reste des points étant construits par symétrie.

3.3.2 Paramétrage de la géométrie et modèle géométrique

Paramétrage et relations entre les paramètres

On peut aussi établir la relation entre γ et les φ_i , dont la connaissance est nécessaire pour le calcul du volume interne de la poche. Pour déterminer φ_1 (respectivement φ_2), on projette le chapeau 3 (resp. 4) dans le plan (O_0, y_0, z_0) comme illustré dans la figure 3.15.

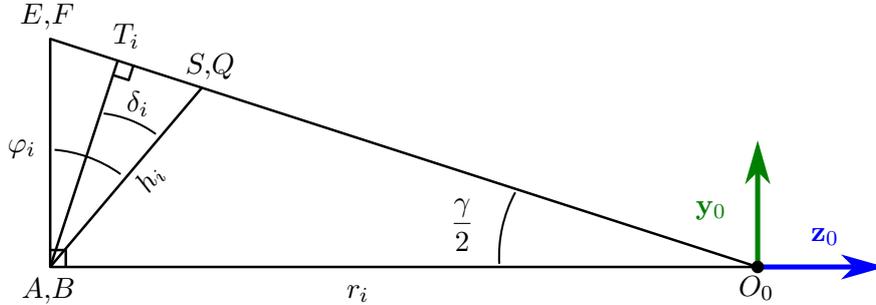


FIGURE 3.15 – Vue en projection sur (O_0, y_0, z_0) pour le calcul des φ_i .

On introduit le point T_1 (resp. T_2) comme le pied de la hauteur du triangle AO_0E (resp. BO_0F) issue de A (resp. B). On peut ainsi établir les relations suivantes :

$$\begin{aligned} AT_1 &= h_1 \cos \delta_1 = r_1 \sin \frac{\gamma}{2} \\ BT_2 &= h_2 \cos \delta_2 = r_2 \sin \frac{\gamma}{2}, \end{aligned}$$

où δ_i représente l'angle formé entre le chapeau (au travers du segment $[K_1S]$) et la normale au plan médian contenant les points O_1 , O_2 et E (cf. figure 3.15). Comme les

Chapitre 3. Mécanisme RCM intégrant structure et actionnement

triangles AO_0E (resp. BO_0F) et T_1AE (resp. T_2BF) sont semblables, on obtient aussi la relation $\varphi_i = \delta_i + \gamma/2$. On en tire ainsi l'égalité :

$$h_i \cos\left(\varphi_i - \frac{\gamma}{2}\right) = r_i \sin \frac{\gamma}{2}. \quad (3.5)$$

Paramètre	Définition	Paramètre	Définition
α	$(\overrightarrow{AO_1}, \overrightarrow{EO_1})$	γ	$(\mathbf{z}, \overrightarrow{A'O_1})$
d_1	O_1O_2	θ	$(\mathbf{y}, \overrightarrow{E\hat{A}})$
d_2	O_1A	φ_1	$(\mathbf{y}, \overrightarrow{K_1\hat{S}})$
w	AB	φ_2	$(\mathbf{y}, \overrightarrow{K_2\hat{Q}})$
g_1	SP	f_1	ES
g_2	QR	f_2	FQ
h_1	K_1S		
h_2	K_2Q		
r_1	$r_1 = d_2$		
r_2	$r_2 = r_1 + w$		

(a) Paramètres de construction. (b) Paramètres de configuration et secondaires.

TABLE 3.2 – Paramètres géométriques de la poche 2-RRR.

Point	Coordonnées dans \mathcal{R}_0
O_1	$\left[-\frac{d_1}{2}; 0; 0\right]^T$
A	$\left[-\frac{d_1}{2}; 0; -r_1\right]^T$
B	$\left[-\frac{d_1}{2}; 0; -r_2\right]^T$
E	$\left[-\frac{d_1}{2} - r_1 \tan \alpha \sin \theta; r_1 \tan \alpha \cos \theta; -r_1\right]^T$
F	$\left[-\frac{d_1}{2} - r_2 \tan \alpha \sin \theta; r_2 \tan \alpha \cos \theta; -r_2\right]^T$
A'	$\left[-\frac{d_1}{2}; r_1 \sin \gamma; -r_1 \cos \gamma\right]^T$
B'	$\left[-\frac{d_1}{2}; r_2 \sin \gamma; -r_2 \cos \gamma\right]^T$
K_1	$\left[-\frac{g_1}{2}; 0; -r_1\right]^T$
K_2	$\left[-\frac{g_2}{2}; 0; -r_2\right]^T$
S	$\left[-\frac{g_1}{2}; h_1 \cos \varphi_1; h_1 \sin \varphi_1 - r_1\right]^T$
Q	$\left[-\frac{g_2}{2}; h_2 \cos \varphi_2; h_2 \sin \varphi_2 - r_2\right]^T$

TABLE 3.3 – Coordonnées des principaux points de la géométrie.

Similairement au motif 2-RRR où θ peut prendre une valeur positive ou négative, avec une conséquence sur la convexité, il est possible pour une configuration donnée du sys-

tème que les φ_i prennent deux valeurs différentes. En revanche, contrairement à θ , ces deux valeurs ne sont pas nécessairement de signe opposé, ni égales en valeur absolue. Pour la suite, on notera la convexité des chapeaux par les symboles « CC » pour concave et « CV » pour convexe.

Limites de déploiement

On identifie pour la géométrie proposée trois situations limitant le déploiement de la structure :

- **Pattes à plat** : dans ce cas $\gamma = 0$, $\theta = \pm \frac{\pi}{2}$, $\varphi_1 = \pm \frac{\pi}{2}$ et $\varphi_2 = \pm \frac{\pi}{2}$;
- **Pattes tendues** : pour les pattes latérales, cette limite correspond à la condition $\gamma = 2\alpha$. Pour les chapeaux avant et arrière, la condition est $r_i \tan \frac{\gamma}{2} = h_i$. Le déploiement maximum est atteint lorsqu'une de ces deux conditions est rencontrée, ainsi : $\gamma_{\max} = 2 \arctan \left(\min \left(\tan \alpha, \frac{h_1}{r_1}, \frac{h_2}{r_2} \right) \right)$;
- **Collisions** : une fois encore on distingue les collisions entre les pattes latérales et les chapeaux avant/arrière. Dans le premier cas, cette condition est atteinte si $\theta < 0$ et si $r_2 \tan \alpha \sin \theta = \frac{b}{2}$. Pour les chapeaux, si $\varphi_1 < 0$, $\varphi_2 > 0$ et $h_1 \sin \varphi_1 + h_2 \sin \varphi_2 > w$, alors il y a collision.

De plus, il existe des conditions de collisions croisées entre les pattes 1 et 2, et les chapeaux avant et arrière. Pour éviter de les rencontrer, on se limitera à une seule paire de pattes dans une configuration concave.

3.3.3 Génération d'efforts

Travail des efforts de pression

Nous souhaitons utiliser notre géométrie comme un actionneur que l'on vient gonfler afin de générer des forces. En supposant que le système obéit à un processus de transformation isotherme (le système n'est pas isolé et peut échanger de la chaleur avec l'extérieur), le travail mécanique élémentaire fourni par l'air comprimé dans un système dont le volume peut varier est donné par l'expression

$$\delta W_{\text{air}} = P \delta V_{\text{int}} \quad (3.6)$$

avec P la pression relative de l'air comprimé admis dans le système, considérée comme homogène au sein de la poche, et δV_{int} une variation infinitésimale du volume intérieur de la poche. En effet, comme le système est considéré immergé dans une ambiance à pression atmosphérique, les efforts de pressions faisant travailler le système résultent de la différence entre les efforts de pression internes et externes, en supposant que les surfaces d'application sont égales. En considérant que notre actionneur se comporte comme une liaison prismatique circulaire, on peut considérer que le travail mécanique est converti en rotation pure, dont on peut réduire l'effort extérieur sur le système en un moment M_{ext} autour de l'axe (O_0, \mathbf{x}_0) . Ainsi, le travail du moment appliqué par la

plaque \mathcal{S}_3 sur l'extérieur du système est donné par l'expression

$$\delta W_{\text{ext}} = M_{\text{ext}} \delta\gamma \quad (3.7)$$

où $\delta\gamma$ indique un déplacement infinitésimal de \mathcal{S}_3 autour de (O_0, \mathbf{x}_0) .

En négligeant l'action de la pesanteur, les échanges d'énergie potentielle élastique dus aux déformations des matériaux constituant l'actionneur et les éventuels frottement, on peut supposer une transformation totale du travail de l'air comprimé en travail au niveau de la sortie et établir la relation liant les efforts générés par l'actionneur à la pression comme

$$M_{\text{ext}} = P \frac{dV_{\text{int}}}{d\gamma}. \quad (3.8)$$

Par analogie à un vérin pneumatique sans frottements, $\frac{dV_{\text{int}}}{d\gamma}$ peut être considéré comme équivalente à la surface d'un piston rotatif, mais dont la valeur peut varier en fonction de la configuration du système.

Expression du volume interne

Pour calculer la valeur de dV_{int} , on vient subdiviser le volume de la poche en sous-volumes :

$$\frac{V_{\text{int}}}{4} = \underbrace{V_A + V_B}_{\text{Volume central}} + \underbrace{V_{C1} + V_{D1} + V_{E1}}_{\text{Volume avant}} + \underbrace{V_{C2} + V_{D2} + V_{E2}}_{\text{Volume arrière}} \quad (3.9)$$

où l'ensemble des sous-volumes sont détaillés dans les figures 3.16 et 3.17.

On peut ainsi exprimer les volumes des polyèdres formant chacun des sous-volumes :

$$\begin{aligned} V_A &= \frac{d_1}{4} (r_2^2 - r_1^2) \tan \frac{\gamma}{2} \\ V_B &= \frac{r_2^3 - r_1^3}{12} \tan^2 \alpha \sin 2\theta \\ V_{Ci} &= (-1)^{i-1} \frac{h_i r_i g_i}{4} \sin \varphi_i \tan \frac{\gamma}{2} \\ V_{Di} &= (-1)^{i-1} \frac{h_i r_i (d_1 - g_i)}{12} \sin \varphi_i \tan \frac{\gamma}{2} \\ V_{Ei} &= (-1)^{i-1} \frac{h_i r_i}{6} \sin \varphi_i \tan \frac{\gamma}{2} \left(\frac{d_1 - g_i}{2} + r_i \tan \alpha \sin \theta \right) \end{aligned} \quad (3.10)$$

et par suite on détermine le volume du domaine complet :

$$\begin{aligned} V_{\text{int}} &= 2d_1 \left(r_2^2 - r_1^2 \right) \tan \frac{\gamma}{2} + \frac{r_2^3 - r_1^3}{3} \tan^2 \alpha \sin 2\theta \\ &+ \tan \frac{\gamma}{2} \sum_{i=1}^2 \left[(-1)^{i-1} \frac{h_i r_i}{2} \sin \varphi_i (2d_1 + g_i + r_i \tan \alpha \sin \theta) \right] \end{aligned} \quad (3.11)$$

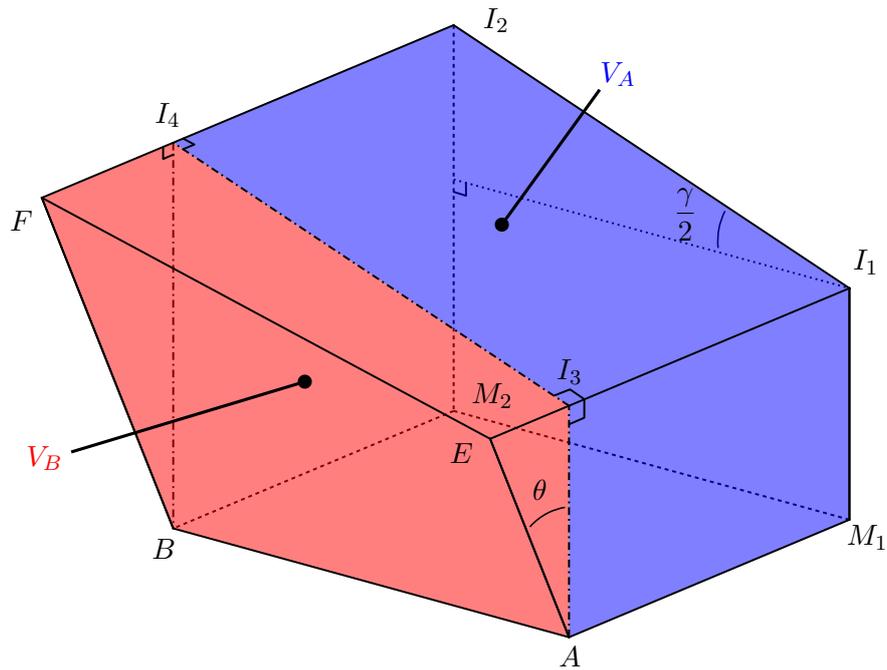


FIGURE 3.16 – Subdivision du volume central pour le calcul du volume total de l'actionneur.

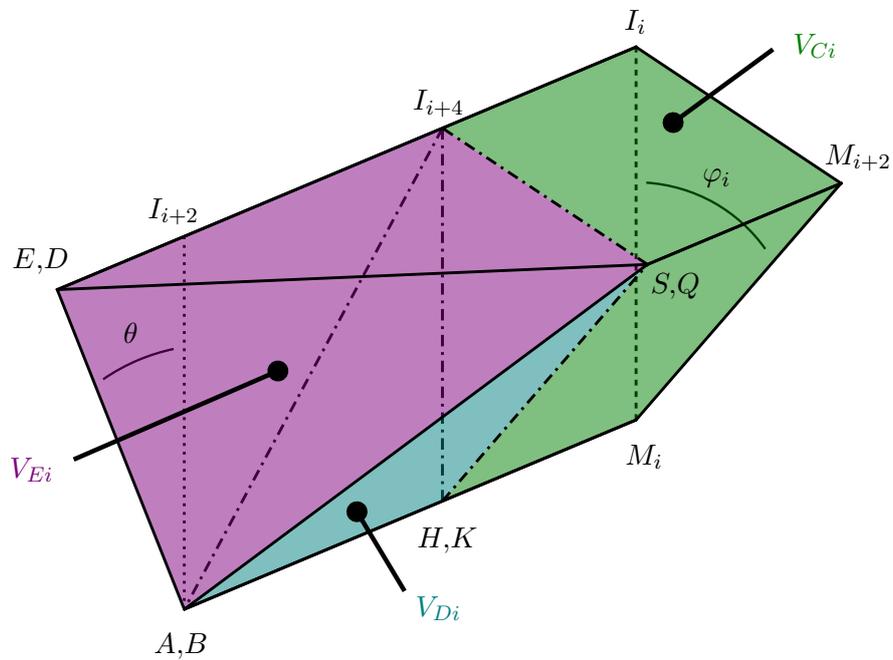


FIGURE 3.17 – Subdivision des volumes avant ($i = 1$)/arrière ($i = 2$) pour le calcul du volume total de l'actionneur.

Étant donné que les angles θ , φ_1 et φ_2 sont dépendants de γ , l'expression analytique de $dV_{\text{int}}/d\gamma$ n'est pas simple. Comme dans notre démarche de conception nous ne cherchons pas à réaliser une étude d'optimisation, nous pouvons nous contenter d'en approcher numériquement la valeur dans une configuration donnée.

3.3.4 Applications numériques et éléments de dimensionnement

Paramètres

Dans cette partie, nous proposons une analyse numérique des éléments présentés précédemment. Nous proposons dans la table 3.4 des paramètres de construction correspondant à un actionneur candidat. Ces paramètres ne sont pas nécessairement optimaux, mais ont été obtenus de manière itérative comme un candidat potentiel pour des étapes de prototypage afin d'obtenir un actionneur capable de se déployer sur une gamme d'environ $\pm 15^\circ$ par rapport à un angle de déploiement initial de 25° . Parmi les contraintes considérées dans le choix de ces paramètres, certaines contraintes de fabrication, que nous détaillerons dans le prochain chapitre, ont été prises en compte, impactant principalement l'échelle de l'actionneur proposé.

Paramètre	Valeur
α	20°
r_1	30 mm
r_2	50 mm
d_1	35 mm
g_1	15 mm
g_2	5 mm
h_1	11 mm
h_2	19 mm

TABLE 3.4 – Paramètres généraux utilisés pour les applications numériques.

Volume et dérivée du volume

Nous avons vu que le volume, et surtout sa variation au cours du déploiement, influencent la gamme d'effort que l'actionneur est capable de produire pour une pression donnée. La figure 3.18 présente l'évolution du volume interne et de sa dérivée (calculée numériquement) en fonction du déploiement de la poche. Nous observons principalement que la convexité des pattes du volume central influe grandement sur le comportement de l'actionneur. En effet, lorsque ces pattes sont concaves, le volume de l'actionneur croît de manière monotone, tandis que lorsque ces pattes sont convexes, on observe que le volume atteint un maximum, puis diminue jusqu'à ce que γ atteigne sa valeur maximale. La conséquence est un changement de signe de $dV_{\text{int}}/d\gamma$ lorsque les pattes sont convexes, ce qui implique que l'introduction d'air comprimé ne fait plus travailler la poche dans le sens de son déploiement. Elle atteint ainsi une valeur de déploiement limite inférieure

à 2α par admission d'air comprimé. Comme ce comportement n'est pas observé dans le cas où les pattes sont concaves, nous privilégions plutôt cette configuration. Il faut par contre introduire une limitation de la rotation des éléments formant les pattes. En effet, même si le système est construit dans sa configuration concave, lorsqu'il atteint la configuration « patte tendue », l'ajout d'air comprimé viendra écarter les bras de manière à arriver dans la condition convexe. Enfin, nous constatons que le volume des pattes influence le volume interne et sa dérivée, en déplaçant notamment le maximum atteint pour les configurations concaves mais sans toutefois atteindre la valeur maximum de 2α . L'ajustement des dimensions des pattes et chapeaux permet en revanche d'ajuster la valeur du volume interne de la poche, ce qui peut être d'un intérêt particulier pour déterminer la gamme d'effort que l'actionneur est capable de générer.

Étude des longueurs d'arête f_i

Le système que nous étudions n'étant pas un système articulé purement rigide, de par l'introduction de la longueur variable f_i des segments $[ES]$ et $[FQ]$, il nous paraît essentiel d'en observer le comportement dans différentes configurations. En effet, pour limiter les déformations du matériau, on cherchera à minimiser la variation de ces deux longueurs. Leur expression peut être déduite d'après les relations $f_1 = \|\vec{ES}\|$ et $f_2 = \|\vec{FQ}\|$. Connaissant les coordonnées des points E, S, F et Q dans \mathcal{R}_0 , on peut ainsi établir :

$$f_i = \sqrt{\left(\frac{\Delta_{dgi}}{2} + r_i \tan \alpha \sin \theta\right)^2 + (h_1 \cos \varphi_i - r_i \tan \alpha \cos \theta)^2 + h_i^2 \sin^2 \varphi_i}, \quad (3.12)$$

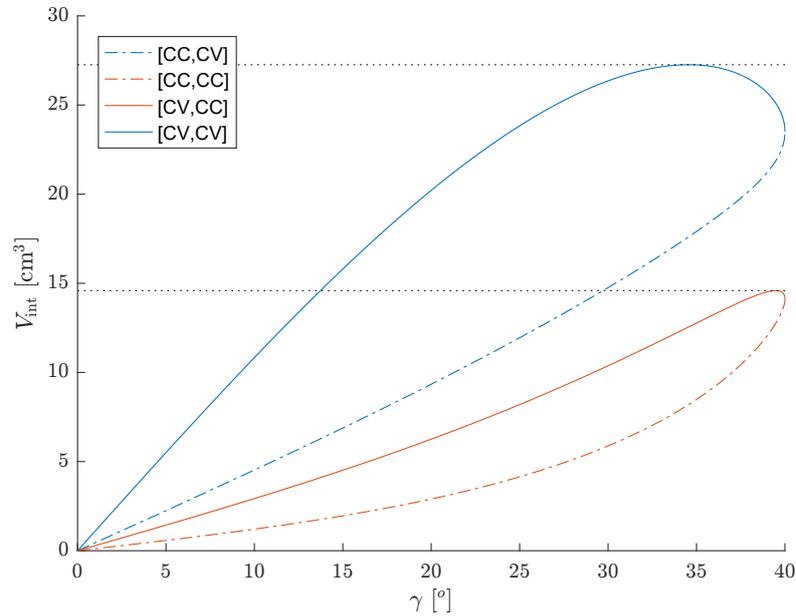
où $\Delta_{dgi} = d_1 - g_i$. Les figures 3.19a et 3.20a (respectivement 3.19b et 3.20b) présentent l'évolution de f_1 (respectivement f_2) au cours du déploiement de l'actionneur.

