

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

Développement d'actionneurs pneumatiques
compliants pour la robotique binaire
appliquée aux interventions intra-IRM pour la
prostate

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie mécanique

Geneviève MIRON

Jury : Jean-Sébastien PLANTE (directeur)
François CHARRON
Patrice MASSON

Sherbrooke (Québec) Canada

2012

IV - 2227



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-91010-8

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-91010-8

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

À ma famille, mes amis et aux patients atteints du cancer de la prostate. Et à moi, parce que j'ai travaillé suffisamment pour le mériter.

RÉSUMÉ

En raison de l'augmentation continue des coûts en santé, il est profitable de détecter et traiter tôt les cancers afin de diminuer les coûts de traitement à long terme. La problématique s'applique particulièrement au cancer de la prostate, qui constitue 25 % des nouveaux cas de cancer chaque année. Afin de pouvoir détecter avec un niveau de confiance élevé les petites tumeurs durant les premiers stades de développement, l'Imagerie par résonance magnétique (IRM) peut être utilisée en raison de la qualité de son imagerie des tissus mous. Cependant, les IRM offrent un accès limité au patient (diamètre < 70 cm), limitant ainsi les possibilités d'interventions intra-IRM. En combinant la précision et la polyvalence d'un système robotique et la précision de l'imagerie par IRM, il serait donc possible de pouvoir détecter et traiter tôt les petites tumeurs pour augmenter les chances de survie des patients, et ainsi, réduire une partie des coûts en santé. Les interventions visées incluent la biopsie (prélèvement), la cryothérapie (brûlure par le froid), la curiethérapie (dépôt de pastilles émettrices de radiations) et l'ablation thermique par laser.

La compatibilité IRM (qui exige le fonctionnement sous un champ magnétique de plus de 7 teslas) et l'espace confiné sont les deux principaux défis de la robotique en IRM, et nécessitent l'implantation de nouveaux types d'actionneurs. Le mémoire présente la conception et la fabrication de muscles pneumatiques de polymère et leur application à un manipulateur robotisé pour le cancer de la prostate. L'intégration des muscles pneumatiques dans des structures de polymère permet de simplifier leur fabrication, en plus d'assurer plus de précision en diminuant les erreurs liées à la fabrication. Une méthode de conception est développée, utilisant un modèle de manipulateur et quatre modèles de muscles. La modélisation des muscles débute par un modèle géométrique et est suivie d'un raffinement géométrique par éléments finis. Les éléments finis servent également à valider l'hypothèse de déformation uniaxiale du muscle qui sert de prémisse au troisième modèle, un modèle 1-D analytique qui prédit les performances du muscle. Enfin, le muscle est modélisé en se basant sur une caractérisation expérimentale.

Les muscles pneumatiques, intégrés dans une architecture parallèle, permettent d'améliorer la précision des interventions intra-IRM tout en maintenant un rapport efficacité-coût élevé. Les performances des muscles pneumatiques et du manipulateur sont validées expérimentalement et permettent d'atteindre les requis cliniques de l'application de détection et traitement du cancer de la prostate. Les expériences en laboratoire et en IRM ont en effet permis de démontrer une erreur en boucle fermée inférieure à 0.5 mm, une rigidité adéquate de 0.32 N/mm et une absence d'impact du manipulateur sur la qualité des images d'IRM. Enfin, les performances des muscles pneumatiques intégrés ouvrent la porte à de nouvelles applications et à un changement de paradigme pour la conception de robots binaires précis à faible coût.

Mots-clés : Muscles pneumatiques, robotique binaire, prostate, IRM (Imagerie à résonance magnétique), élastomères, curiethérapie, manipulateur

REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier mon père et ma mère, qui malgré leur réticence à me voir étudier sans cesse, ont compris la nécessité pour moi de poursuivre ma formation. Merci également à mes amis et aux membres du laboratoire CAMUS, pour avoir fait de ces années de maîtrise des années remplies de moments heureux, créatifs et survoltants. Particulièrement Sylvain Proulx, pour avoir débuté de si belle façon ce projet qui est maintenant aussi le mien. Mathieu Picard et David Rancourt, pour leur inspiration, leur imagination, leur aide et les nombreuses heures passées la nuit à faire des tests. Patrick Chouinard, pour son support et pour avoir su me changer les idées. Les autres membres du laboratoire CAMUS, pour leurs idées, leurs commentaires et leurs esprits critiques. Les membres de CIRUS, pour m'avoir poussée à toujours faire mieux. Jean-Sébastien Plante, mon directeur, une source infinie d'inspiration, de créativité et de passion pour l'ingénierie. Merci de m'avoir permis de travailler avec toi sur ce projet.

Merci au CRSNG et au FQRNT pour leur support financier durant mes études sous forme de bourse d'étude.

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	1
1.1	Mise en contexte et problématique	1
1.2	Objectifs	4
1.2.1	Objectifs spécifiques	4
1.3	Contributions originales	5
1.4	Plan du document	6
2	ÉTAT DE L'ART	9
2.1	Contexte médical	9
2.1.1	Techniques d'imagerie pour la prostate	13
2.1.2	Robotique et imagerie	15
2.2	Actionneurs et robots pour l'IRM	18
2.2.1	Actionneurs pour l'IRM	18
2.2.2	Robotique binaire	26
3	DESIGN AND MANUFACTURING	29
3.1	Introduction	31
3.1.1	Motivation	31
3.1.2	Background	32
3.1.3	Approach and Results	33
3.2	Proposed Design	34
3.2.1	Requirements	34
3.2.2	Manipulator Overview	35
3.2.3	Embedded Pneumatic Muscles	36
3.3	Design Models	39
3.3.1	Manipulator Model	39
3.3.2	Air-Muscle Models	40
3.4	Results	46
3.4.1	Workspace	47
3.4.2	Stiffness	48
3.4.3	Precision	48
3.4.4	Accuracy	49
3.4.5	MRI Testing	50
3.5	Conclusion and Outreach	51
3.6	Acknowledgments	52
4	CONCEPTION	53
4.1	Matériaux	53
4.1.1	Requis	53
4.1.2	Faisabilité	54
4.1.3	Uréthane	55

4.1.4	Silicone	58
4.1.5	Procédé de fabrication	62
4.2	Conception de pivots sans friction	63
4.2.1	Requis	63
4.2.2	Mécanismes	64
4.3	Raffinement géométrique par éléments finis	69
4.3.1	Modèle	70
4.3.2	Résultats d'analyse	72
4.4	Conclusion	75
5	CONCLUSION	77
5.1	Sommaire	77
5.2	Contributions originales	78
5.3	Perspectives	80

LISTE DES FIGURES

1.1	Robot manipulateur utilisant des muscles pneumatiques et vue coupée des muscles intégrés dans une structure moulée	6
2.1	Anatomie masculine : prostate (<i>Prostate gland</i>) et noeuds lymphoïdes (<i>Lymph nodes</i>). Image tirée de <i>www.helpfightcancer.com/learn/prostate-cancer/</i> . . .	10
2.2	Biopsie transrectale (<i>Edgewater Urology</i>)	11
2.3	Images d'un cancer de la prostate obtenues par TRUS et par TRUS Doppler en couleurs [13]	14
2.4	Tomodensitométrie d'un cancer de la prostate ayant déformé la capsule (flèche) [31]	14
2.5	Tumeur prostatique visible par IRM [31]	15
2.6	Système robotique chirurgical <i>DaVinci</i>	16
2.7	Types d'IRM : <i>Double-Doughnut (GE Signa SP) / Open (Siemens Magnetom C) / Closed-Bore (GE Signa Excite HD)</i>	17
2.8	Système utilisant des moteurs ultrasoniques pour des interventions pour le foie [29]	19
2.9	Manipulateur robotisé pour la prostate utilisant des moteurs ultrasoniques [28]	20
2.10	Principe de fonctionnement d'un actionneur magnétomécanique [56]	21
2.11	Robot utilisant des actionneurs électroactifs bistables en parallèle (image de [50])	22
2.12	Robots utilisant des cylindres pneumatiques [22, 51]	23
2.13	Robot utilisant le moteur pas-à-pas pneumatique <i>Pneustep</i>	23
2.14	Muscles McKibbens (contractiles) [35]	24
2.15	Trompe d'éléphant avec main articulée (<i>Festo</i>)	24
2.16	Robot manipulateur utilisant des muscles pneumatiques en extension [44] .	25
2.17	Bras manipulateur binaire [12]	28
2.18	Modules reconfigurables binaires	28
3.1	Prototype using 12 non-embedded air-muscles (left) and muscle details (right) [44]	33
3.2	MRI control room (left) and manipulator and patient on MRI table (right)	34
3.3	Manipulator and star-like structure (left) and inside geometry of an air-muscle with 3 ribs (right)	35
3.4	Air-muscles cross-section	36
3.5	Half-mold with wax inserts	39
3.6	Proposed design process with analytical and experimental iterative loops .	40
3.7	Simplified manipulator representations for geometrical design	41
3.8	FEA comparative study of ribs influence on membrane stress, air-muscle lengthening and radius increase under 220 kPa	43