Nous observons que, pour l'ensemble de paramètres choisis, l'amplitude de variation de f_1 et f_2 est plus faible dans le cas où les pattes 1 et 2 sont concaves, ce qui conforte notre choix. Même si la variation de f_2 est plus faible dans le cas où les chapeaux avant et arrière sont concaves, nous écartons cette solution en raison du risque important de collision entre pattes et des problèmes d'intégration qui en résultent.

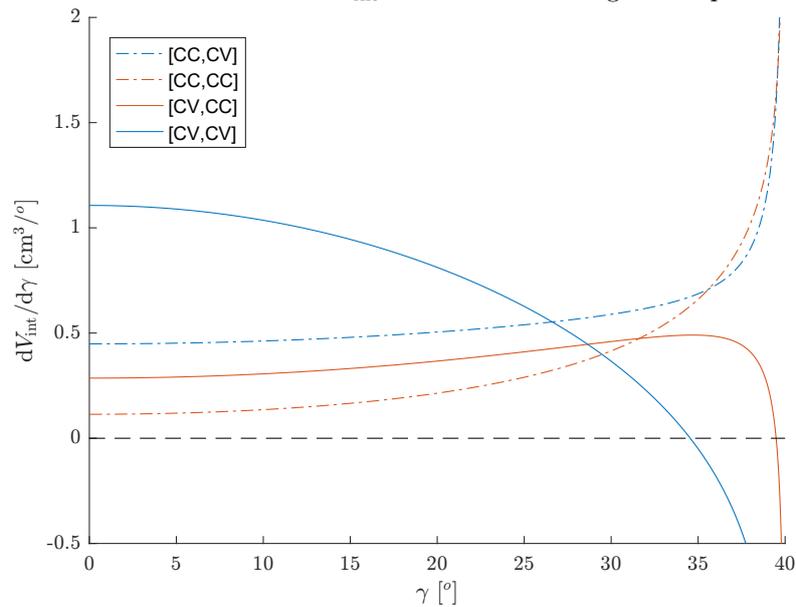
3.3.5 Conclusion

Nous avons proposé dans ce chapitre un concept d'actionneur déployable suivant une architecture RCM. Cet actionneur 2-RRR se présente sous la forme de modules combinant à la fois une fonction de guidage en rotation et d'actionnement pneumatique. Notre approche se base sur l'assemblage de plusieurs de ces modules pour former une arche déployable, capable de générer des efforts sur une large gamme de déplacements. La géométrie proposée pour notre module se base sur l'utilisation d'un polyèdre articulé à faces rigides, et présentant des éléments déformables pour permettre son gonflage. En pratique, la réalisation d'un tel élément n'est pas aisée et n'a pas été possible dans le temps de cette thèse. C'est pourquoi, dans le chapitre suivant, nous avons choisi de simplifier la géométrie de ce système pour la réalisation d'un premier prototype, afin de

valider notre démarche de conception.

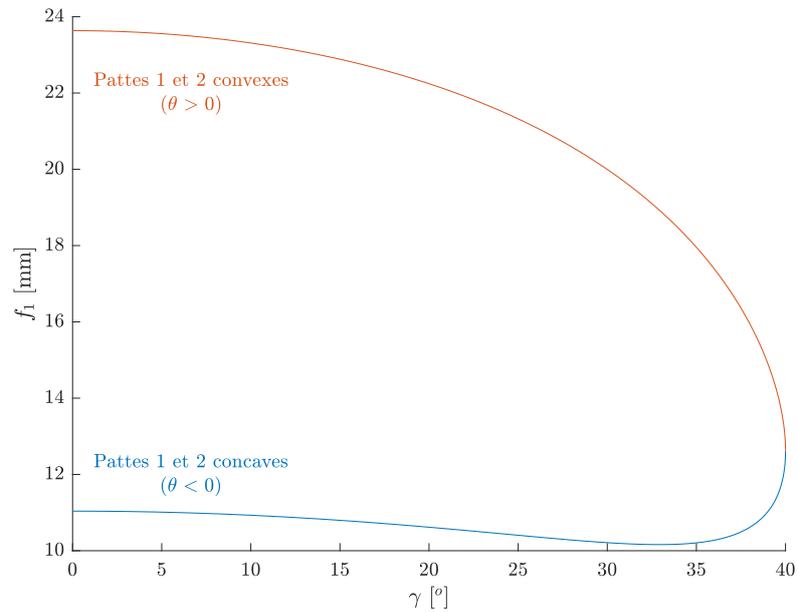


(a) Évolution du volume interne V_{int} en fonction de l'angle de déploiement γ .

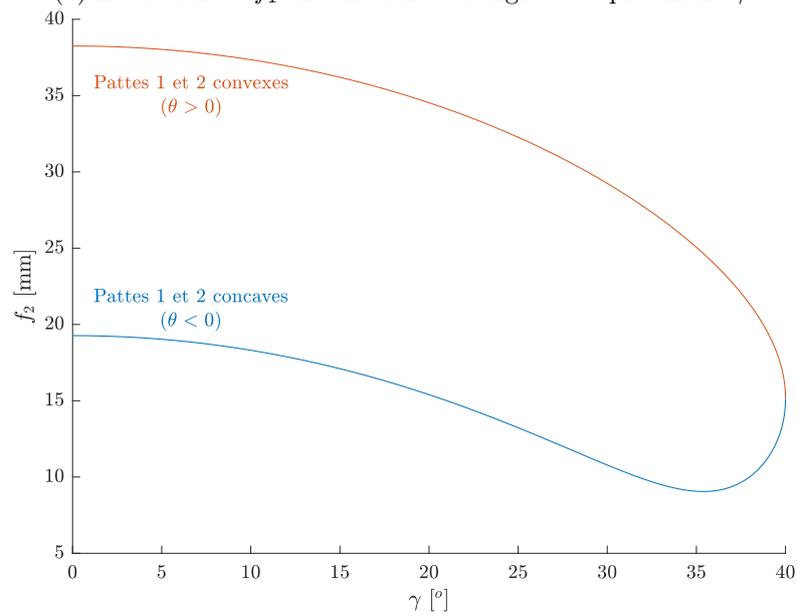


(b) Évolution de la dérivée du volume interne $dV_{\text{int}}/d\gamma$ en fonction de l'angle de déploiement γ .

FIGURE 3.18 – Évolution du volume interne et de sa dérivée en fonction de l'angle de déploiement dans les différentes configurations de convexité. Les configurations sont notées comme des couples de configuration $[x,y]$, avec x définissant la configuration pour les pattes latérales 1 et 2, et y définissant la configuration pour les chapeaux avant/arrière 3 et 4. « CC » désigne la configuration concave et « CV » la configuration convexe.

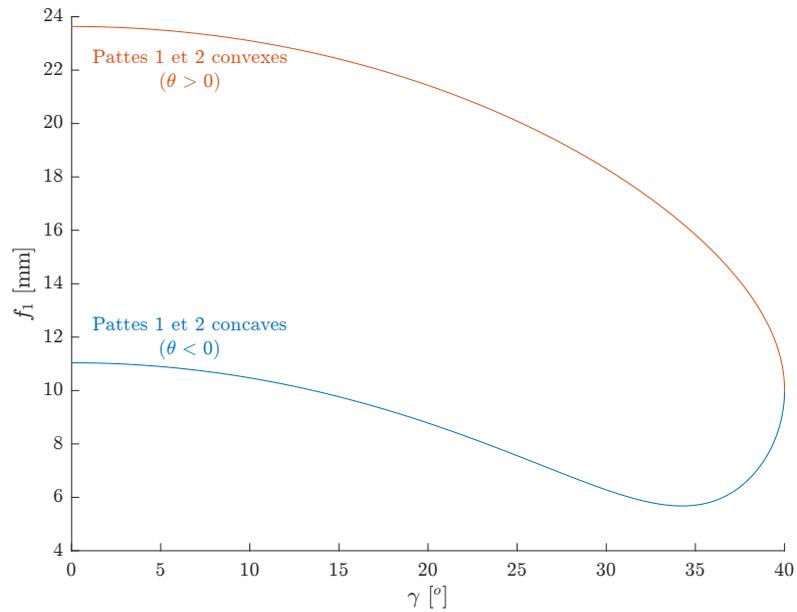


(a) Évolution de f_1 en fonction de l'angle de déploiement γ .

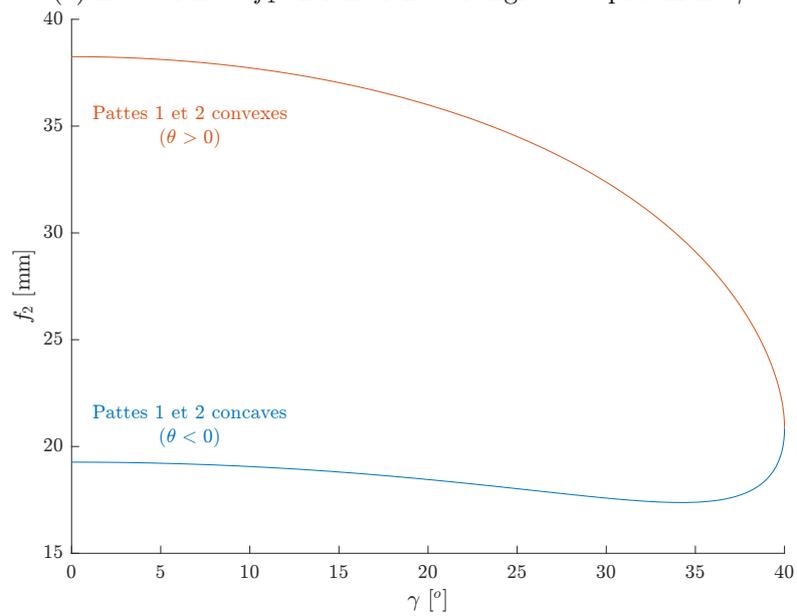


(b) Évolution de f_2 en fonction de l'angle de déploiement γ .

FIGURE 3.19 – Évolution des longueurs f_i des arêtes déformables en fonction de l'angle de déploiement, avec les pattes 3 et 4 convexes.



(a) Évolution de f_1 en fonction de l'angle de déploiement γ .



(b) Évolution de f_2 en fonction de l'angle de déploiement γ .

FIGURE 3.20 – Évolution des longueurs f_i des arêtes déformables en fonction de l'angle de déploiement, avec les pattes 3 et 4 concaves.

4 Fabrication additive d'actionneurs rigides/mous

La réalisation d'un composant pneumatique déployable à architecture RCM tels que le système 2-RRR que nous proposons nécessite de passer outre un grand nombre de verrous technologiques. Afin de simplifier notre démarche, d'obtenir une première preuve de concept et de confronter nos attentes à la réalité, nous proposons la réalisation et l'évaluation d'un actionneur plus simple, capable de générer des déplacements linéaires. La conception, réalisation et caractérisation de l'actionneur linéaire ont fait l'objet d'une présentation lors de la conférence IROS 2018 (référence en fin de manuscrit), et une étude comparative avec l'actionneur à renforts auxétiques, présenté en début de section 3.1, est en cours d'évaluation pour une publication dans le journal *Soft Robotics* (référence en fin de manuscrit).

4.1 Module déployable pneumatique linéaire

4.1.1 Définition de la géométrie

L'actionneur que nous proposons suit globalement la géométrie du 2-RRR, mais en retirant la contrainte RCM. En disposant les axes des articulations des jambes 1 et 2 en parallèle, il est possible de guider un mouvement de simple translation lors de son déploiement. La partie centrale devient ainsi un prisme hexagonal où l'ensemble des \mathbf{z}_{ij} est colinéaire à \mathbf{z}_0 . Pour fermer ce prisme, nous suivons la même approche que précédemment, en utilisant deux chapeaux articulés qui sont cette fois-ci symétriques. Les quatre pattes forment ainsi un mécanisme de Sarrus [Sarrus 1853], capable de réaliser idéalement (c.-à-d. si le système disposait de liaisons pivot parfaites) un mouvement de translation. Le volume obtenu est présenté à la figure 4.1 et possède trois plans de symétrie, selon les plans principaux du repère \mathcal{R}_0 .

Similairement à la géométrie précédente, nous avons choisi de rendre la face ASE (et ses symétriques, marquée en rouge sur la figure 4.1) déformable en autorisant une variation de longueur du segment $[ES]$ (et ses symétriques, en bleu sur la figure 4.1).

Paramètre	Définition
a	AE
d	AD
h	SI
g	SP
w	AB

(a) Paramètres de construction.

Paramètre	Définition
e	AA'
θ	$(\mathbf{y}_0, \overrightarrow{AE})$
φ	$(\mathbf{y}_0, \overrightarrow{IS})$
f	ES
Δ_{dg}	$\Delta_{dg} = d - g$

(b) Paramètres de configuration et secondaires.

TABLE 4.1 – Paramètres géométriques de la poche.

Point	Coordonnées dans \mathcal{R}_0
A	$\left[-\frac{d}{2}, -\frac{e}{2}, \frac{w}{2}\right]^T$
E	$\left[-\frac{d}{2} - a \sin \theta, 0, \frac{w}{2}\right]^T$
H	$\left[-\frac{g}{2}, -\frac{e}{2}, \frac{w}{2}\right]^T$
S	$\left[-\frac{g}{2}, 0, \frac{w}{2} - h \sin \varphi\right]^T$

TABLE 4.2 – Coordonnées des points d'intérêt de la poche.

Relations entre paramètres

L'actionneur se comporte comme un piston, la valeur de e étant liée aux valeurs de θ et de φ :

$$e = 2a \cos \theta = 2h \cos \varphi . \quad (4.1)$$

Par conséquent, pour une configuration donnée, deux signes de θ et φ sont possibles, définissant ainsi la convexité des pattes de l'actionneur. Lorsque θ est positif (respectivement négatif), les pattes 1 et 2 sont en configuration convexe (resp. concave), c'est-à-dire orientées vers l'extérieur (resp. intérieur) du volume de la poche. Lorsque φ est positif (respectivement négatif), les pattes 3 et 4, formées par les chapeaux fermant le volume, sont en configuration convexe (resp. concave).

Limites de déploiement

Le système est limité dans son déploiement par les conditions suivantes :

- **système à plat** : dans cette configuration, le système est complètement replié et dans ce cas, $e = 0$, $\theta = \pm\pi/2$, $\varphi = \pm\pi/2$;
- **pattes tendues** : dans cette configuration, au moins un des quatre bras est tendu, et le système ne peut pas se déplier plus. Cette condition est remplie si

$h \geq a$ et $e = 2a$ ($\theta = 0$, pattes 1 et 2 tendues) ou si $h \leq a$ et $e = 2h$ ($\varphi = 0$, pattes 3 et 4 tendues) ;

- **collision de pattes** : cette condition intervient si une paire de pattes est concave. Cette condition est remplie si $d < 2a$ et $\theta = -\text{asin}(d/a)$ (collision de la patte 1 avec la patte 2) ou si $w < 2h$ et $\varphi = -\text{asin}(w/h)$ (collision de la patte 3 avec la patte 4). Une possibilité de collision croisée existe aussi si les deux ensembles de pattes sont concaves et n'existe que si $g > d - 2a$.

Ainsi les limites de θ sont données par :

$$\theta \in [\theta_{\min}, \theta_{\max}] \text{ avec } \begin{cases} \theta_{\max} = \frac{\pi}{2} \\ \theta_{\min} = -\frac{\pi}{2} & \text{si } 2a \leq d \\ \theta_{\min} = -\text{asin}\frac{d}{a} & \text{si } 2a > d \end{cases} \quad (4.2)$$

et celles de φ sont :

$$\varphi \in [\varphi_{\min}, \varphi_{\max}] \text{ avec } \begin{cases} \varphi_{\max} = \frac{\pi}{2} \\ \varphi_{\min} = -\frac{\pi}{2} & \text{si } 2h \leq w \\ \varphi_{\min} = -\text{asin}\frac{w}{h} & \text{si } 2h > w \end{cases} \quad (4.3)$$

Le déploiement maximum est atteint lorsque les pattes sont tendues $e_{\max} = \min(2a, 2h)$ et le déploiement minimum est atteint lorsque le système est à plat, ou lorsque les pattes entrent en collision.

4.1.3 Génération d'efforts

Travail des efforts de pression

En reprenant directement les résultats de l'équation (3.6) et considérant le fait que le travail élémentaire mécanique peut être exprimé pour un déplacement en translation suivant l'expression :

$$\delta W = F_{\text{ext}} \delta e, \quad (4.4)$$

avec F_{ext} la force appliquée par l'actionneur sur l'extérieur, on peut écrire l'expression de cet effort en fonction de la pression :

$$F_{\text{ext}} = P \frac{dV_{\text{int}}}{de}. \quad (4.5)$$

Par analogie à un vérin pneumatique sans frottements, $\frac{dV_{\text{int}}}{de}$ peut être considérée comme équivalente à la surface d'un piston, mais dont la valeur peut varier en fonction de la configuration du système.

Expression du volume interne

Pour simplifier le calcul du volume interne de l'actionneur, on vient à nouveau subdiviser la poche en volumes élémentaires comme illustré sur la figure 4.2. L'expression du volume complet devient :

$$V_{\text{int}} = 8(V_A + V_B + V_C) \quad (4.6)$$

où V_A désigne le volume du prisme $AM_1I_1M_2I_2O_0M_4E$, V_B désigne le volume du prisme $HM_2I_2I_3SM_3$ et V_C désigne le volume de la pyramide AHI_3ES .

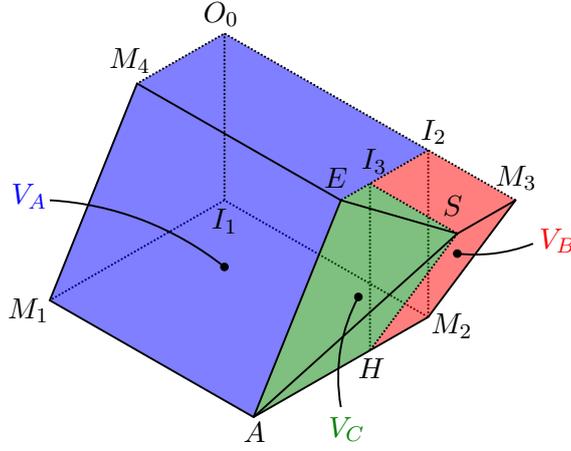


FIGURE 4.2 – Décomposition des volumes sur un huitième d'actionneur pour le calcul du volume interne de la poche. Les points M_i représentent les milieux des segments $[AB]$, $[AD]$, $[SP]$ et $[EF]$. Les points I_i représentent les projections orthogonales de O_0 sur S_0 , et M_2 et H sur le plan $(O_0, \mathbf{x}_0, \mathbf{z}_0)$.

On calcule ainsi :

$$V_A = \frac{we}{8}(d + a \sin \theta); \quad (4.7)$$

$$V_B = \frac{egh}{4} \sin \varphi; \quad (4.8)$$

$$V_C = \frac{eh}{12} \sin \varphi(\Delta_{dg} + a \sin \theta). \quad (4.9)$$

On notera que lorsque φ est négatif, V_B et V_C sont eux aussi négatifs. En effet, dans ce cas les chapeaux sont concaves, le volume interne de la poche est donc plus petit que le volume V_A du tube prismatique hexagonal. On déduit ainsi la valeur du volume total de l'actionneur :

$$\begin{aligned} V_{\text{int}} &= e \left(\left(w + \frac{2h}{3} \sin \varphi \right) (d + a \sin \theta) + \frac{gh}{3} \sin \varphi \right) \\ &= e \left(\left(w + \frac{\text{sign}(\varphi)}{3} \sqrt{4h^2 - e^2} \right) \left(d + \frac{\text{sign}(\theta)}{2} \sqrt{4a^2 - e^2} \right) + \frac{g \text{sign}(\varphi)}{6} \sqrt{4h^2 - e^2} \right) \end{aligned} \quad (4.10)$$

où $\text{sign}(\varphi)$ et $\text{sign}(\theta)$ désignent respectivement les signes de φ et de θ . Dans le cas de l'actionneur linéaire, l'expression de la dérivée du volume interne en fonction du déploiement est plus simple et son expression est :

$$\frac{dV_{\text{int}}}{de} = w \left(d + \frac{2a^2 - e^2}{2a \sin \theta} \right) + (2d + 2a \sin \theta + g) \frac{2h^2 - e^2}{6h \sin \varphi} - \frac{e^2 h \sin \varphi}{6a \sin \theta} \quad (4.11)$$

4.1.4 Applications numériques et éléments de dimensionnement

Paramètres

Comme pour l'application numérique proposée dans le chapitre précédent, nous avons proposé un ensemble de paramètres géométriques obtenus itérativement. Les paramètres indiqués dans le tableau 4.3 correspondent aux valeurs que nous avons utilisées par la suite durant les phases d'implémentation du prototype. Les applications numériques qui suivent se basent sur ces valeurs.

Paramètre de construction	Valeur [mm]
a	16
d	32
h	20
w	40
g	5

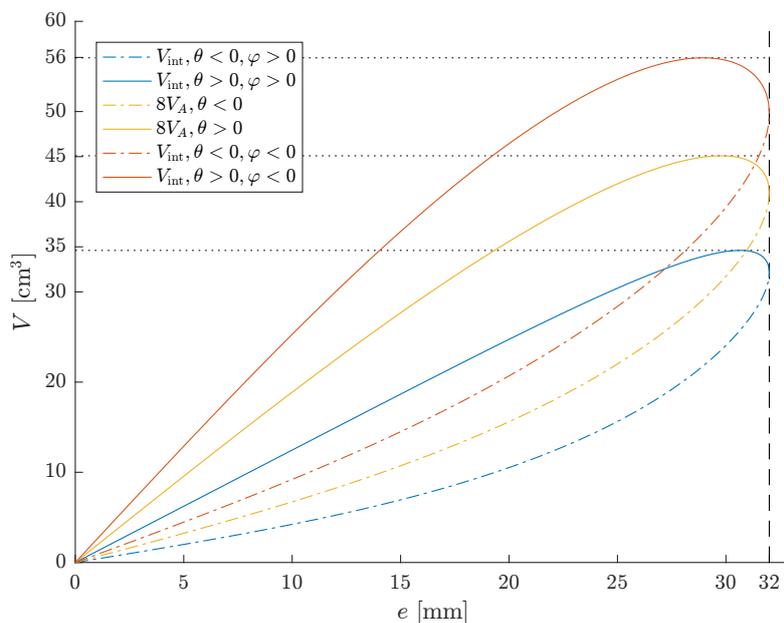
TABLE 4.3 – Paramètres choisis pour l'application numérique et pour la construction des prototypes.

Volume interne

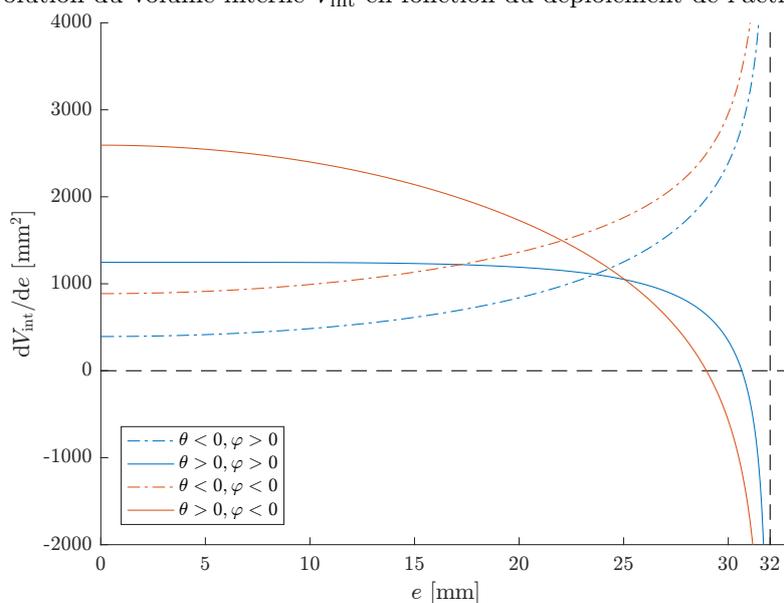
La figure 4.3 présente l'évolution du volume interne du système en fonction de son déploiement e , et aussi l'évolution de $\frac{dV_{\text{int}}}{de}$ dans les différentes conditions de convexité. On observe à nouveau que la convexité des parois de la partie centrale de l'actionneur influe grandement sur son comportement. Lorsque les pattes sont concaves ($\theta < 0$), le volume de l'actionneur croît de manière monotone, tandis que lorsque ces pattes sont convexes, on observe que le volume atteint un maximum, puis diminue jusqu'à la valeur de déploiement maximum. On observe ainsi un changement de signe de $\frac{dV_{\text{int}}}{de}$ qui se traduit une fois encore par une limitation du déploiement maximum dans la configuration convexe. Les chapeaux ont aussi un impact sur le volume mais ne changent pas le comportement général de l'actionneur, comme on a pu le voir précédemment dans le cas de l'architecture 2-RRR.

Arête $[ES]$

Comme les arêtes $[ES]$ et $[FQ]$ sont symétriques, on pose $f = f_1 = f_2$. L'étude de f nous donne ainsi des indications sur la déformation des arêtes de longueur variable.



(a) Évolution du volume interne V_{int} en fonction du déploiement de l'actionneur.



(b) Évolution de la dérivée du volume interne dV_{int}/de en fonction du déploiement de l'actionneur.

FIGURE 4.3 – Évolution du volume interne et de sa dérivée en fonction de l'angle de déploiement dans les différentes configurations de convexité. Les configurations sont notées comme des couples de configuration $[x,y]$, avec x définissant la configuration pour les pattes latérales 1 et 2, et y définissant la configuration pour les chapeaux avant/arrière 3 et 4. « CC » désigne la configuration concave et « CV » la configuration convexe.

L'expression de f est donnée par $\|\vec{ES}\|$, et connaissant les coordonnées de E et S dans \mathcal{R}_0 , on obtient :

$$f = \sqrt{h^2 \sin^2 \varphi + \left(\frac{\Delta dg}{2} + a \sin \theta\right)^2}. \quad (4.12)$$

Afin d'approfondir notre analyse et de définir un critère objectif permettant de limiter les déformations de l'arête pour une configuration donnée, nous introduisons le critère I_f défini par

$$I_f = \int_0^{e_{\max}} (f - f_{\min}) de \quad (4.13)$$

où f_{\min} désigne la valeur minimale de f sur l'ensemble du déploiement de l'actionneur. On constate que pour une dimension d'actionneur donnée (définie par le triplet (a, d, w) et donnant l'échelle générale de l'actionneur) et dans une configuration, les paramètres influençant f (et par extension I_f) sont h , g et le signe de θ .

La figure 4.4 représente l'évolution de f lorsque les pattes 1 et 2 sont convexes ou concaves, et la figure 4.5 représente l'évolution de f sous différentes valeurs du paramètre h , et ce en fonction du déploiement de l'actionneur. Les figures 4.6 et 4.7 représentent l'évolution de I_f en fonction de h et de g . On constate ainsi que lorsque les pattes sont concaves, f varie beaucoup moins que dans le cas où les pattes sont convexes. De plus I_f est d'autant plus petit que h est grand, comme confirmé dans la figure 4.6. On observe enfin que les valeurs les plus faibles de I_f sont atteintes lorsque g est nul. Il n'est par contre pas évident de suivre ce critère pour optimiser la structure de l'actionneur. En effet, minimiser f_{var} reviendrait à minimiser g et maximiser h . Dans le premier cas on se retrouve dans une situation où le sommet des chapeaux est un point unique, situation qu'on a cherché à éviter pour faciliter les étapes de conception. Dans le deuxième cas, maximiser h augmente l'encombrement de l'actionneur. Dans notre démarche, nous avons minimisé h sans pour autant impacter le déploiement maximum de l'actionneur, favorisant ainsi la compacité devant la déformation des arêtes.

Après avoir décrit et analysé l'architecture mécanique pour la construction d'un actionneur pneumatique permettant de produire des déplacements en translation, nous nous intéressons à la réalisation d'une preuve de concept d'un tel actionneur. Nous présentons ainsi la démarche de conception et les essais de caractérisation que nous avons réalisés et qui nous ont permis de dégager des pistes d'améliorations de leur implémentation.

4.2 Vers un actionneur hybride rigide/mou

Nous avons vu dans la section 4.1 que pour réaliser une poche close dont le volume interne peut varier, créer un polyèdre rigide articulé ne suffit pas, et que l'introduction de déformations dans la structure est une nécessité. Nous avons par conséquent choisi de rendre des arêtes flexibles ($[ES]$ et ses symétriques), servant ainsi d'articulations, tout en ayant une longueur variable. Ces propriétés permettent aux faces adjacentes de

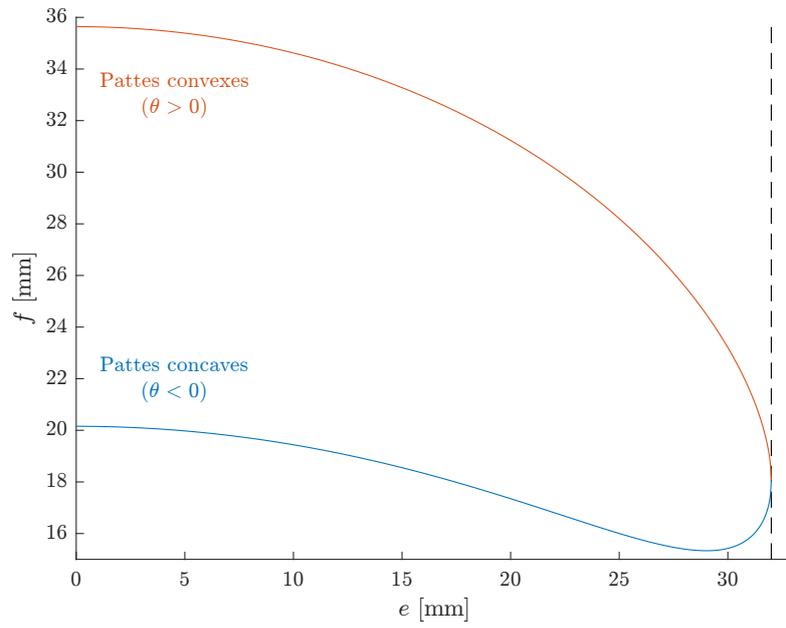


FIGURE 4.4 – Évolution de f en fonction de e selon la convexité des pattes 1 et 2 (pour $h = 16$ mm).

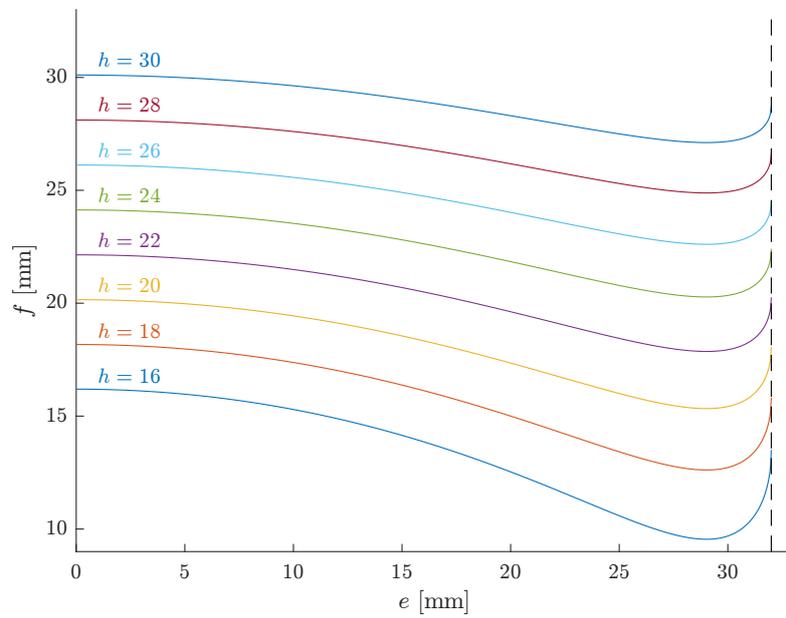


FIGURE 4.5 – Évolution de f en fonction de e pour différentes valeurs de h (dans le cas des pattes concaves, $\theta < 0$).

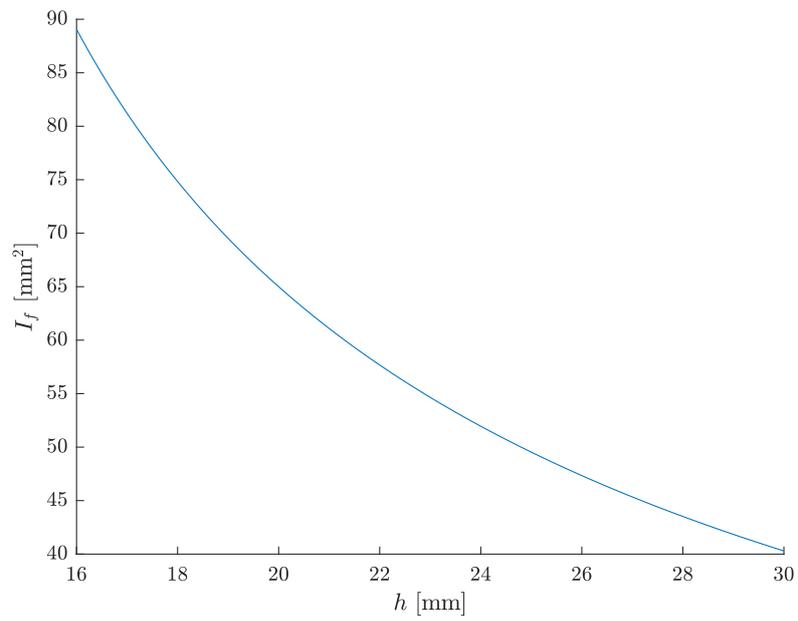


FIGURE 4.6 – Évolution de I_f en fonction de h .

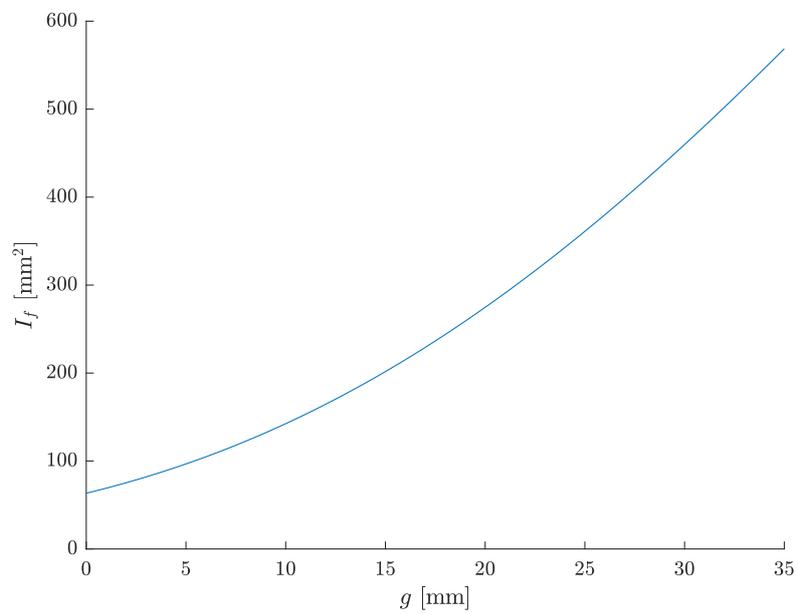


FIGURE 4.7 – Évolution de I_f en fonction de g .

pivoter entre elles, mais aussi de changer de géométrie, autorisant ainsi le mouvement de l'ensemble de la structure.

En pratique, ces contraintes, auxquelles s'ajoute la contrainte d'étanchéité à l'air de la poche, rendent complexe la réalisation de ces liaisons à l'aide des technologies utilisées usuellement dans les mécanismes rigides. C'est pourquoi nous nous sommes tournés vers l'utilisation de matériaux mous dans la réalisation de notre actionneur. En effet, les techniques issues de la robotique molle permettent de réaliser des systèmes possédant une grande capacité de déformation. Cette propriété est avantageuse dans la réalisation de systèmes fluidiques étanches et présentant une compliance intrinsèque importante, propriété que nous recherchons dans le cadre de nos travaux. En revanche, les robots mous peuvent difficilement générer des efforts importants et ils sont en général peu précis, ce qui restreint leur utilisation pour une tâche comme la notre, où nous cherchons à guider le mouvement.

Dans le cadre de notre étude, nous avons choisi l'utilisation d'une approche hybride, combinant à la fois des éléments rigides et des éléments mous. Dans cette approche, les faces « indéformables » du polyèdre formant la poche sont constituées d'un matériau rigide et on vient intercaler des zones de matière flexible pour former des charnières compliantes ou pour créer les surfaces déformables au niveau des chapeaux. Cette solution permet de garantir une étanchéité de l'actionneur en raison de l'absence de pièces mobiles indépendantes et grâce à la continuité des matériaux formant la poche, tout en autorisant une déformation de la structure compatible avec sa cinématique et favorisant une grande compliance dans la direction de déploiement de l'actionneur.

Afin de faciliter la réalisation de systèmes hybrides constitués de matériaux de construction aux propriétés contrastées, nous nous sommes tournés vers l'utilisation de méthodes de fabrication additive multi-matériaux. Par opposition aux méthodes soustractives où un outil vient retirer de la matière dans un brut, les méthodes additives fonctionnent par l'ajout de matière de manière sélective afin de générer la géométrie recherchée. D'autres méthodes telles que la méthode dite de fabrication par dépose de forme (ou SDM [Merz 1994]) exploitent une alternance d'opérations soustractives et additives afin de réaliser des formes complexes et combinent des matériaux de natures différentes, permettant même d'envisager l'intégration de composants électroniques au sein de la structure [Dollar 2006].

Une des méthodes usuellement utilisées pour la réalisation de systèmes multi-matériaux mous est l'utilisation de procédés d'inclusion ou de surmoulage. Ces méthodes sont toutes deux basées sur l'utilisation de moules pour réaliser la forme finale. Dans la première approche, on vient « inclure » des éléments en les déposant dans un moule puis en les noyant dans le matériau d'inclusion [Martinez 2012]. L'avantage principal de cette méthode est qu'elle permet très simplement de combiner des éléments de natures très diverses (polymères, tissus, composants électroniques, poudres métalliques...) et ainsi de pouvoir créer un éventail très large de fonctions. Dans la seconde approche, on vient exécuter séquentiellement des étapes de moulage afin de former progressivement les différents éléments de la structure [Ma 2015]. Bien que cette méthode soit plus restrictive

et plus complexe à mettre en œuvre que l'inclusion, les éléments obtenus présentent en général de meilleures performances mécaniques. Ces méthodes nécessitent par contre la réalisation d'outillages dédiés, et sont donc souvent plus adaptées à la production de pièces en série qu'à la réalisation de prototypes uniques.

Les progrès récents dans le domaine des matériaux et de l'impression 3D [Gibson 2015] ont permis la simplification des méthodes de fabrication additive, en s'affranchissant de l'utilisation de moules tout en autorisant la fabrication de formes impossibles à réaliser auparavant. Ce progrès ne s'est pas arrêté uniquement à la géométrie ; certains systèmes commerciaux (Stratasys Polyjet [Stratasys-PJ], HP Multi Jet Fusion [HP-MJF], Arburg Plastic Freeforming [Arburg-APF]) permettant aujourd'hui la réalisation de composants monolithiques multi-matériaux.

En poussant le concept encore plus loin, il est possible d'intégrer des fonction avancées et de permettre la réalisation de composants mécaniques « intelligents ». L'« impression 4D » [Tibbits 2014, Gladman 2016, Akbari 2018] permet en effet de créer des éléments mécaniques réagissant à divers stimuli tels que la température ou la luminosité pour changer leur configuration. Bien que les processus de fabrication de l'impression 4D sont sensiblement similaires à ceux de l'impression 3D, ils se différencient dans leur utilisation de matériaux ou de combinaisons de matériaux présentant un comportement rhéologique particulier ou bien réagissant de manière spécifique à un stimulus pour réaliser leurs fonctions avancées.

Dans le cadre de nos travaux, nous avons utilisé une machine de type Connex 350, utilisant le procédé Polyjet (illustré figure 4.8) développé par Stratasys [Stratasys-PJ] pour la réalisation de nos composants. Cette machine permet la dépose localisée de deux matériaux primitifs de natures différentes, l'un « rigide » (d'appellation commerciale VerroWhite) et l'autre élastomère « mou » (d'appellation commerciale TangoBlack Plus), ou même de produire des matériaux de propriétés mécaniques intermédiaires par combinaison de ces deux primitives. Pour la suite, nous nommerons ces matériaux par leur propriété mécanique, rigide ou molle, en raison du fort contraste entre leurs modules d'Young respectifs (plus de trois ordres de grandeur de différence [Bruyas 2014]).