3.9	2D axisymmetrical FEA model of the air-muscle in the undeformed and deformed states	44
3.10	Spring representation of air-muscle for 1-D analytical model and principal directions	45
3.11	Air-muscle 1-D model (Yeoh), FEA and experimental curves	46
3.12	Experimental double-laser set-up	47
3.13	Left : Predicted workspace of manipulator using 12 non-embedded air-muscles. Right : Predicted workspace of manipulator using 20 embedded air-muscles and validated boundary points	47
3.14	Manipulator during MRI gel insertions	51
3.15	Insertion tests in ballistic gel	51
4.1	Essai de traction uniaxiale avec éprouvette standardisée	54
4.2	Muscle en silicone HSII sous une pression de 69 kPa	55
4.3	Courbe de relaxation des matériaux (% de perte de force à $\lambda_1 = 1.5$)	57
4.4	Muscle en polyuréthane 40 Shore A (muscle) et 75 Shore D (extrémité)	57
4.5	Courbes de traction d'un muscle en polyuréthane	58
4.6	Muscle de test en silicone V-RTV, sans et avec pression 241 kPa	59
4.7	Courbe de traction d'un muscle en silicone V-RTV, avec et sans pression	60
4.8	Position de l'organe terminal effecteur du robot en fonction du temps	61
4.9	Dégazage du silicone mélangé	62
4.10	Moule en deux parties et composantes principales	62
4.11	Déformation en « S » d'un muscle sans pivot. La force requise pour déformer le muscle contribue pour 25 % de la force totale pour maintenir le muscle pré-étiré	65
4.12	Câble de Kevlar enroulé autour d'une tige de carbone	66
4.13	Insert et pièce de fixation pour câble de pêche en nylon	67
4.14	Conception des pivots et attachement des muscles au châssis	68
4.15	Montage de caractérisation d'un muscle (reproduction des conditions de fixation du robot)	69
4.16	Modèle axisymétrique du muscle soumis à une pression interne	71
4.17	Modèle de muscle avec différents nombres de renforts	72
4.18	Influence du nombre de renforts sur la contrainte dans la membrane	73
4.19	Influence du nombre de renforts sur l'augmentation de rayon du muscle	73
4.20	Influence du nombre de renforts sur l'allongement du muscle	74
5.1	Concept de bras manipulateur utilisant des muscles manipulateur (Concept : JS Plante/CAMUS, Dessin : Marc Denninger)	81
5.2	Concept de robot souple pour l'exploration spatiale (Concept : JS Plante/CAMUS, Dessin : Marc Denninger)	81
5.3	Concept de robot jouet contrôlé avec un <i>IPhone</i> (Concept : JS Plante/CAMUS, Croquis : G. Miron)	82