4.3 Conception, fabrication et caractérisation de l'actionneur linéaire

Afin de garantir les performances que nous recherchons, il faut remplir les critères suivant :

- les faces indéformables doivent être rigides, favorisant la transmission d'efforts importants ;
- les charnières situées sur les arêtes de ces faces doivent favoriser la compliance de l'actionneur ;
- la poche interne doit être étanche à l'air ;
- l'actionneur doit pouvoir résister aux sollicitations, en l'occurrence à la pression interne et aux actions externes.

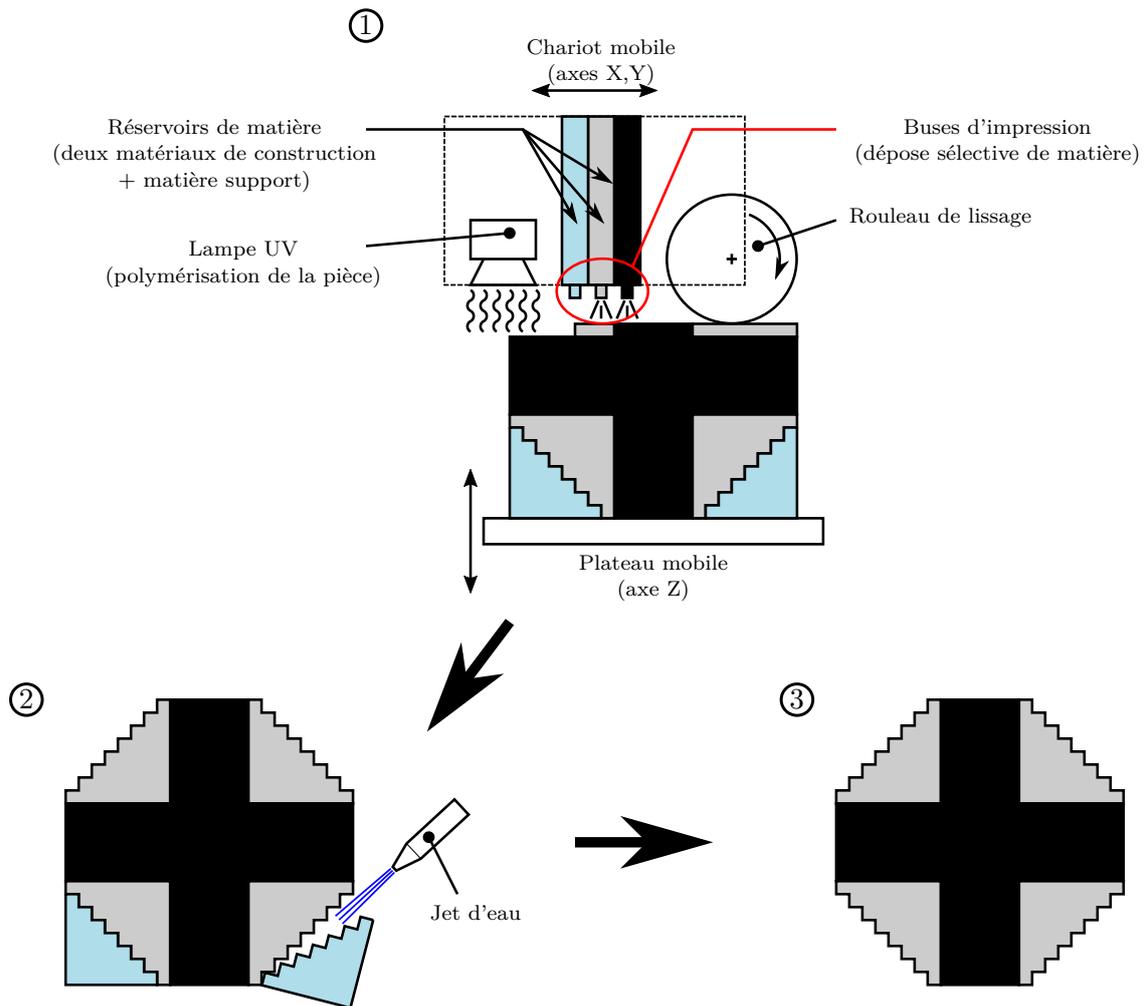


FIGURE 4.8 – Principe de fonctionnement du procédé de fabrication multi-matériaux Stratasys Polyjet. **Étape 1** : la pièce est imprimée par dépose de gouttelettes de matière. Le chariot balayant les axes X et Y est équipé de réservoirs reliés à des buses d'impression permettant la projection sélective d'une des deux matières d'impression (en gris et noir) ou de matière support (en bleu clair). Un rouleau de lissage tournant attaché au chariot vient ensuite racler l'excédent de matière afin de garantir une bonne interface entre les matières et une épaisseur de couche constante. Enfin, une lampe UV, elle aussi montée sur le chariot, vient polymériser la matière déposée initialement à l'état liquide. Une fois la couche terminée, le plateau mobile descend (suivant l'axe Z) et le processus recommence pour fabriquer la couche suivante. **Étape 2** : la pièce est retirée du plateau et la matière support est retirée mécaniquement à l'aide d'un jet d'eau. **Étape 3** : on obtient la pièce finale combinant les deux matières de construction solidifiées.

L’utilisation de méthodes d’impression 3D multi-matériaux facilite la conception de tels systèmes. Nous avons choisi cette approche pour la réalisation de l’actionneur linéaire car elle permet la fabrication des éléments rigides et mous de notre système en un nombre réduit d’opérations [Li 2015, Liu 2018].

4.3.1 Conception et réalisation du prototype

La première étape de notre démarche de conception s’appuie sur la géométrie présentée dans la section 4.1 pour laquelle on définit dans un premier temps les paramètres de construction. Cette étape prend en compte les éléments dimensionnant identifiés, auxquels s’ajoutent des contraintes supplémentaires liées aux matériaux et procédés de construction employés. En effet, si en théorie la géométrie proposée permet un aplatissement complet de la structure, en pratique, l’épaississement des faces limite leur mobilité. De plus, même s’il est souhaitable que l’épaisseur des charnières soit la plus faible possible pour favoriser la compliance de la structure et limiter les contraintes liées à la flexion, les limites en termes de précision du procédé de fabrication et de résistance du matériau élastomère imposent des épaisseurs minimum de l’ordre du millimètre. Enfin, contrairement à des charnières classiques, l’utilisation de charnières et de surfaces flexibles introduit un comportement de retour élastique vers la configuration dans laquelle l’actionneur a été fabriqué. Nous définissons ainsi un nouveau paramètre e_{con} , représentant la valeur de e au moment de la fabrication, et dont la valeur peut influencer sur les performances finales de l’actionneur.

Paramètres	Version A	Version B
a [mm]	16	
d [mm]	35	
h [mm]	20	
w [mm]	40	
g [mm]	5	
θ	< 0	
φ	> 0	
e_{con} [mm]	22	25

TABLE 4.4 – Valeurs des paramètres de construction de l’actionneur dans ses deux versions.

Nous proposons de construire l’actionneur à l’aide des valeurs de paramètres de construction décrites dans le tableau 4.4. Les dimensions du motif de base ont été choisies afin de pouvoir permettre un repliement maximum de la structure ($d > 2a$) malgré l’épaississement des faces. L’échelle générale de l’actionneur a été déterminée de manière à pouvoir produire des efforts de l’ordre de 10 N à des pressions d’actionnement inférieures au bar, en privilégiant la compacité du système tout en prenant en compte les contraintes liées aux matériaux et au procédé utilisé. De plus, afin d’observer l’impact du paramètre e_{con} sur les performances de l’actionneur, nous proposons la réalisation

de deux versions du prototype, notées A et B. Pour effectuer la conception détaillée de la poche, nous travaillons sur un huitième de l'actionneur, profitant ainsi des trois plans de symétries pour simplifier la conception. Nous réservons ensuite, à proximité des arêtes, un espace pour y placer des charnières compliantes. Les faces rigides sont ensuite épaissies à 3 mm pour obtenir des plaques rigides. Nous aménageons ensuite les charnières. Dans [Bruyas 2015b], les auteurs proposent une technologie de liaison pivot compliante précise, basée sur les mêmes matériaux de construction que notre prototype. Malheureusement, ces liaisons sont difficilement miniaturisables et non étanches. De ce fait nous avons choisi d'adopter une approche plus directe dans la réalisation de liaisons pivot compliantes en incorporant entre les plaques rigides des bandes de matériau élastomère d'une épaisseur de 1,5 mm. Comme la transition brusque entre matière rigide et molle introduit des concentrations de contraintes au niveau des interfaces, des zones de transition combinant un affinement des plaques rigides recouverts de matière molle sont aménagées à proximité des charnières. Les plaques flexibles sont obtenues par épaississement des faces concernées à une épaisseur de 2 mm avec un rétrécissement à 1,5 mm au niveau de l'arête déformable. Ces dimensions ont été définies de manière à autoriser la déformation souhaitée, tout en limitant le gonflement des parties souples dont l'action limite l'extension maximum de la structure. Une fois cette étape terminée, on procède à la finition de la structure mobile par la définition des transitions entre les arêtes au niveau des sommets du polyèdre. Il est difficile de rendre cette étape systématique en raison de la forte complexité de certaines géométries.

Une fois la partie mobile de l'actionneur terminée, nous intégrons les faces de base et de sortie. Ces deux plaques rigides et relativement simples doivent remplir quatre fonctions additionnelles :

- permettre l'admission d'air comprimé. Cette fonction est réalisée par l'aménagement d'une conduite dans la plaque de base dans laquelle un tuyau flexible de diamètre extérieur 4 mm peut être collé ;
- limiter le déploiement des faces pour éviter à la structure de changer de convexité au niveau des pattes concaves. Cette fonction est réalisée par l'addition de butées angulaires sur la plaque de base et la plaque de sortie, imposant la contrainte $\theta \leq 0$;
- permettre la fixation de l'actionneur. Cette fonction est réalisée par l'ajout de quatre pattes permettant à la fois le centrage de l'actionneur sur un socle dédié et le passage de vis M3 ;
- autoriser l'accès au volume interne durant les opérations de fabrication. Cette fonction, nécessaire pour le nettoyage de la matière support en sortie d'impression, est permise par la division de chacune des deux plaques (de base et de sortie) en deux parties : l'une liée à la structure déformable monolithique et l'autre devenant une pièce séparée.

L'actionneur est donc réalisé en trois pièces : la partie centrale déformable monolithique regroupant l'ensemble des fonctions cinématiques de l'actionneur, et les deux capots permettant de fermer le volume central, de fixer l'actionneur et de le connecter à conduite

d'air comprimé. Le modèle CAO du prototype obtenu est présenté à la figure 4.9.

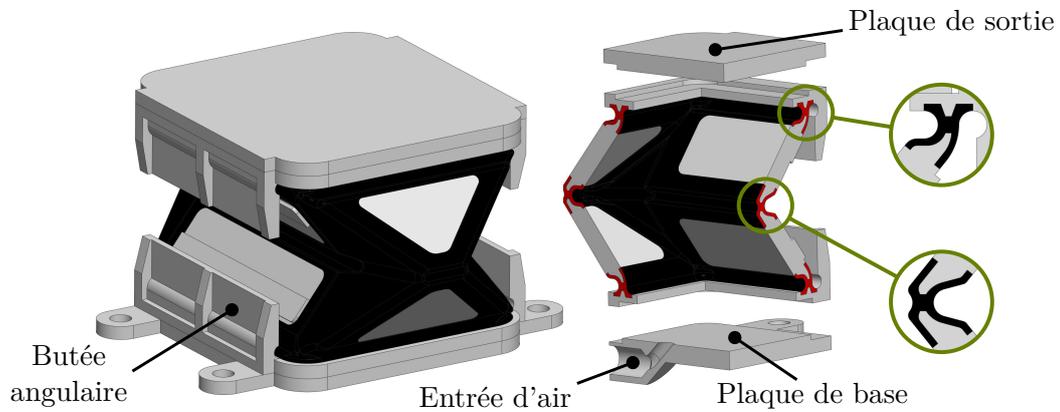


FIGURE 4.9 – Vue CAO du prototype (Version B) en vue générale et quart de coupe, avec des vues détaillées de la géométrie des charnières. Les régions flexibles (réalisées en TangoBlack) sont représentées en noir et les régions rigides (réalisées en VeroWhite) en gris. Dans les plans de coupe, les régions flexibles sont indiquées en rouge pour faciliter leur visualisation.

L'actionneur est ainsi fabriqué en deux opérations : l'impression des trois pièces constituant l'actionneur, puis le collage des deux capots et du tuyau d'admission d'air. Le prototype de l'actionneur obtenu est présenté à la figure 4.10.

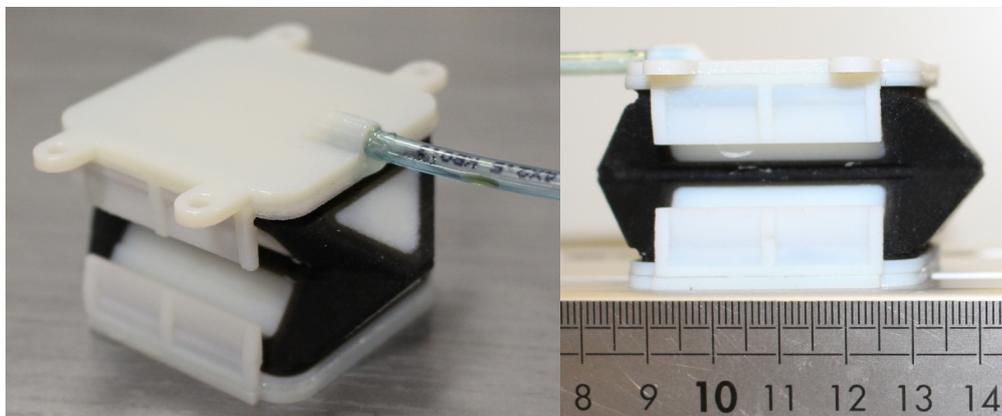


FIGURE 4.10 – Vue générale du prototype de l'actionneur (Version B), règle graduée en centimètres. Ici, la plaque de base (avec fixations et tube d'admission d'air) est orientée vers le haut.

4.3.2 Expériences de caractérisation

Afin de pouvoir caractériser les performances des prototypes réalisés, nous avons mis en place un banc d'essai pneumatique contrôlé par ordinateur. Nous souhaitons en effet connaître les performances de l'actionneur en termes de forces et déplacements maxi-

mums et de confronter ces résultats expérimentaux au modèle analytique développé dans la section 4.1.

Banc d'essai expérimental

Le schéma de principe de la distribution pneumatique de notre banc d'essai est illustré figure 4.11. La pression d'entrée est d'abord régulée par une vanne proportionnelle (série VPPM, Festo), puis une électrovanne 3/2 à commutation rapide (série MHE2, Festo) déclenche le gonflage ou le dégonflage de l'actionneur. Au cours des expériences, la pression de sortie est mesurée à l'aide d'un capteur de pression (série SPTW, Festo). Durant nos essais, nous avons procédé à des mesures de déplacements à l'aide d'un télémètre laser (série optoNCDT 2300, Micro-Epsilon), et des mesures de force à l'aide d'un capteur de force (K1563, 100 N, Scaime). Toutes les acquisitions des capteurs sont synchronisées à la commande de la distribution pneumatique à l'aide d'un logiciel dédié, fonctionnant sur un système d'exploitation Linux Xenomai temps réel, permettant d'enregistrer les données des capteurs à une cadence de 1 kHz.

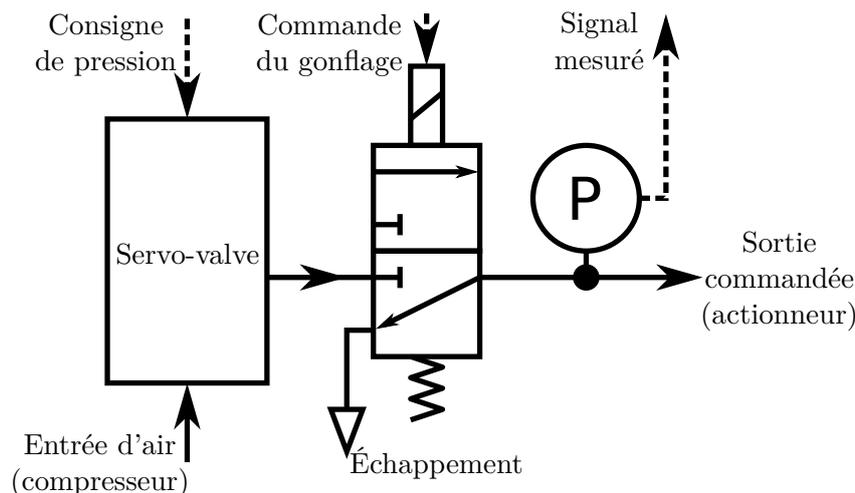


FIGURE 4.11 – Schéma fonctionnel du banc d'essai pneumatique.

Tests préliminaires

Avant de procéder aux tests de caractérisation, une étude préliminaire a été réalisée afin d'évaluer la pression maximale de fonctionnement des deux versions de l'actionneur proposé. Les deux versions ont rompu à des niveaux de pression similaires, ce qui nous a permis d'obtenir une valeur de pression de fonctionnement maximum estimée à 24,9 kPa. Nous avons ainsi imposé cette valeur comme limite de pression maximale pour tous les tests suivants. Le niveau de pression minimum utilisé lors des tests a été imposé par le matériel, la plus petite valeur de pression que nous pouvons imposer étant de 7,4 kPa en raison d'une zone morte dans le comportement de la servo-valve.

Tests de déplacement

La première série d'expériences menées sur l'actionneur est un essai de caractérisation de son déplacement. Lors de ces essais, l'actionneur n'est contraint ni en charge, ni en déplacement. On impose sur son entrée un échelon à différents niveaux de pression, et on mesure le déplacement de la plaque de sortie comme illustré dans la figure 4.12a. La figure 4.12b présente le profil de déplacement de l'actionneur (régime transitoire et permanent) aux pressions minimale et maximale pour les deux versions de l'actionneur. La valeur ε indiquée représente la déformation relative de l'actionneur par rapport à sa taille initiale. Son expression est : $\varepsilon = \frac{e - e_{\text{con}}}{e_{\text{con}}}$ (exprimée en pourcentage). La figure 4.12c indique la déformation relative maximale de l'actionneur relevée aux différents niveaux de pression testés.

Les déformations mesurées atteignent un maximum de 51,3% (respectivement 32,7%) pour la version A (resp. B) à une pression de 24,9 kPa, ce qui correspond à un déplacement maximal d'environ 11,3 mm (resp. 8,2 mm). Dans les deux cas, la valeur maximale atteinte par e est supérieure à sa valeur maximale théorique de 32 mm (voir équation (4.2)). Nous attribuons ce phénomène à une déformation des charnières flexibles dans la direction de déploiement de l'actionneur (selon l'axe (O_0, y_0)) qui n'est pas prise en compte dans le modèle géométrique.

Tests de force

Le deuxième type d'essai réalisé sur les variantes A et B de l'actionneur est une caractérisation de la force générée lorsque l'actionneur est bloqué dans sa configuration de construction ($e = e_{\text{con}}$). C'est dans cette configuration que l'actionneur est capable de développer la force la plus élevée pour une pression donnée, car le retour élastique imposé par les éléments déformables de la structure est nul. Pour réaliser cet essai, le prototype vient appuyer sur un capteur de force dans sa configuration de construction, comme indiqué dans la figure 4.13a. On soumet ensuite l'actionneur à des paliers de pression croissants et on vient mesurer la force appliquée sur le capteur. La figure 4.13b représente les efforts relevés aux niveaux de pression minimum et maximum en fonction du temps, et la figure 4.13c représente la relation entre la force maximum et la pression aux différents niveaux testés.

À la pression maximale, la version A génère 33,2 N (respectivement 40,0 N pour la version B). On observe que les relations force/pression des deux versions de l'actionneur peuvent être approchées par des droites. Les coefficients k_1 représentent les coefficients directeurs de ces droites et correspondent par identification à dV_{int}/de comme vu à l'équation (3.8). On relève pour la version A une valeur du coefficient directeur de 1410 mm² (respectivement 1790 mm² pour la version B), proche de la valeur de 1492 mm² (resp. 1761 mm²) obtenue par le modèle analytique. À titre de comparaison, la surface de la plaque de sortie est de 1400 mm². L'actionneur que nous proposons peut ainsi développer plus d'efforts qu'un piston classique de surface identique à une pression donnée. Cette différence est due à la contribution des pattes latérales à la génération de

l'effort.

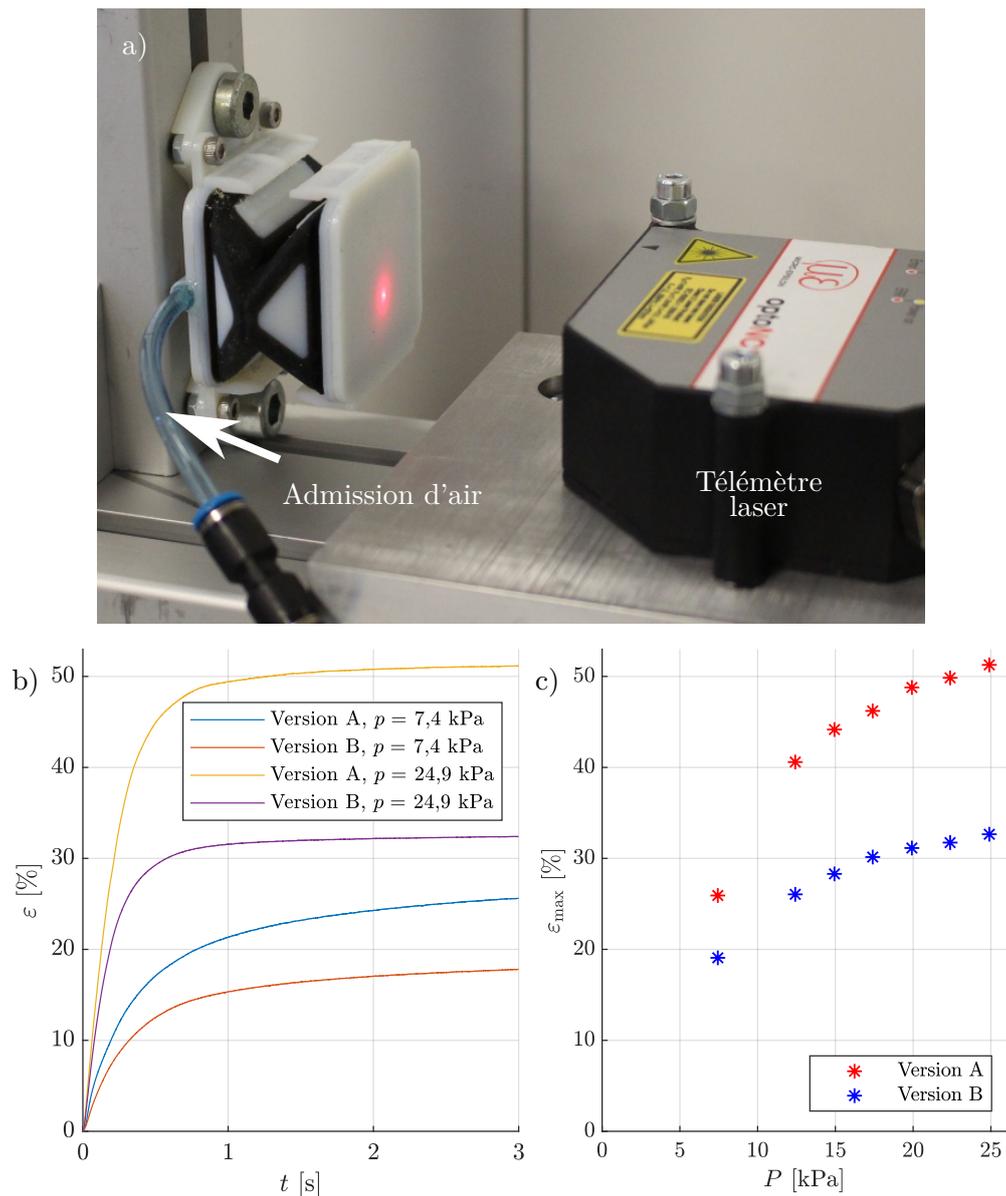


FIGURE 4.12 – a) Dispositif expérimental utilisé lors des essais de caractérisation en déplacement. b) Déplacement relatif sans charge des deux versions de l'actionneur aux pressions minimale et maximale en fonction du temps. c) Déplacement relatif maximal sans charge de l'actionneur relevé à différents niveaux de pression.

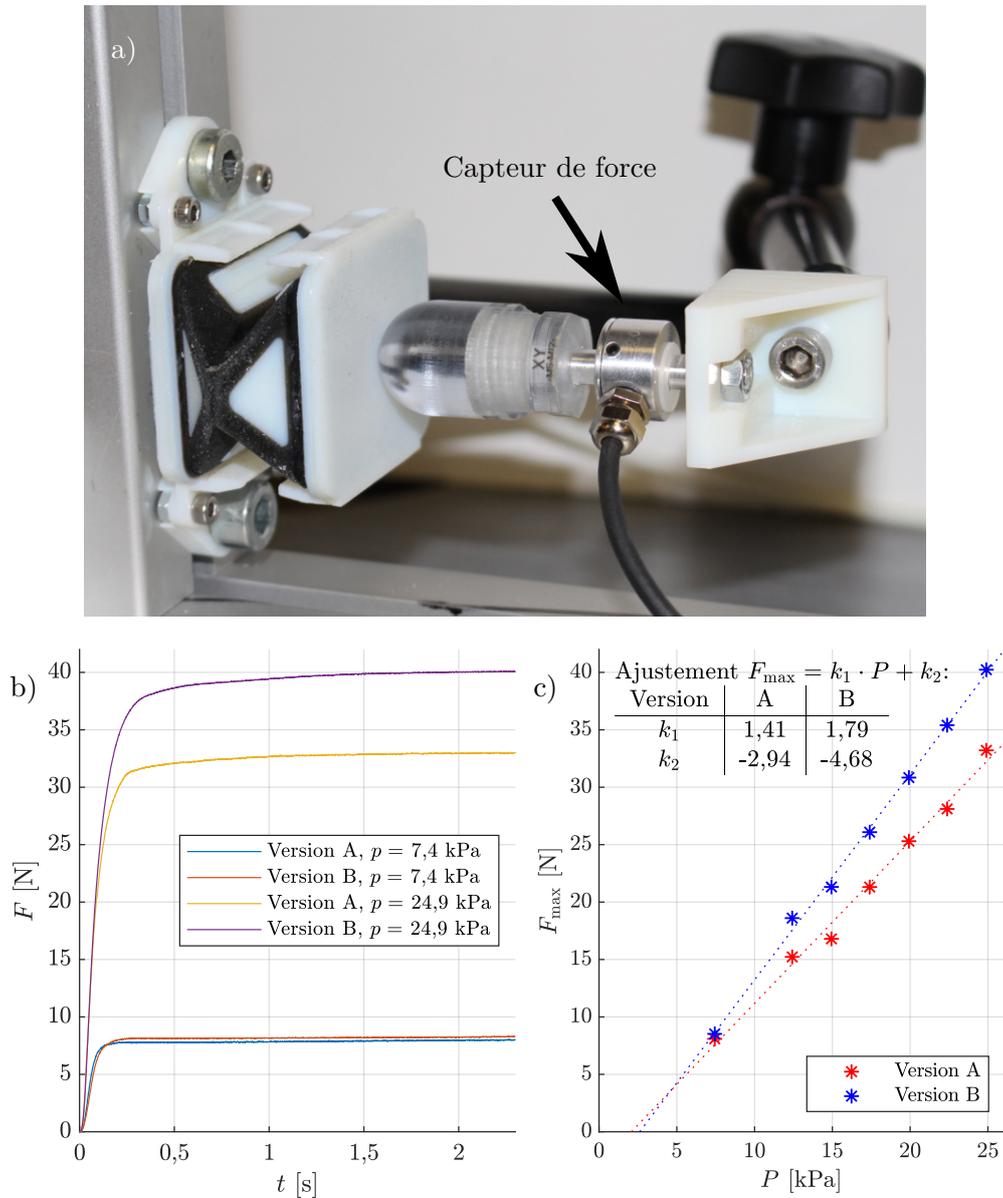


FIGURE 4.13 – a) Dispositif expérimental utilisé lors des essais de caractérisation en force. b) Forces appliquées par les deux versions de l'actionneur bloquées aux pressions minimale et maximale en fonction du temps. c) Force maximale générée par l'actionneur bloqué relevée à différents niveaux de pression.

Tests cycliques

Afin de pouvoir caractériser la répétabilité du comportement de l'actionneur et d'évaluer sa durée de vie, nous avons effectué des essais cycliques. L'objectif de ces essais est de répéter le chargement en pression de l'actionneur dans les mêmes conditions que les essais de force et de déplacement. Pour cela, nous avons choisi un niveau de pression intermédiaire de 17,4 kPa afin de limiter les contraintes sur la structure tout en générant des déplacements et des forces importants. L'actionneur est ainsi soumis à un signal carré de pression d'une période de 8 secondes, et on relève son déplacement ou l'effort généré (en reprenant les dispositions présentées dans les sections précédentes).

Version	ε_{\max} [%]	F_{\max} [N]
A	47,2 [0,48]	24,4 [0,44]
B	29,7 [0,18]	27,1 [0,34]

TABLE 4.5 – Performances en chargement cyclique des deux versions de l'actionneur à une pression de 17,4 kPa et une période de 8 s. Les valeurs affichées sont les moyennes et écart-type des maximums de déplacement relatif et des maximums de forces relevés sur chaque cycle.

Le tableau 4.5 indique les résultats des tests de déplacement ou de force sur les deux versions de l'actionneur. Nous avons aussi compté le nombre de cycles de fonctionnement des deux versions. Des fuites sont apparues sur la version A après 26 cycles contre 30 cycles pour la version B lors de tests cycliques de déplacement. En revanche, aucun défaut notable n'a été relevé sur les prototypes à l'issue de 60 cycles durant les tests de force. Cette différence est probablement due aux déformations réduites durant les tests.

4.3.3 Discussion

Nous avons implémenté et fabriqué l'actionneur linéaire comme preuve de concept de la technologie que nous souhaitons employer dans le développement de l'actionneur RCM, sans avoir le temps dans la durée de la thèse de réaliser l'actionneur RCM complet. Durant ces travaux, nous avons adopté une approche directe en nous reposant sur l'utilisation de géométries classiques issues du domaine des systèmes compliant [Howell 2013, Francis 2013] construites en matériaux flexibles. Nous avons ainsi réalisé un système hybride, combinant des plaques rigides et des charnières flexibles, implémentant à la fois la cinématique recherchée et les contraintes nécessaires à la réalisation d'un actionneur fluide. Durant cette étape, nous avons observé que la conception des sommets de la structure est problématique. En effet, ces points sont les lieux de la convergence d'arêtes rentrantes (pli vers l'intérieur de la poche) et sortantes (pli vers l'extérieur de la poche). Comme la réalisation de transition entre ces deux types d'arêtes est complexe, nous avons dû traiter spécifiquement ces géométries durant la phase de conception. Il en résulte que chaque configuration d'actionneur nécessite un nombre important d'opérations manuelles pour ajuster ces géométries, ce qui est peu souhaitable. De plus, comme les sommets forment la transition entre des arêtes déformables, ils sont

le lieu de concentrations de contraintes. Comme l'ajustement est manuel, il est difficile de dimensionner correctement ces zones, qui par conséquent peuvent devenir des points faibles de la structure.

Sur cette base, nous avons ensuite procédé à des tests de caractérisation, en efforts et en déplacements, et observé un comportement proche de nos attentes. Ces tests nous ont aussi permis d'observer les limites de notre approche. En effet, lors du gonflage de l'actionneur, nous avons constaté que les charnières compliantes présentaient à la fois une déformation en flexion (comportement recherché), mais aussi en traction (comportement non-souhaité). Il en résulte que le comportement cinématique souhaité n'est pas complètement respecté, expliquant un déploiement maximum supérieur à sa limite théorique. Cette combinaison de déformations impacte notre actionneur de deux manières :

- elle limite la précision de la localisation des axes des liaisons cinématiques. Il en résulte l'apparition possible de mouvements parasites, ce qui pourrait fortement impacter le fonctionnement de l'actionneur RCM ;
- elle engendre des niveaux de contraintes élevés. Ce phénomène, combiné à la faible résistance en traction de l'élastomère [Bruyas 2014] et à la forte irrégularité de la surface du matériau fabriqué (créant des amorces de rupture) est à l'origine de la faible durée de vie de l'actionneur.

Nous avons néanmoins constaté que malgré ces points faibles observés, l'actionneur permet de générer des efforts et des déplacements dans des conditions proches de nos attentes initiales. Nous sommes ainsi capables de générer des efforts importants (jusqu'à 40 N) à des pressions relativement faibles (25 kPa), tout en offrant une capacité de déploiement importante (de l'ordre de 50% de la taille initiale de l'actionneur).

4.4 Vers une nouvelle liaison pivot en élastomères

Les expériences de caractérisation vues dans la partie précédente nous ont permis de valider nos modèles préliminaires, mais aussi d'observer des limitations dans notre démarche de conception initiale. En effet, avant de nous atteler à la conception de l'actionneur RCM, une première étape intermédiaire nous avait paru nécessaire pour établir les limites de notre approche et mettre en évidence certains points critiques qu'il convient d'améliorer.

Les performances de l'actionneur sont proches du modèle que nous avons proposé dans le cas où il fonctionne à proximité de sa configuration de fabrication. En revanche, lorsque l'on s'écarte de ces conditions, les déformations des matériaux qui n'ont pas été prises en compte dans notre modèle viennent fortement influencer les performances obtenues. Ce phénomène est remarquable sur les surfaces déformables de l'actionneur, mais aussi au niveau des charnières. Comme l'actionneur que nous souhaitons fabriquer doit pouvoir guider le mouvement de l'utilisateur, il faut pouvoir assurer une certaine précision, notamment au niveau des liaisons pivot. C'est pour cette raison que nous avons cherché des voies d'amélioration dans la construction des charnières de notre actionneur.

4.4.1 Amélioration de la géométrie des charnières

La première approche que nous proposons est l'amélioration de la géométrie des charnières. Pour cela, nous avons mis en place des simulations afin d'évaluer l'impact des déformations du matériau dans la position de l'axe de nos liaisons. En effet, s'il existe des modèles précis pour évaluer les déformations des liaisons flexibles [Henein 2000], ces modèles ont été établis pour des matériaux métalliques fonctionnant dans le domaine élastique. Dans le cas du matériau élastomère que nous utilisons, les limites du domaine linéaire sont rapidement atteintes, notamment lors de la compression du matériau [Bruyas 2015a].

Modèle simulé

Pour évaluer le comportement des liaisons en élastomère, nous avons mis en place une simulation numérique à l'aide du logiciel de calcul par éléments finis Creo 4 Simulate. Les conditions choisies pour modéliser le matériau rigide (VeroWhite) et le matériau élastomère (TangoBlack) ont été extraites de travaux antérieurs [Bruyas 2015a]. Nous proposons d'évaluer les deux géométries de liaison présentées à la figure 4.14.

Le modèle que nous avons simulé est constitué d'une partie rigide (indiquée en bleu) et d'une partie flexible (en rouge). Les épaisseurs ainsi que les rayons minimums choisis dans ces géométries correspondent à ceux utilisés lors de la réalisation des prototypes. Le point O sert à matérialiser la localisation de la liaison pivot idéale que nous souhaitons réaliser, placée à l'intersection des deux plans. La géométrie A (à gauche sur la figure 4.14) correspond à une plaque fléchissante simple positionnée sur le plan médian des deux plaques. La transition circulaire est assurée par un arrondi tangent aux plans médians et épaissi. On voit que dans ce cas, O se trouve à l'extérieur de la matière. La géométrie B quant à elle (à droite sur la figure 4.14) correspond au cas où on décale la flexure vers l'extérieur de la liaison. La transition circulaire est assurée par un arc de cercle passant par O . La longueur développée des zones flexibles a été fixée à 9 mm afin de pouvoir comparer les résultats obtenus.

L'angle initial α entre les deux plans est fixé à une valeur au choix dans l'ensemble $\{45^\circ; 90^\circ; 135^\circ; 180^\circ\}$ afin d'explorer les différentes configurations en présence dans notre système.

Conditions aux limites et simulation

Une fois les géométries définies, on impose comme première condition aux limites l'encastrement d'une des deux plaques, localisé au niveau de la ligne matérialisée en jaune sur la figure 4.14. L'autre condition aux limites est un champ de pression uniforme appliqué sur la surface intérieure de la géométrie, matérialisé en vert sur la figure 4.14. La valeur du champ de pression évolue entre 0 et 1 kPa, par paliers de 0,2 kPa afin d'étudier le comportement de la liaison sous diverses pressions. Nous avons choisi des niveaux de pression plus faibles que ceux utilisés lors des tests de caractérisation de l'actionneur pour éviter de produire des déplacements trop importants. En effet, une charnière seule

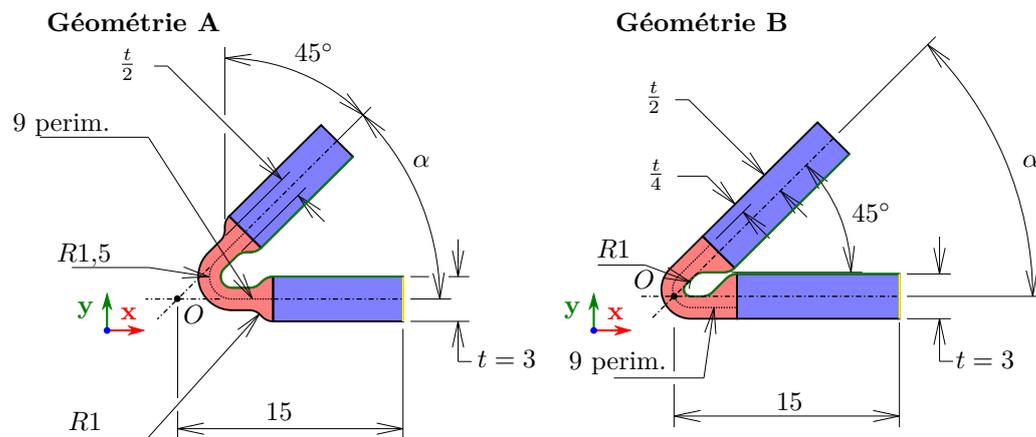


FIGURE 4.14 – Vue en coupe des géométries simulées ($\alpha = 45^\circ$). La partie flexible est indiquée en rouge et la partie rigide en bleu. La longueur développée de la partie flexible est de 9 mm dans les deux cas (indiquée par la ligne pointillée).

présente une compliance bien plus élevée que l'actionneur complet. La simulation effectuée est non linéaire, et prend en compte le caractère hyper-élastique de l'élastomère et les grandes déformations.

Résultats des simulations

Après simulation, on s'intéresse à deux types de résultats. Tout d'abord, le champ de déformation nous donne des informations sur le niveau de contrainte généré par la flexion de la liaison. La figure 4.15 représente les niveaux de déformations relevés sur les deux types de géométrie dans le cas $\alpha = 45^\circ$ et à une pression de 0,4 kPa. On constate un niveau de déformation bien plus élevé sur l'intérieur que sur l'extérieur de la partie fléchissante. Ce phénomène est dû au contraste entre le module de traction et le module de compression du matériau élastomère. On constate aussi que les niveaux de déformation maximums relevés sur la géométrie B sont environ deux fois supérieurs à ceux relevés sur la géométrie A. Cette différence est due au rayon de courbure interne plus faible au niveau de la partie flexible de cette géométrie.

L'autre information qui nous intéresse est le comportement de la plaque de sortie en fonction de la pression d'entrée. On souhaite ainsi savoir quelle trajectoire suit cette plaque le long de son déploiement. Pour cela, on introduit un point O' , attaché rigidement à la plaque mobile. On suppose ce point confondu avec O lorsque le système est en configuration initiale. On évalue ensuite comment ce point se déplace lors de la rotation de la plaque de sortie. Si la liaison formée était une liaison pivot parfaite, alors O' et O seraient confondus quel que soit l'angle de rotation de la plaque de sortie. Les figures 4.16 et 4.17 représentent les déplacements de la plaque de sortie et du point O' dans le repère $(O; \mathbf{x}, \mathbf{y})$ lorsque la pression croît pour chaque géométrie (pour $\alpha = 45^\circ$) pour chacune des géométries. La figure 4.18 représente quant à elle la relation entre pression et angle d'ouverture de la plaque, ainsi que la position du point O' dans le repère $(O; \mathbf{x}, \mathbf{y})$ pour

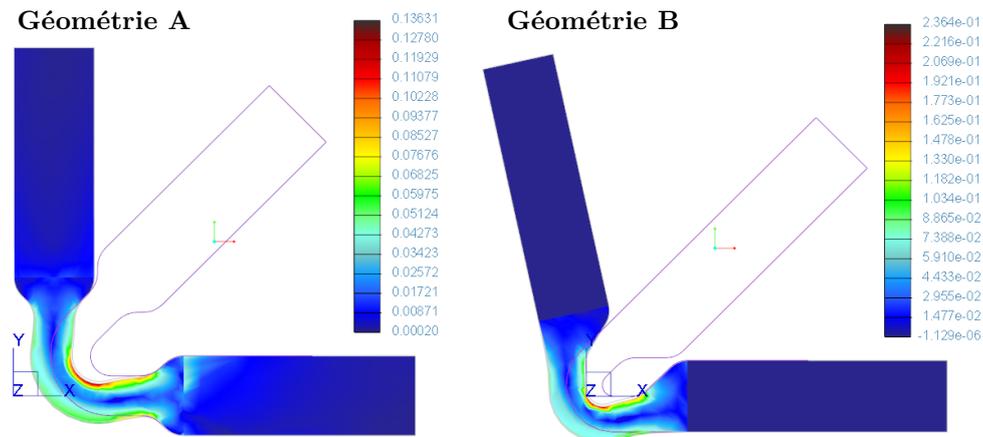


FIGURE 4.15 – Déformations relevées sur les géométries simulées ($\alpha = 45^\circ$, pression : 0,4 kPa).