LISTE DES TABLEAUX

3.1	Material properties	38
3.2	Precision of embedded design vs non-embedded, using random and reset sequences	49

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte et problématique

L'un des plus grands enjeux sociétaux actuels des pays développés est l'accessibilité aux soins de santé et l'explosion des coûts de santé, qui inquiètent autant les gouvernements que les citoyens. Plus particulièrement, l'augmentation du nombre de cas de cancers, ainsi que les coûts exorbitants qui y sont associés, est l'une des causes de cette explosion. Au Québec, on a dénombré, en 2008, 40 600 nouveaux cas de cancer, alors qu'en 1998 on n'en avait noté que 31 400 [1]. Les coûts médicaux reliés au cancer étaient, en 2008 toujours, de l'ordre de 45 millions de dollars alors que les coûts totaux (incluant les coûts indirects) s'élevaient à plus de 3.5 milliards de dollars. Le cancer de la prostate, à lui seul, constitue 25 % des nouveaux cas de cancer chaque année [2]. L'importance du cancer de la prostate justifie l'effort mis de l'avant dans le mémoire pour y trouver des solutions.

Une détection hâtive de petites cellules cancéreuses (< 5 mm) dans la prostate permet d'assurer, après 5 ans, un taux de survie de près de 100 %. Cependant, les méthodes actuelles de détection des cellules cancéreuses par biopsie sont aléatoires et statistiques, et utilisent l'échographie comme source d'imagerie. Bien que l'échographie permette l'imagerie en temps réel à faible coût, elle offre une résolution inférieure (> 5 mm) à celle de l'imagerie par résonance magnétique (IRM, ≈ 1 mm), et ne permet donc pas d'assurer la détection des cellules de première phase, qui sont alors trop petites pour être distinguées. Conséquemment, la biopsie sous échographie offre un taux de faux négatifs (résultat négatif de biopsie alors qu'il y a présence de tumeurs) de près de 20 % (jusqu'à 50 % selon les études) [3, 6, 20, 55]. L'une des alternatives au manque de précision des interventions sous échographie est d'utiliser l'IRM interventionnelle pour améliorer la netteté des images et la précision des interventions [17, 25]. L'IRM interventionnelle permet de réaliser des interventions en utilisant les images de l'IRM, soit en post-traitement ou en temps réel, pour cibler précisément les zones de prélèvement ou de traitement. De plus en plus, on tend même à utiliser la robotique en IRM afin de profiter de la combinaison de la définition d'imagerie et de la précision robotique, permettant des interventions précises en temps réel et qui sont plus sécuritaires.

Dans l'optique de réduire les coûts de santé associés au traitement du cancer de la prostate, il devient donc pertinent d'améliorer la détection des petites tumeurs et le traitement minimalement invasif du cancer de la prostate. Un équipement robotisé de précision, adapté à l'intervention intra-IRM et ayant un rapport efficacité-coût élevé s'avère une piste de solution pour l'amélioration des interventions sur la prostate. Les robots utilisés en conjonction avec l'IRM permettraient alors de diminuer les coûts associés au traitement à long terme des cancers en détectant très tôt les nouveaux cancers et en traitant localement les tumeurs, sans impliquer d'investissements majeurs à l'achat initial de l'appareil.

La robotique intra-IRM offre cependant d'importants défis à relever. Premièrement, l'espace disponible avec un patient placé dans l'IRM est très limité, le diamètre de l'appareil mesurant entre 50 cm et 70 cm. Deuxièmement, l'IRM fonctionne en produisant un champ magnétique pouvant atteindre 7 teslas (et plus, pour certains IRM de recherche). À titre comparatif, le champ magnétique de la Terre est de $47 \mu\text{T}$ (en France). Un champ magnétique aussi élevé limite l'utilisation de métaux puisque les courants de Foucault créés dans les pièces métalliques affectent la qualité de l'image. L'intensité du champ magnétique prohibe également l'utilisation de matériaux ferromagnétiques, qui sont projetés contre l'appareil sous l'effet du champ.

Le milieu médical subit présentement un important changement de paradigme en ce qui concerne l'acquisition d'appareils médicaux. Selon Rénaud Lemieux, responsable des achats d'équipements médicaux au CHUS, les appareils médicaux étaient auparavant choisis par les médecins pour leur précision et leur technologie avancée, sans égard aux coûts. Toujours selon Dr. Lemieux, la tendance semble aujourd'hui vouloir changer, probablement pour des raisons liées aux coûts de santé et à la publicisation du système de santé américain, et s'orienter plutôt vers le choix d'équipements médicaux ayant un rapport efficacité-coût élevé. Un robot avec un bon rapport efficacité-coût pourrait alors être vendu comme un accessoire à un système d'IRM, son coût étant grandement inférieur à celui du système d'imagerie.