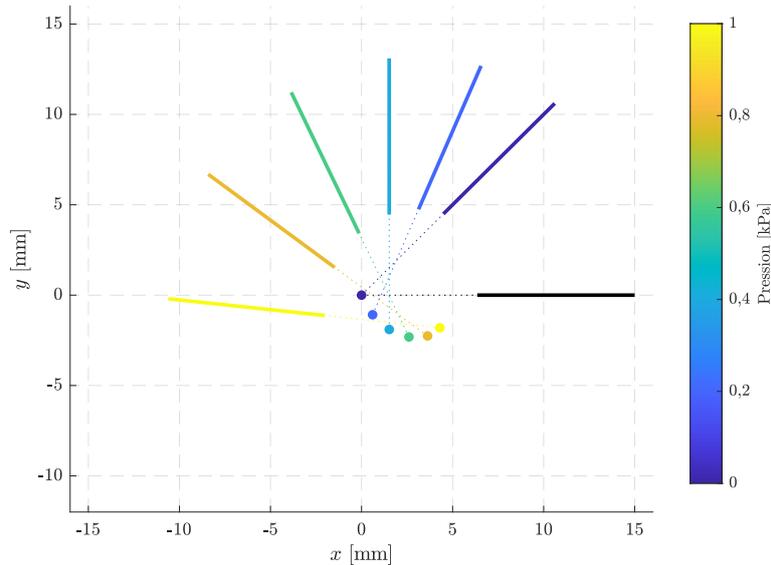


FIGURE 4.16 – Diagramme d'évolution du système pour la géométrie A aux différentes pressions de test. La plaque fixe est représentée en noir.

les deux géométries (agrandie par rapport aux figures 4.16 et 4.17).

Nous constatons que l'amplitude de mouvement de O' est plus restreint pour la géométrie B que pour la géométrie A. On constate aussi qu'à pression identique, l'angle d'ouverture de la géométrie B est plus élevé que celui de la géométrie A, ce qui laisse à penser que cette géométrie est plus souple.

Discussion

On observe ici encore que, si un changement de géométrie peut modifier le comportement des charnières, les solutions que nous avons envisagées apportent chacune leur lot

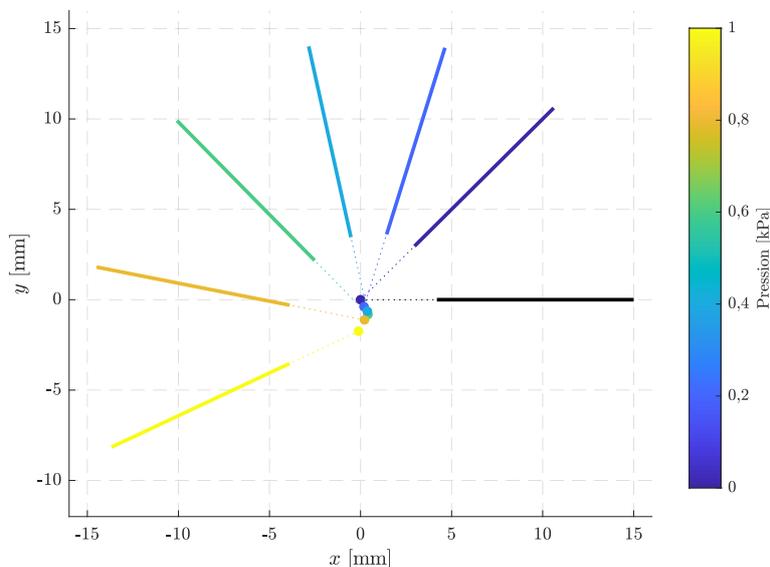


FIGURE 4.17 – Diagramme d'évolution du système pour la géométrie B aux différentes pressions de test. La plaque fixe est représentée en noir.

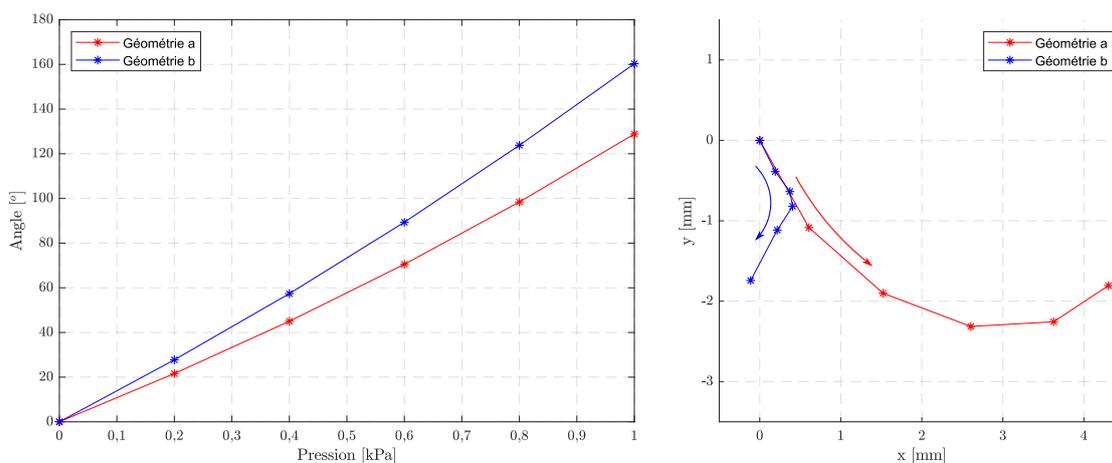


FIGURE 4.18 – À gauche : Angle d'ouverture [°] en fonction de la pression [kPa]. À droite : évolution de position du point O' au cours du déploiement. Les flèches représentent le sens de la pression croissante.

d'avantages et inconvénients. La géométrie B semble être la plus avantageuse en termes de compliance et de précision. En revanche, la géométrie A avec ses niveaux de déformation plus bas offre une alternative intéressante pour améliorer la durée de vie de notre actionneur. Une étude plus approfondie de ces géométries, et notamment de leur raideur dans les différentes directions de l'espace, permettrait d'avoir un éventail plus large de critères pour choisir la géométrie la plus adaptée à notre tâche. Nous constatons aussi que malgré les améliorations qu'un changement de géométrie peut apporter, les performances mécaniques des matériaux utilisés limitent fortement la précision des liaisons

obtenues. Une autre solution pourrait être de changer radicalement la technologie de fabrication des liaisons, ce qui ouvrirait l'accès à des matériaux plus performants.

4.4.2 Modification de la structure et des matériaux

L'utilisation de procédés d'impression 3D multi-matériaux permet de faciliter grandement la réalisation de pièces de géométries variées. En revanche, elle limite aussi en général les matériaux utilisables à ceux proposés par le constructeur. En observant le comportement des actionneurs que nous avons pu produire, il nous paraît clair qu'un des principaux facteurs limitant est la faible résistance du matériau élastomère utilisé. S'il est possible de trouver dans le commerce des silicones proposant une élongation maximum de l'ordre de 700 à 900%, l'élastomère que nous utilisons présente dans les conditions idéales une déformation maximum de l'ordre de 100 à 150%. Nous avons aussi pu observer une élongation en traction des liaisons qui, cumulée aux déformations en flexion, génère un accroissement des contraintes et réduit la précision des liaisons.

Pour cette raison, nous avons exploré l'idée de changer de procédé de fabrication, et de renforcer les liaisons à l'aide de renfort fibreux. Cette idée est issue des approches proposées en robotique molle. En effet, il a été proposé dans la littérature [Mosadegh 2014, Deimel 2015] de renforcer les éléments mous à l'aide d'éléments souples mais présentant une très faible déformation en traction. Parmi les matériaux classiquement utilisés, on retrouve notamment des feuilles de papier ou bien des fibres textiles.

Dans cette optique, nous avons exploré la possibilité de renforcer des liaisons flexibles élastomères à l'aide d'éléments fibreux. Pour cela, nous proposons d'utiliser un profil tel que celui présenté dans la figure 4.19. La liaison ainsi produite est constituée de deux éléments, une paire de supports rigides et un renfort en fibre (ici un tissé en fibres de kevlar d'une épaisseur d'environ 0,3 mm), sur lesquels est ensuite surmoulée une matrice souple en silicone.

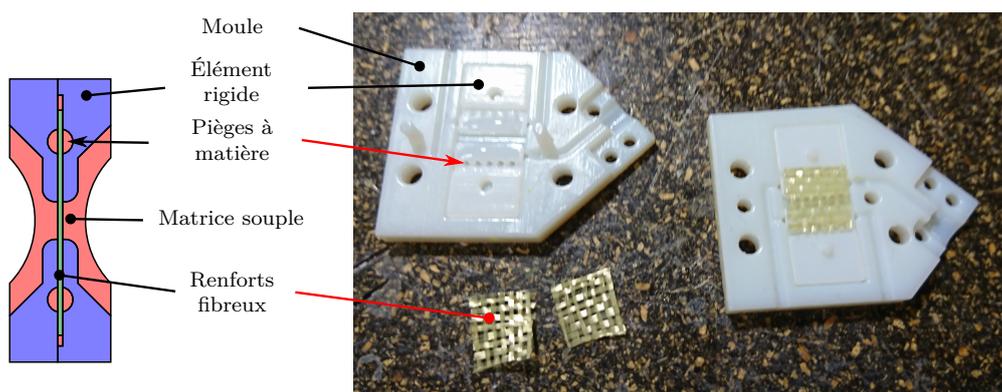


FIGURE 4.19 – Profil de la liaison à renfort fibreux et préparation des éléments avant surmoulage.

Un problème majeur de cette approche est la faible adhésion des silicones à une grande variété de matériaux. Pour pallier cette limitation, nous avons aménagé dans les supports



FIGURE 4.20 – Charnière obtenue en sortie de moule, avant retrait des canaux de moulage et de dégazage.

rigides un réseau de perçages permettant de piéger la matrice de silicone, l'empêchant ainsi mécaniquement de se désolidariser du reste de la structure.

On obtient ainsi des charnières telles qu'illustrées figure 4.20. Bien qu'aucun essai quantitatif n'ait été réalisé sur ces charnières, nous avons pu constater une forte rigidité en traction (dans la direction des fibres) et une forte compliance en rotation, avec une amplitude de mouvement de l'ordre de $\pm 90^\circ$ pendant un nombre relativement important de répétitions (> 100). En revanche, si cette liaison semble clairement plus performante par rapport aux liaisons obtenues par les méthodes d'impression 3D, la réalisation d'un prototype complet équipé de ces liaisons est relativement complexe. Il faudrait en effet pouvoir surmouler les différentes charnières ainsi que les surfaces flexibles, ce qui nécessitera probablement de revoir la conception pour l'adapter à ce procédé.

Conclusion

Synthèse des travaux réalisés et contributions

Ce travail de thèse nous a amené à explorer la compensation de l'effet levier lors de la manipulation d'un outil de laparoscopie suivant deux directions. Dans un premier temps, nous avons développé un modèle afin d'évaluer la nature des distorsions ressenties par un utilisateur manipulant un outil au travers d'un trocart. Sur cette base, nous avons proposé deux stratégies pour améliorer la perception de l'utilisateur à l'aide d'un système robotique collaboratif. Nous avons ensuite implémenté la stratégie qui nous semblait la plus viable dans l'optique de réaliser une expérience de validation.

En parallèle de ces travaux, nous avons cherché à développer un composant destiné à la réalisation de robots collaboratifs. Ces développements ont été motivés par le besoin d'un robot collaboratif léger et capable de guider le mouvement d'un outil de laparoscopie. L'approche choisie qui consiste à se baser sur une structure déployable, servant à la fois d'élément de guidage et d'actionnement, nous a mené à concevoir une structure hybride combinant à la fois des matériaux rigides et mous. Pour en évaluer la pertinence, nous nous sommes attelés à développer et réaliser un élément plus simple, capable de générer des efforts linéaires par gonflage afin de résoudre une partie des problématiques liées au développement de tels actionneurs.

Une partie des éléments discutés dans ce manuscrit ont été présentés dans deux conférences internationales (IROS 2018 et ICRA 2019), et nous ont amenés à publier deux articles dans des revues internationales (*Frontiers in Robotics and AI*, publié, et *Soft Robotics*, en cours d'évaluation).

Modèle d'analyse en raideur

Comparativement aux travaux antérieurs qui se basaient sur la modélisation d'un outil de laparoscopie comme un levier affecté de petits déplacements, nous avons adopté une approche basée sur l'analyse en raideur de systèmes robotiques dans un cadre bien plus général. Cette démarche nous a ainsi permis de développer un modèle prenant en compte un environnement élastique, mais aussi un robot collaboratif. Nous avons aussi pu observer comment différents modes de compensation apportés par le robot peuvent

Conclusion

changer la perception de l'utilisateur au travers du modèle ressort équivalent.

Stratégies de compensation

En se basant sur le modèle de raideur, nous avons proposé deux approches de compensation pour tenter de réduire la distorsion perçue à cause de l'effet levier. La première stratégie est basée sur un retour de force, permettant de restituer à l'utilisateur les forces effectivement appliquées à l'extrémité distale de l'outil. La deuxième stratégie est basée sur l'idée de restituer à l'utilisateur une image de la raideur de l'environnement perçue à l'extrémité distale de l'outil. Nous avons ainsi pu observer que la première méthode constitue un candidat plus viable pour améliorer la perception de l'utilisateur, car elle nécessite une instrumentation plus simple et permettrait selon nous de restituer des informations plus compréhensibles par l'utilisateur.

Sur la base de ce mode nous avons implémenté un dispositif expérimental afin d'en valider le fonctionnement à l'aide de participants volontaires. Les tests réalisés sur ce dispositif ont montré que la stratégie proposée impacte effectivement la perception et permet, dans certaines conditions, d'améliorer la capacité d'un utilisateur à percevoir des raideurs.

Une nouvelle architecture d'actionneur

Les observations durant nos essais de validation nous ont conduit à envisager le développement de composants dédiés pour la réalisation de robots collaboratifs d'assistance à la chirurgie laparoscopique. L'idée est de proposer un composant capable à la fois de guider et d'actionner un mouvement en rotation, de manière possiblement compacte et légère. Dans cette optique, nous avons exploré la possibilité de réaliser une poche gonflable constituée de faces rigides articulées et dont le déploiement s'effectue le long d'une trajectoire circulaire. Nous avons de plus proposé des éléments de dimensionnement permettant la conception de composants adaptés à une tâche donnée.

Conception d'actionneurs rigides/mous inspirés des origamis

Certaines limitations géométriques nous ont menés à introduire dans la structure de l'actionneur des éléments flexibles, nécessaires pour autoriser les mouvements du mécanisme. En se basant sur des approches développées notamment dans les structures origami et dans les mécanismes à liaisons flexibles, nous avons développé une approche pour la conception de poches déformables. Nous avons aussi abordé certaines problématiques liées à l'emploi de méthodes de fabrication additive multi-matériaux pour la réalisation des éléments flexibles. Ces problématiques nous ont ainsi menés à proposer des solutions pour améliorer la précision des liaisons flexibles malgré l'emploi de matériaux élastomères dans leur construction.

Conclusion

Perspectives

Modèle d'analyse en raideur

Afin d'établir les modèles que nous avons utilisés, nous nous basons sur des hypothèses fortes, notamment par rapport à la rigidité des outils ou de la position du trocart. Les observations menées durant les expériences de validation des modes de compensation nous laissent penser que l'introduction de flexibilité à ces endroits permettraient de rendre notre modèle plus robuste. Une telle approche a notamment été utilisée pour la commande de sondes endoscopiques dans des milieux avec de fortes interactions élastiques [Chalard 2018].

Un autre aspect qui a été écarté dans notre analyse est l'importance de la perception des moments dans le ressenti de l'utilisateur. En effet, nous avons retiré de notre analyse les moments pour rendre solubles les équations de la statique, alors qu'en pratique il est probable que ces moments ont un impact sur la perception.

Stratégies de compensation

Le protocole expérimental que nous avons mené nous a montré des résultats préliminaires encourageants. La taille réduite du groupe de participants dont nous disposons et avec lesquels nous avons pu tester notre dispositif limite la quantité de données que nous avons pu rassembler. De ce fait, nous ne pouvons prouver statistiquement le bon fonctionnement de la stratégie que nous proposons. Une augmentation du nombre total de participants permettrait de rassembler des données plus larges, et de confirmer les résultats préalables que nous avons obtenus.

D'autre part, l'implémentation que nous proposons consiste actuellement en une preuve de concept combinant un outil d'indentation instrumenté et un robot collaboratif. Il serait intéressant de développer un outil plus polyvalent, tel qu'une pince instrumentée, afin d'observer l'impact de la compensation dans des situations plus complexes telles que la manipulation d'aiguilles de sutures par exemple. L'évaluation de modifications éventuelles des performances de chirurgiens expérimentés, ou bien l'évaluation de l'intérêt de la compensation sur l'apprentissage pourraient être d'autres voies d'investigations pour des travaux ultérieurs. À termes, ces travaux pourraient mener à des tests pré-cliniques (*ex-vivo* ou sur animal) qui mettraient en scène notre stratégie dans un cas réaliste avec des chirurgiens expérimentés, qui nous permettrait ainsi de valider la viabilité de notre méthode.

Une nouvelle architecture d'actionneur

Au cours de nos travaux, nous avons proposé une architecture de mécanisme permettant de générer des mouvements compatibles avec une utilisation en chirurgie. La réalisation d'une preuve de concept de mécanisme RCM basé sur l'architecture 2-RRR que nous avons proposée nous paraît nécessaire pour valider les éléments discutés dans cette thèse. Il pourrait aussi être intéressant d'explorer la possibilité de réaliser des mécanismes aux

Conclusion

cinématiques plus complexes basées sur le même principe. Il serait en effet envisageable de concevoir des systèmes à faces rigides articulées dont le déploiement peut être commandé par l'admission d'air comprimé.

Alternativement, un point non abordé de l'architecture que nous proposons est qu'à l'instar d'un piston simple effet, il n'est possible de générer des efforts que dans une seule direction. Afin de pouvoir actionner un tel système dans les deux directions, il est primordial d'introduire un mécanisme de retour, au travers par exemple de ressorts de rappel.

Conception d'actionneurs rigides/mous inspirés des origamis

Nous avons pu observer dans nos travaux certains défauts introduits par les liaisons flexibles basées sur des matériaux purement élastomères. Nous avons aussi proposé des voies de solutions pour essayer de réduire l'impact de ces défauts sur la précision ou la durée de vie de l'actionneur. Il n'est par contre pas simple de combiner des matériaux rigides, des matériaux flexibles et des éléments de renfort fibreux sans utiliser des procédés dont la mise en place peut devenir rapidement complexe comparativement à l'utilisation de machines d'impression 3D. Au vu de l'intérêt grandissant pour les approches hybrides entre la robotique rigide et la robotique molle, on pourrait étudier la possibilité de concevoir des machines d'impression 3D multi-matériaux offrant la possibilité de déposer des éléments fibreux de renfort en cours d'impression.

Un autre aspect méritant d'être approfondi est l'impact des géométries des liaisons sur leurs rigidités transverses. En effet, si l'on veut pouvoir assurer un guidage précis, il faut dans l'idéal maximiser le rapport entre les raideurs transverses et la raideur dans l'axe. De ce fait, la caractérisation de la raideur des liaisons est une étape nécessaire au développement de composants plus performants.

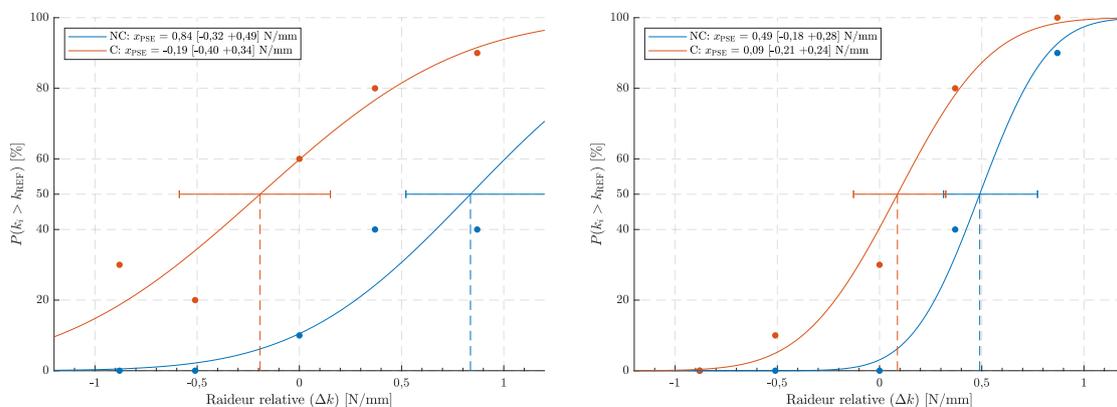
A Résultats des expériences de perception

A.1 Information sur les participants

Numéro	Groupe	Âge	Sexe	Main dominante	Expérience
1	1	22	M	Droite	–
2	1	22	M	Droite	–
3	2	22	F	Droite	OS + HAP
4	2	23	M	Droite	–
5	2	22	F	Droite	–
6	2	24	M	Droite	–
7	2	27	M	Droite	HAP
8	2	23	M	Ambidextre	HAP
9	3	22	M	Droite	–
10	3	23	M	Gauche	–
11	3	28	M	Droite	–
12	3	26	F	Droite	HAP
13	3	25	F	Droite	HAP
14	4	26	M	Gauche	–
15	4	23	M	Gauche	MIS + HAP
16	4	28	F	Droite	–
17	4	22	M	Droite	–

TABLE A.1 – Détails, répartition et expérience passée des participants. La colonne expérience indique si le participant a déjà eu une expérience passée sur (OS) la pratique de gestes de chirurgie ouverte, (MIS) la pratique de gestes de chirurgie minimalement invasive ou (HAP) l'utilisation d'interfaces haptiques à retour d'effort.

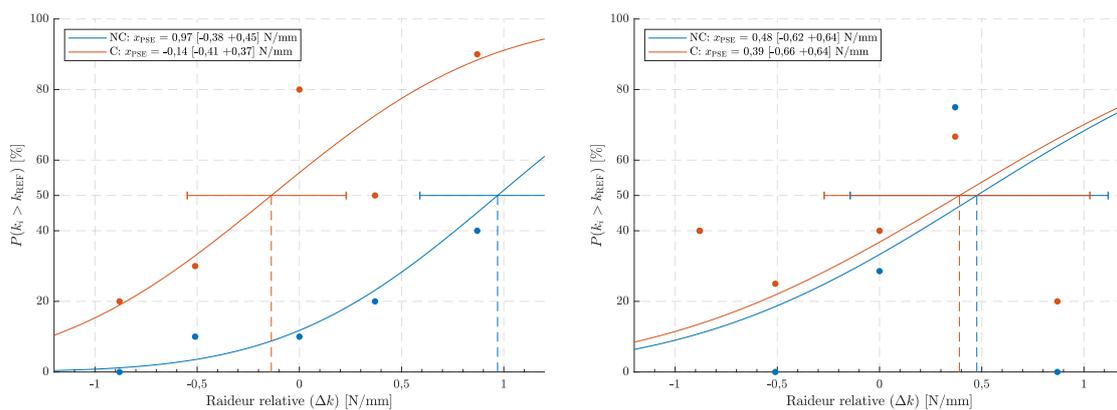
A.2 Courbes psychométriques



(a) Participant 1.

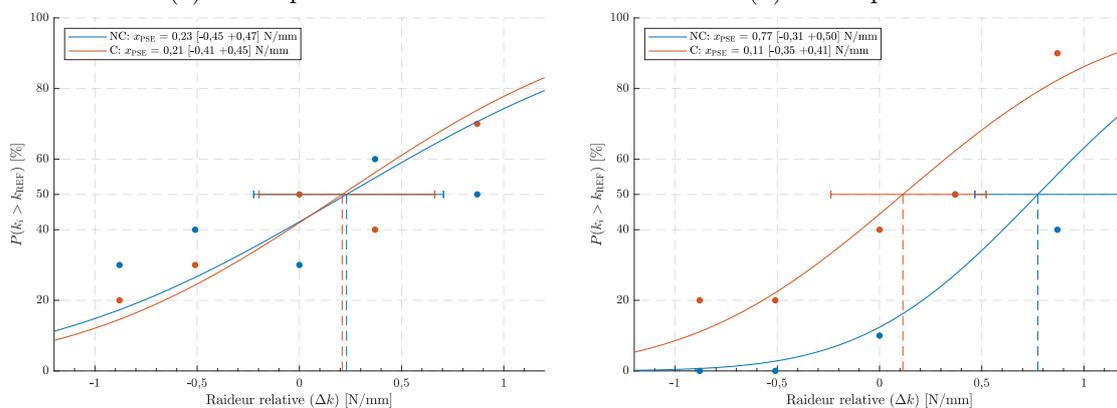
(b) Participant 2.

FIGURE A.1 – Courbes psychométriques du groupe 1.



(a) Participant 14.

(b) Participant 15.

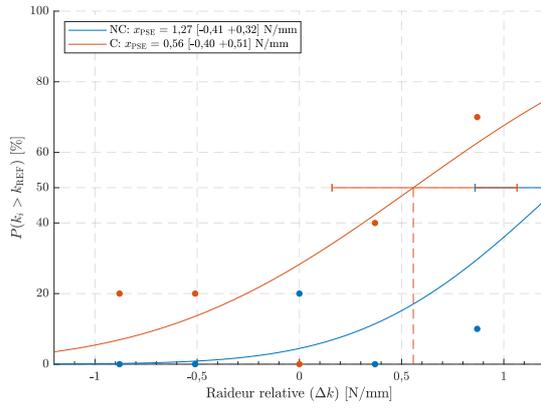


(c) Participant 16.

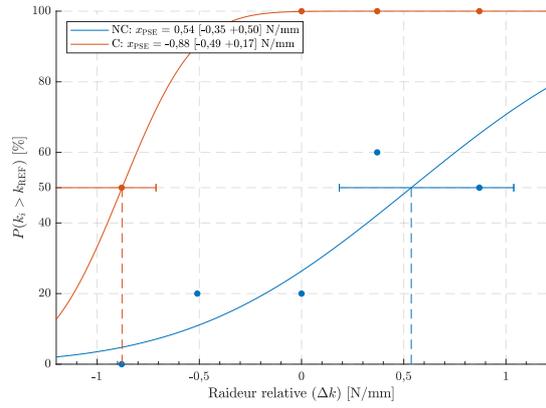
(d) Participant 17.

FIGURE A.2 – Courbes psychométriques du groupe 4.

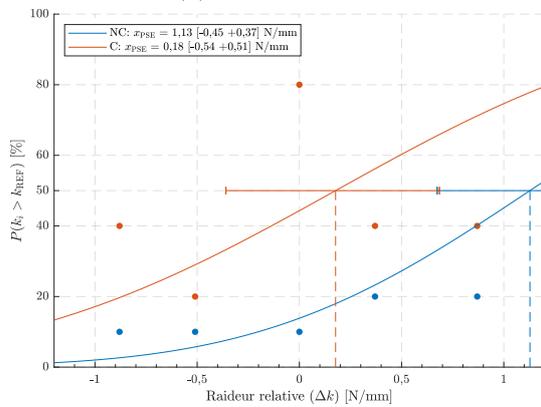
Annexe A. Résultats des expériences de perception



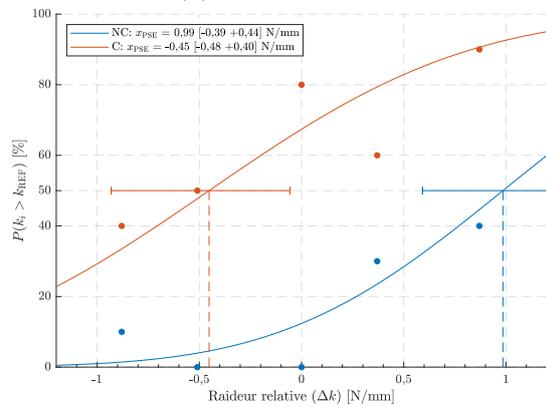
(a) Participant 3.



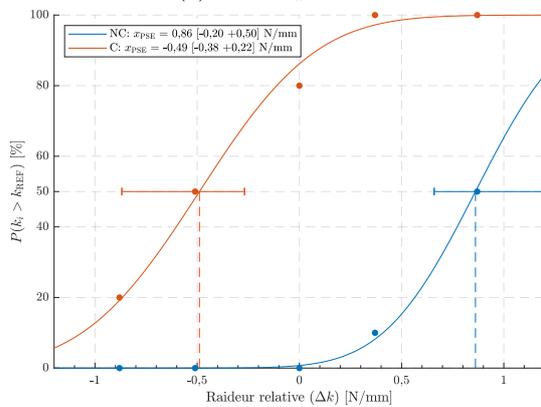
(b) Participant 4.



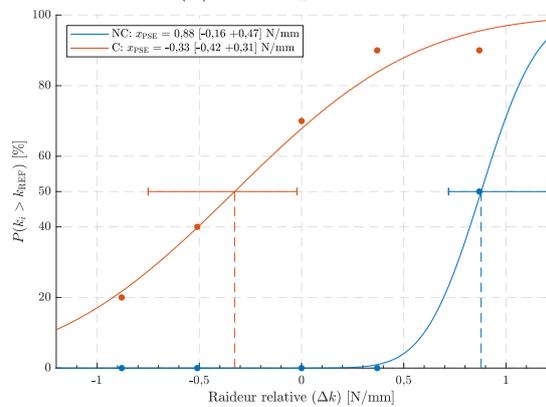
(c) Participant 5.



(d) Participant 6.



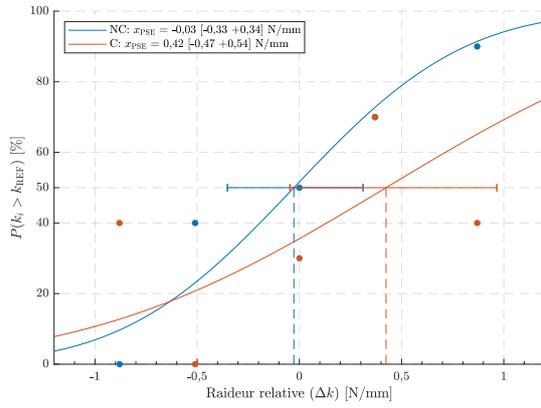
(e) Participant 7.



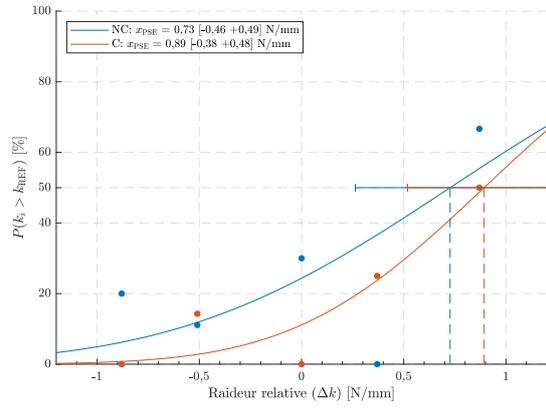
(f) Participant 8.

FIGURE A.3 – Courbes psychométriques du groupe 2.

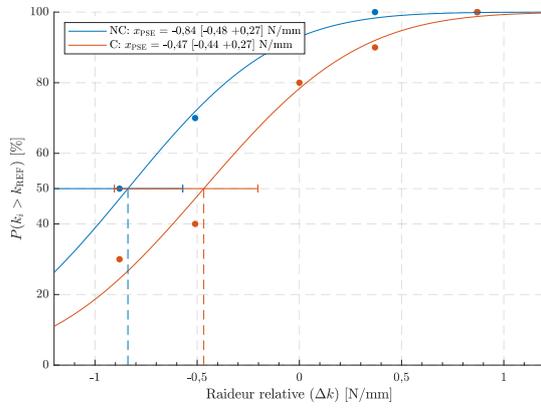
Annexe A. Résultats des expériences de perception



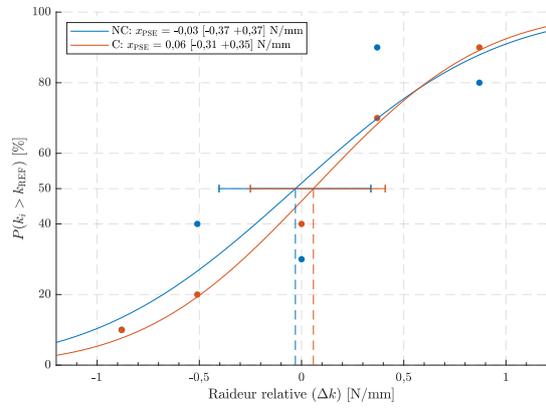
(a) Participant 9.



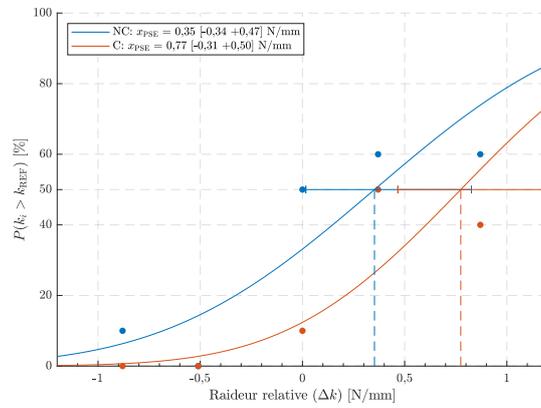
(b) Participant 10 (Résultat écarté).



(c) Participant 11.



(d) Participant 12.



(e) Participant 13.

FIGURE A.4 – Courbes psychométriques du groupe 3.

Bibliographie

- [Akbari 2018] S. Akbari, A. H. Sakhaei, K. Kowsari, B. Yang, A. Serjouei, Z. Yuanfang et Q. Ge. *Enhanced Multimaterial 4D Printing with Active Hinges*. *Smart Materials and Structures*, vol. 27, no. 6, page 065027, Mai 2018. (cité page 92)
- [Alegria Mira 2015] L. Alegria Mira, R. Filomeno Coelho, A. P. Thrall et N. De Temmerman. *Parametric Evaluation of Deployable Scissor Arches*. *Engineering Structures*, vol. 99, pages 479–491, Septembre 2015. (cité page 58)
- [Arburg-APF] Arburg-APF. *Arburg APF Process*. <https://www.arburg.com/products-and-services/additive-manufacturing/apf-process/>. (cité page 92)
- [Barrett 2014] R. M. Barrett et C. M. Barrett. *Biomimetic FAA-Certifiable, Artificial Muscle Structures for Commercial Aircraft Wings*. *Smart Materials and Structures*, vol. 23, no. 7, page 074011, Juillet 2014. (cité page 60)
- [Belke 2017] C. H. Belke et J. Paik. *Mori : A Modular Origami Robot*. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, page 1, 2017. (cité page 62)
- [Bruyas 2014] A. Bruyas, F. Geiskopf, L. Meylheuc et P. Renaud. *Combining Multi-Material Rapid Prototyping and Pseudo-Rigid Body Modeling for a New Compliant Mechanism*. In *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3390–3396, Hong-Kong, Chine, Mai 2014. (cité pages 92 et 102)
- [Bruyas 2015a] A. Bruyas. *Apport de la fabrication additive multi-matériaux pour la conception robotique*. Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, Strasbourg, France, 2015. (cité page 103)
- [Bruyas 2015b] A. Bruyas, F. Geiskopf et P. Renaud. *Design and Modeling of a Large Amplitude Compliant Revolute Joint : The Helical Shape Compliant Joint*. *Journal of Mechanical Design*, vol. 137, no. 8, page 085003, Août 2015. (cité page 95)
- [Chalard 2018] R. Chalard, D. Reversat, G. Morel, P. Mozer et M.-A. Vitrani. *Precisely Positioning the Tip of an Instrument Inserted through an Orifice with a Free Wrist Robot : Application to Prostate Biopsies*. *International Journal of Com-*

Bibliographie

- puter Assisted Radiology and Surgery, vol. 13, no. 5, pages 611–618, Mai 2018. (cité pages 51 et 111)
- [Chen 2000] S.-F. Chen et I. Kao. *Conservative Congruence Transformation for Joint and Cartesian Stiffness Matrices of Robotic Hands and Fingers*. The International Journal of Robotics Research, vol. 19, no. 9, pages 835–847, 2000. (cité pages 16 et 17)
- [Connelly 1997] A. Connelly, R., Sabitov et I., Walz. *The Bellows Conjecture*. Beiträge zur Algebra und Geometrie, vol. 38, no. 1, pages 1–10, 1997. (cité page 71)
- [Crothers 1999] I. R. Crothers, A. G. Gallagher, N. McClure, D. T. James et J. McGuigan. *Experienced Laparoscopic Surgeons Are Automated to the "Fulcrum Effect" : An Ergonomic Demonstration*. Endoscopy, vol. 31, no. 5, pages 365–369, Juin 1999. (cité pages 12 et 21)
- [Daerden 2002] F. Daerden et D. Lefeber. *Pneumatic Artificial Muscles : Actuators for Robotics and Automation*. European journal of mechanical and environmental engineering, vol. 47, no. 1, pages 11–21, 2002. (cité page 62)
- [Deimel 2015] R. Deimel et O. Brock. *A Novel Type of Compliant and Underactuated Robotic Hand for Dexterous Grasping*. The International Journal of Robotics Research, vol. 35, no. 1-3, pages 161–185, Août 2015. (cité page 107)
- [Dollar 2006] A. M. Dollar et R. D. Howe. *A Robust Compliant Grasper via Shape Deposition Manufacturing*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 11, no. 2, pages 154–161, Avril 2006. (cité page 91)
- [Dombre 2004] E. Dombre, M. Michelin, F. Pierrot, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, T. Ortmaier, D. Sallé, N. Zemiti, P. Gravez, M. Karouia et N. Bonnet. *MARGE Project : Design, Modeling and Control of Assistive Devices for Minimally Invasive Surgery*. In SpringerLink, pages 1–8. Springer, Berlin, Heidelberg, Septembre 2004. (cité page 57)
- [Dong 2016] L. Dong et G. Morel. *Robust Trocar Detection and Localization during Robot-Assisted Endoscopic Surgery*. In 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4109–4114, Stockholm, Suède, Mai 2016. (cité pages 31, 33, 35, et 57)
- [Dong 2017] L. Dong. *Assistance to laparoscopic surgery through comanipulation*. Thèse de doctorat, Université Pierre & Marie Curie, Paris, France, 2017. (cité pages 12 et 34)
- [Faist 2010] K. A. Faist et G. J. Wiens. *Parametric Study on the Use of Hoberman Mechanisms for Reconfigurable Antenna and Solar Arrays*. In 2010 IEEE Aerospace Conference, pages 1–8, Big Sky, MT, USA, Mars 2010. IEEE. (cité page 58)
- [Fakhoury 2015] E. Fakhoury, P. R. Culmer et B. Henson. *The Effect of Indentation Force and Displacement on Visual Perception of Compliance*. In 2015 IEEE World Haptics Conference, pages 88–93, Chicago, IL, USA, Juin 2015. (cité pages 10 et 21)