Les interventions ciblées sont variées, et peuvent s'étendre à toutes les interventions chirurgicales minimalement invasives qui peuvent être réalisées en IRM, ou encore sous d'autres types d'imagerie (tomodensitométrie, échographie, etc.). Les interventions minimalement invasives sont habituellement réalisées avec un instrument qu'on appelle trocart, et peuvent être de nature suivante :

- Biopsie (prélèvement de tissus pour étude microscopique);
- Curiethérapie (insertion d'éléments radioactifs);

- Cryothérapie (brûlure par le froid des cellules malades) ;
- Ablation thermique par radiofréquences ;
- Ablation thermique par laser.

Le but du projet est donc de développer un manipulateur robotisé, et principalement ses actionneurs, pour réaliser des interventions minimalement invasives percutanées simples en IRM, dans le cadre de la détection et du traitement du cancer de la prostate, tout en réduisant les coûts associés (fabrication, exploitation).

Le projet de manipulateur médical robotisé s'inscrit dans le cadre des projets de recherche du laboratoire CAMUS (Conception d'actionneurs et de moteurs de l'Université de Sherbrooke). Le laboratoire CAMUS travaille particulièrement sur le développement d'actionneurs pour le transport et le domaine médical, en tenant compte du contexte socio-économique et environnemental dans lequel chaque projet s'inscrit. Plus précisément, le projet est également la poursuite d'une étude de faisabilité réalisée par Sylvain Proulx [42, 44], et ayant mené à la fabrication et la validation d'un prototype de manipulateur robotisé pouvant réaliser les interventions mentionnées en utilisant des muscles pneumatiques binaires. Les conclusions positives de l'étude de faisabilité impliquent donc que les hypothèses de base quant au choix de certaines technologies seront faites en se basant sur l'étude de faisabilité. L'étude avait en effet prouvé l'efficacité de muscles pneumatiques compliants, utilisés en mode binaire, pour orienter un instrument chirurgical dans le cas du cancer de la prostate en milieu de laboratoire. La pneumatique binaire permet de diminuer les coûts associés au contrôle de bas niveau, tout en permettant l'utilisation d'actionneurs simples mais nombreux pour améliorer la précision. Les muscles pneumatiques utilisés pour l'étude de faisabilité étaient entièrement compatibles avec l'IRM, une caractéristique clé pour percer le domaine des interventions intra-IRM. Ultimement, le but du projet, en collaboration avec d'autres étudiants, est la commercialisation du manipulateur à travers le monde. Le groupe CAMUS possède d'ailleurs deux brevets en instance (Canada, États-Unis) pour le manipulateur robotisé décrit dans le mémoire.

Par rapport au manipulateur de l'étude de faisabilité, le nouveau manipulateur, en plus de respecter les mêmes requis cliniques et contraintes, devra permettre de solutionner les problèmes identifiés, utiliser des procédés de fabrication près de la réalité industrielle et améliorer la précision, la fiabilité et la taille de la zone de travail. Dans un premier temps, les paramètres de conception des muscles pneumatiques (matériaux, géométrie, configuration, etc.) devront être choisis en considérant les résultats de l'étude de faisabilité et la fabrication. Ensuite, les composantes périphériques (contrôle, alimentation pneumatique)

seront intégrées dans un prototype complet et fonctionnel permettant de réaliser des essais préliminaires en environnement clinique. Le système de contrôle, comprenant l'électronique et la programmation, est sous la responsabilité d'Alexandre Girard, étudiant à la maîtrise au laboratoire CAMUS.

Le projet de recherche consiste donc à concevoir des muscles pneumatiques compliants qui, une fois intégrés dans un manipulateur robotisé fonctionnel, répondront aux requis des interventions intra-IRM pour le cancer de la prostate. Le projet inclut également le développement d'un procédé de fabrication approprié et la démonstration des performances des muscles et du manipulateur lors d'essais cliniques sur fantômes.