Bibliographie

- [Fechner 1860] G.T. Fechner. *Elemente der Psychophysik*, volume 1 of *Elemente Der Psychophysik*. Breitkopf und Härtel, 1860. (cité page 36)
- [Filipov 2015] E. T. Filipov, T. Tachi et G. H. Paulino. *Origami Tubes Assembled into Stiff, yet Reconfigurable Structures and Metamaterials*. Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 112, no. 40, pages 12321–12326, Juin 2015. (cité page 59)
- [Firouzeh 2013] A. Firouzeh, Y. Sun, H. Lee et J. Paik. *Sensor and Actuator Integrated Low-Profile Robotic Origami*. In 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 4937–4944, Tokyo, Japon, Novembre 2013. (cité pages 62 et 63)
- [Francis 2013] K. C. Francis, J. E. Blanch, S. P. Magleby et L. L. Howell. *Origami-like Creases in Sheet Materials for Compliant Mechanism Design*. Mechanical Sciences, vol. 4, no. 2, pages 371–380, Novembre 2013. (cité page 101)
- [Gattas 2013] J. M. Gattas, W. Wu et Z. You. *Miura-Base Rigid Origami : Parameterizations of First-Level Derivative and Piecewise Geometries*. Journal of Mechanical Design, vol. 135, no. 11, pages 111011–1–11, Octobre 2013. (cité page 59)
- [Gibson 2015] I. Gibson, D. Rosen et B. Stucker. *Additive Manufacturing Technologies : 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*. Springer-Verlag, New York, 2 édition, 2015. (cité page 92)
- [Gladman 2016] A. S. Gladman, E. A. Matsumoto, J. A. Lewis, L. Mahadevan et R. G. Nuzzo. *Biomimetic 4D Printing*. Nature Materials, vol. 15, no. 4, page 413, Avril 2016. (cité page 92)
- [Gurari 2009] N. Gurari, K. J. Kuchenbecker et A. M. Okamura. *Stiffness Discrimination with Visual and Proprioceptive Cues*. In 2009 EuroHaptics Conference, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems and World Haptics, pages 121–126, Salt Lake City, UT, USA, Mars 2009. (cité pages 10 et 21)
- [Hagn 2008] U. Hagn, M. Nickl, S. Jörg, G. Passig, T. Bahls, A. Nothhelfer, F. Hacker, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, R. Konietschke, M. Grebenstein, R. Warpup, R. Haslinger, M. Frommberger et G. Hirzinger. *The DLR MIRO : A Versatile Lightweight Robot for Surgical Applications*. Industrial Robot : An International Journal, vol. 35, no. 4, pages 324–336, Juin 2008. (cité pages 57 et 58)
- [Haption] Haption. *Haption SA*. <https://www.haption.com>. (cité page 32)
- [Henein 2000] S. Henein. *Conception Des Structures Articulées à Guidages Flexibles de Haute Précision*. Thèse de doctorat, EPFL, Lausanne, Suisse, 2000. (cité page 103)
- [Herman 2009] B. Herman. *Étude, Réalisation et Validation d'un Robot Porte-Endoscope Pour Chirurgie Laparoscopique*. Thèse de doctorat, Université Montpellier II ; Université Catholique de Louvain, 2009. (cité page 57)

Bibliographie

- [Howell 2013] L. L. Howell, S. P. Magleby et B. M. Olsen, éditeurs. *Handbook of Compliant Mechanisms*. John Wiley & Sons, Inc, Chichester, West Sussex, United Kingdom ; Hoboken, 2013. (cité page 101)
- [HP-MJF] HP-MJF. *HP Multi Jet 3D Printing Technology*. <https://www8.hp.com/us/en/printers/3d-printers/products/multi-jet-technology.html>. (cité page 92)
- [Kim 2015] D. Kim et R. B. Gillespie. *Origami Structured Compliant Actuator (OSCA)*. In 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pages 259–264, Singapour, Août 2015. (cité page 62)
- [Klein 2001] S. A. Klein. *Measuring, Estimating, and Understanding the Psychometric Function : A Commentary*. *Perception & Psychophysics*, vol. 63, no. 8, pages 1421–1455, Novembre 2001. (cité page 36)
- [Krupa 2003] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. F. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler et J. Marescaux. *Autonomous 3-d Positioning of Surgical Instruments in Robotized Laparoscopic Surgery Using Visual Servoing*. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 19, no. 5, pages 842–853, Octobre 2003. (cité page 33)
- [Kuschel 2010] M. Kuschel, M. Di Luca, M. Buss et R. L. Klatzky. *Combination and Integration in the Perception of Visual-Haptic Compliance Information*. *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 3, no. 4, pages 234–244, Octobre 2010. (cité pages 10 et 11)
- [Li 2002] T. Li et S. Payandeh. *Design of Spherical Parallel Mechanisms for Application to Laparoscopic Surgery*. *Robotica*, vol. 20, no. 02, Mars 2002. (cité page 57)
- [Li 2015] S. Li et K. W. Wang. *Fluidic Origami : A Plant-Inspired Adaptive Structure with Shape Morphing and Stiffness Tuning*. *Smart Materials and Structures*, vol. 24, no. 10, page 105031, Octobre 2015. (cité page 94)
- [Li 2017] S. Li, D. M. Vogt, D. Rus et R. J. Wood. *Fluid-Driven Origami-Inspired Artificial Muscles*. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 114, no. 50, pages 13132–13137, Novembre 2017. (cité page 62)
- [Liu 2016] S. T. Liu, L. Harewood, B. Chen et C. Chen. *A Skeletal Prototype of Surgical Arm Based on Dual-Triangular Mechanism*. *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 8, no. 4, pages 041015–1–7, Mars 2016. (cité page 57)
- [Liu 2018] T. Liu, Y. Wang et K. Lee. *Three-Dimensional Printable Origami Twisted Tower : Design, Fabrication, and Robot Embodiment*. *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 1, pages 116–123, Janvier 2018. (cité page 94)
- [Lum 2006] M. J. H. Lum, J. Rosen, M. N. Sinanan et B. Hannaford. *Optimization of a Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot : Theoretical and Experimental Approaches*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, pages 1440–1445, Juillet 2006. (cité page 57)

Bibliographie

- [Ma 2015] R. R. Ma, J. T. Belter et A. M. Dollar. *Hybrid Deposition Manufacturing : Design Strategies for Multimaterial Mechanisms Via Three-Dimensional Printing and Material Deposition*. Journal of Mechanisms and Robotics, vol. 7, no. 2, pages 021002–1–10, Mai 2015. (cité page 91)
- [Mark 2016] A. G. Mark, S. Palagi, T. Qiu et P. Fischer. *Auxetic Metamaterial Simplifies Soft Robot Design*. In 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4951–4956, Stockholm, Suède, Mai 2016. (cité page 56)
- [Martinez 2012] R. V. Martinez, C. R. Fish, X. Chen et G. M. Whitesides. *Elastomeric Origami : Programmable Paper-Elastomer Composites as Pneumatic Actuators*. Advanced Functional Materials, vol. 22, no. 7, pages 1376–1384, Avril 2012. (cité page 91)
- [Meisel 2015] N. A. Meisel, A. M. Elliott et C. B. Williams. *A Procedure for Creating Actuated Joints via Embedding Shape Memory Alloys in PolyJet 3D Printing*. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, vol. 26, no. 12, pages 1498–1512, Août 2015. (cité page 62)
- [Merz 1994] R. Merz, F. B. Prinz, K. Ramaswami, M. Terk et L. Weiss. Shape deposition manufacturing. Engineering Design Research Center, Carnegie Mellon Univ., 1994. (cité page 91)
- [Miura 1985] K. Miura. *Method of Packaging and Deployment of Large Membranes in Space*. The Institute of Space and Astronautical Science report, vol. 618, page 1, 1985. (cité page 59)
- [Mosadegh 2014] B. Mosadegh, P. Polygerinos, C. Keplinger, S. Wennstedt, R. F. Shepherd, U. Gupta, J. Shim, K. Bertoldi, Conor J. Walsh et G. M. Whitesides. *Pneumatic Networks for Soft Robotics That Actuate Rapidly*. Advanced Functional Materials, vol. 24, no. 15, pages 2163–2170, Avril 2014. (cité page 107)
- [Niiyama 2014] R. Niiyama, D. Rus et S. Kim. *Pouch Motors : Printable/Inflatable Soft Actuators for Robotics*. In 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 6332–6337, Hong Kong, Chine, Mai 2014. (cité pages 62 et 63)
- [Nisky 2012] I. Nisky, F. Huang, A. Milstein, Carla M. Pugh, F. A. Mussa-ivaldi et A. Karniel. *Perception of Stiffness in Laparoscopy - the Fulcrum Effect*. Studies in health technology and informatics, vol. 173, pages 313–319, 2012. (cité pages 10, 12, 36, et 38)
- [Ortmaier 2000] T. Ortmaier et G. Hirzinger. *Cartesian Control Issues for Minimally Invasive Robot Surgery*. In 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, page 7, Takamatsu, Japon, 2000. (cité page 33)
- [Pagitz 2013] M. Pagitz et J. Bold. *Shape-Changing Shell-like Structures*. Bioinspiration & Biomimetics, vol. 8, no. 1, page 016010, 2013. (cité page 59)
- [Pfeil 2018] A. Pfeil, L. Barbé, B. Wach, A. Bruyas, F. Geiskopf, M. Nierenberger et P. Renaud. *A 3D-Printed Needle Driver Based on Auxetic Structure and Inchworm Kinematics*. In ASME 2018 International Design Engineering Technical

Bibliographie

- Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, volume 5A, page V05AT07A057, Québec, Canada, Août 2018. (cité pages 55 et 56)
- [Picod 2005] G. Picod, A. C. Jambon, D. Vinatier et P. Dubois. *What Can the Operator Actually Feel When Performing a Laparoscopy?* *Surgical Endoscopy*, vol. 19, no. 1, pages 95–100, Janvier 2005. (cité pages 10 et 33)
- [Psignifit] Psignifit. *Psignifit Toolbox*. <https://uni-tuebingen.de/en/faculties/faculty-of-science/departments/computer-science/lehrstuehle/neural-information-processing/research/resources/software/psignifit/>. (cité page 47)
- [Puangmali 2012] P. Puangmali, H. Liu, L. D. Seneviratne, P. Dasgupta et K. Althoefer. *Miniature 3-Axis Distal Force Sensor for Minimally Invasive Surgical Palpation*. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 17, no. 4, pages 646–656, Août 2012. (cité page 33)
- [Ranzani 2017] T. Ranzani, S. Russo, F. Schwab, C. J. Walsh et R. J. Wood. *Deployable Stabilization Mechanisms for Endoscopic Procedures*. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1125–1131, Singapour, 2017. (cité pages 62 et 63)
- [Rosa 2015] B. Rosa, C. Gruijthuijsen, B. V. Cleynebreugel, J. V. Sloten, D. Reynaerts et E. V. Poorten. *Estimation of Optimal Pivot Point for Remote Center of Motion Alignment in Surgery*. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 10, no. 2, pages 205–215, Février 2015. (cité page 33)
- [Russo 2017] S. Russo, T. Ranzani, C. J. Walsh et R. J. Wood. *An Additive Millimeter-Scale Fabrication Method for Soft Biocompatible Actuators and Sensors*. *Advanced Materials Technologies*, page 1700135, 2017. (cité page 62)
- [Salisbury 1980] J. K. Salisbury. *Active Stiffness Control of a Manipulator in Cartesian Coordinates*. In *1980 19th IEEE Conference on Decision and Control Including the Symposium on Adaptive Processes*, pages 95–100, Albuquerque, NM, USA, Décembre 1980. (cité page 16)
- [Sarrus 1853] P. T. Sarrus. *Note Sur La Transformation Des Mouvements Rectilignes Alternatifs, En Mouvements Circulaires et Réciproquement*. *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des sciences*, vol. 36, pages 1036–1038, 1853. (cité page 81)
- [Shen 2007] X. Shen et M. Goldfarb. *Simultaneous Force and Stiffness Control of a Pneumatic Actuator*. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 129, no. 4, page 425, 2007. (cité page 62)
- [Spiers 2016] A. J. Spiers, S. Baillie, T. G. Pipe et G. Asimakopoulous. *Negating the Fulcrum Effect in Manual Laparoscopic Surgery : Investigating Skill Acquisition with a Haptic Simulator*. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, page e1837, Août 2016. (cité page 13)

Bibliographie

- [Stratasys-PJ] Stratasys-PJ. *Stratasys Polyjet Process*. <https://www.stratasys.com/polyjet-technology>. (cité page 92)
- [Tachi 2012] T. Tachi et K. Miura. *Rigid-Foldable Cylinders and Cells*. J. Int. Assoc. Shell Spat. Struct, vol. 53, no. 4, pages 217–226, 2012. (cité page 59)
- [Tadano 2007] K. Tadano et K. Kawashima. *Development of a Master Slave System with Force Sensing Using Pneumatic Servo System for Laparoscopic Surgery*. In Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 947–952, Avril 2007. (cité pages 12, 57, et 58)
- [Taylor 1995] R. H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi et J. Anderson. *A Telerobotic Assistant for Laparoscopic Surgery*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 14, no. 3, pages 279–288, Mai 1995. (cité page 57)
- [Tibbits 2014] S. Tibbits. *4D Printing : Multi-Material Shape Change*. Architectural Design, vol. 84, no. 1, pages 116–121, Janvier 2014. (cité page 92)
- [Tiest 2008] W. M. B. Tiest et A. M. L. Kappers. *Kinaesthetic and Cutaneous Contributions to the Perception of Compressibility*. In 2008 EuroHaptics : International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications, pages 255–264, Madrid, Espagne, 2008. Springer. (cité page 10)
- [Tiest 2009] W. M. B. Tiest et A. M. L. Kappers. *Cues for Haptic Perception of Compliance*. IEEE Transactions on Haptics, vol. 2, no. 4, pages 189–199, Octobre 2009. (cité pages 10 et 41)
- [Tondu 2000] B. Tondu et P. Lopez. *Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators*. IEEE Control Systems, vol. 20, no. 2, pages 15–38, Avril 2000. (cité page 62)
- [Voros 2006] S. Voros, E. Orvain, P. Cinquin et J.-A. Long. *Automatic Detection of Instruments in Laparoscopic Images : A First Step towards High Level Command of Robotized Endoscopic Holders*. In 2006 IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pages 1107–1112, Pise, Italie, 2006. IEEE. (cité page 33)
- [Vos 2011] R. Vos et R. Barrett. *Mechanics of Pressure-Adaptive Honeycomb and Its Application to Wing Morphing*. Smart Materials and Structures, vol. 20, no. 9, page 094010, Septembre 2011. (cité page 60)
- [Wichmann 2001] F. A. Wichmann et N. J. Hill. *The Psychometric Function : I. Fitting, Sampling, and Goodness of Fit*. Perception & Psychophysics, vol. 63, no. 8, pages 1293–1313, Novembre 2001. (cité page 47)
- [Wichmann 2018] F. A. Wichmann et F. Jäkel. *Methods in Psychophysics*. In J. T. Wixted, editeur, Stevens' Handbook of Experimental Psychology and Cognitive Neuroscience, pages 1–42. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, Mars 2018. (cité page 36)

Bibliographie

- [Wilson 2010] J. T. Wilson, T.-C. Tsao, J.-P. Hubschman et S. Schwartz. *Evaluating Remote Centers of Motion for Minimally Invasive Surgical Robots by Computer Vision*. In 2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pages 1413–1418, Montréal, Canada, Juillet 2010. IEEE. (cité page 33)
- [Yang 2016] D. Yang, M. S. Verma, J.-H. So, B. Mosadegh, C. Keplinger, B. Lee, F. Khashai, E. Lossner, Z. Suo et G. M. Whitesides. *Buckling Pneumatic Linear Actuators Inspired by Muscle*. *Advanced Materials Technologies*, vol. 1, no. 3, page 1600055, Juin 2016. (cité page 62)
- [Yip 2015] H. M. Yip, Z. Wang, D. Navarro-Alarcon, P. Li, Y.-H. Liu et T. H. Cheung. *A New Robotic Uterine Positioner for Laparoscopic Hysterectomy with Passive Safety Mechanisms : Design and Experiments*. In 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 3188–3194, Hambourg, Allemagne, Septembre 2015. (cité page 57)
- [Zemiti 2007] N. Zemiti, G. Morel, T. Ortmaier et N. Bonnet. *Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery*. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 2, pages 143–153, Avril 2007. (cité pages 12, 57, et 58)
- [Zhakypov 2015] Z. Zhakypov, M. Falahi, M. Shah et J. Paik. *The Design and Control of the Multi-Modal Locomotion Origami Robot, Tribot*. In 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 4349–4355, Hambourg, Allemagne, Septembre 2015. (cité page 62)
- [Zhang 2015a] K. Zhang, C. Qiu et J. S. Dai. *Helical Kirigami-Enabled Centimeter-Scale Worm Robot With Shape-Memory-Alloy Linear Actuators*. *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 7, no. 2, pages 021014–1–10, Mai 2015. (cité page 62)
- [Zhang 2015b] Z. Zhang, H. Yu et Z. Du. *Design and Kinematic Analysis of a Parallel Robot with Remote Center of Motion for Minimally Invasive Surgery*. In 2015 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, pages 698–703, Pékin, Chine, Août 2015. (cité page 57)

Liste des publications

Revue internationale avec comité de lecture

F. Schmitt, O. Piccin, B. Bayle, P. Renaud et L. Barbé, *Combining actuation and structure : two designs based on the inverted honeycomb pattern*. – *Soft Robotics*, Mary Ann Liebert, Inc., en cours d'évaluation.

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé et B. Bayle, *Soft robots manufacturing : a review*. – *Frontiers in Robotics and AI*, Frontiers Research Foundation, Volume 5 , page 84, juillet 2018.

Conférences internationales avec comité de lecture et édition des actes

F. Schmitt, J. Sulub, I. Avellino, J. Da Silva, L. Barbé, O. Piccin, B. Bayle et G. Morel, *Using comanipulation with active force feedback to undistort stiffness perception in laparoscopy*. – 2019 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Montréal, Canada, mai 2019, présentation interactive.

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé et B. Bayle, *An Origami-Inspired Flexible Pneumatic Actuator*. – 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Madrid, Espagne, octobre 2018, présentation interactive.

Conférences internationales avec comité de lecture

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé, G. Morel et B. Bayle, *Preliminary concept of a modular distributed RCM revolute joint*. – Surgetica 2017, Strasbourg, novembre 2017, poster.

Autres communications

F. Schmitt, L. Barbé, O. Piccin, P. Renaud et B. Bayle, *Combining actuation and structure : hybrid soft/rigid designs for lightweight actuation*. – Journée GDR robotique GT1-GT6-GT7, Paris, mai 2019, présentation orale.

Liste des publications

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé, G. Morel et B. Bayle, *Force feedback compensation of the stiffness perception in collaborative robotic laparoscopic surgery*. – Journée Labex CAMI, Brest, novembre 2018, présentation orale.

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé, G. Morel et B. Bayle, *Hybrid Soft/Rigid Robots for medical applications*. – Continuum and Soft Robotics for Medical Interventions Workshop, IROS 2018, Madrid, Espagne, octobre 2018, présentation interactive.

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé, G. Morel et B. Bayle, *Perception and restitution of tissues' stiffness in minimally invasive medical and surgical procedures*. – Journée Labex CAMI, Rennes, décembre 2016, poster.

F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé, G. Morel et B. Bayle, *Perception et restitution de la raideur des tissus dans les procédures médicales et chirurgicales minimalement invasives*. – Journée poster de l'école doctorale MSII, Strasbourg, octobre 2016, poster.

Méthodes et procédés pour l'assistance à la chirurgie laparoscopique par comanipulation.

Résumé

Le contexte de cette thèse est le développement d'outils pour améliorer la perception de la raideur des tissus dans le cadre de la chirurgie laparoscopique assistée par comanipulation. Lors de procédures manuelles, cette perception est distordue, notamment par l'effet levier, conséquence des contraintes cinématiques imposées par le trocart.

Cette thèse s'articule ainsi autour de deux parties. Dans une première partie, nous étudions l'effet levier et les distorsions qu'il produit dans le cadre d'un outil comanipulé. Nous y introduisons ainsi un modèle permettant l'analyse en raideur d'un outil comanipulé par un chirurgien et un robot. Sur cette base, nous développons une stratégie de compensation pour laquelle nous avons mis en place une expérience de validation.

Dans une deuxième partie, nous abordons la conception d'une nouvelle architecture à cinématique RCM, intégrant structure et actionnement pour des applications de robotique légère. Nous présentons notamment une démarche de conception de systèmes origamis articulés produits à l'aide de procédés de fabrication multi-matériaux.

Mots-clés : robotique médicale, robotique molle, effet levier, comanipulation, origami, actionnement pneumatique, fabrication multi-matériaux.

Abstract

The context of this work is the development of tools in order to improve the tissues stiffness perception for cobot-assisted laparoscopic surgery. During manual procedures, this perception is distorted, notably by the fulcrum effect, due to the kinematic constraints induced by the trocar.

This thesis is developed in two parts. In a first part, we study the fulcrum effect and how it distorts the perception of a user manipulating the tool in collaboration with a robot. From this model, we propose a strategy in order to compensate for this distortion. A validation experiment for this strategy is then proposed.

In a second part, we discuss the design of a new architecture with RCM kinematics, integrating both structure and actuation for lightweight robotic applications. In this context, we present an approach to design articulated origami systems, manufactured using multi-material processes.

Keywords: medical robotics, soft robotics, fulcrum effect, comanipulation, origami, pneumatic actuation, multi-material manufacturing.