1.2 Objectifs

L'objectif principal du projet est de concevoir, fabriquer et valider en IRM un prototype de robot manipulateur binaire utilisant des muscles pneumatiques compliants. Le prototype devra également intégrer les autres composantes nécessaires à son fonctionnement, soit des valves pneumatiques, un capteur (optionnel) et un système de contrôle, tous développés avec en tête l'utilisation en IRM. Le capteur et le système de contrôle sont sous la responsabilité d'Alexandre Girard.

1.2.1 Objectifs spécifiques

Les sous-objectifs concernent particulièrement les différentes composantes du système robotisé, et sont ici classés par ordre logique d'exécution :

- Concevoir des muscles compliants contrôlés de façon binaire ;
- Modéliser et optimiser les muscles et l'architecture du robot comprenant tous les muscles nécessaires au fonctionnement ;
- Développer le procédé de fabrication des muscles et les fabriquer ;
- Valider expérimentalement le fonctionnement et les performances des muscles ;
- Intégrer les muscles dans un prototype de robot fonctionnel ;
- Intégrer les systèmes pneumatique et de contrôle dans une configuration adéquate à l'utilisation en IRM ;

- Valider en IRM, avec des fantômes (bloc de gels), l'utilisation et les performances du robot manipulateur en fonction des requis ;
- Participer au développement de valves compatibles IRM et d'un capteur de position utilisant la technologie DEA (non-abordé dans le mémoire).

1.3 Contributions originales

Les contributions originales décrites dans ce mémoire sont, en ordre d'importance :

Intégration de muscles compliants. Les muscles pneumatiques compliants sont intégrés en structures moulées, par rapport à une approche non-intégrée telle que celle utilisée dans l'étude de faisabilité [42, 44]. Les avantages de l'intégration des muscles, détaillés dans le mémoire, incluent notamment la simplification des actionneurs, la réduction de leur taille et l'amélioration de la répétabilité par l'élimination des joints mécaniques ;

Méthode de conception de muscles pneumatiques. Des modèles simples menant à des principes de conception ont été développés et analysés, spécifiquement pour des muscles pneumatiques sans gaine. Ces modèles sont utilisés à deux niveaux, soit pour le muscle lui-même et pour le manipulateur complet. La contribution originale concerne la méthode spécifique aux muscles. Les quatre modèles de muscle proposés permettent itérativement de :

- Modèle géométrique : Déterminer une géométrie préliminaire en utilisant des modèles basés sur la mécanique des solides ;
- Modèle par éléments finis : Optimiser la position des renforts, prédire les performances du muscle et valider l'hypothèse unidirectionnelle de modélisation, par éléments finis ;
- Modèle analytique 1-D : Prédire la rigidité et l'allongement du muscle avec un modèle de matériau hyperélastique et une simplification unidirectionnelle ;
- Modèle expérimental : Modéliser le muscle de façon plus précise qu'avec le modèle analytique ou par éléments finis et servir d'entrée au modèle de manipulateur (nécessite la fabrication de muscles).

La méthode de conception des muscles est polyvalente et simple, et permet ensuite de prédire les performances du manipulateur rapidement. La méthode proposée permet d'entrer une modélisation simple du muscle (éléments finis, 1-D ou expérimentale)

dans le modèle numérique du manipulateur, et de calculer la zone de travail complète et la rigidité en quelques heures, permettant l'optimisation de l'architecture ;

Procédé de fabrication. Le procédé de fabrication des muscles est spécifiquement adapté au prototypage efficace des structures moulées. Le procédé intègre des notions de moulage par injection et de moulage par cire perdue pour produire des muscles aux géométries particulières ;

Configuration d'un robot manipulateur. La configuration du manipulateur (figure 1.1) a été développée pour répondre aux requis de l'application, soit la détection et au traitement du cancer de la prostate en IRM. Les matériaux, le positionnement des actionneurs et la géométrie des muscles sont autant de paramètres qui ont été choisis pour optimiser la performance du manipulateur.

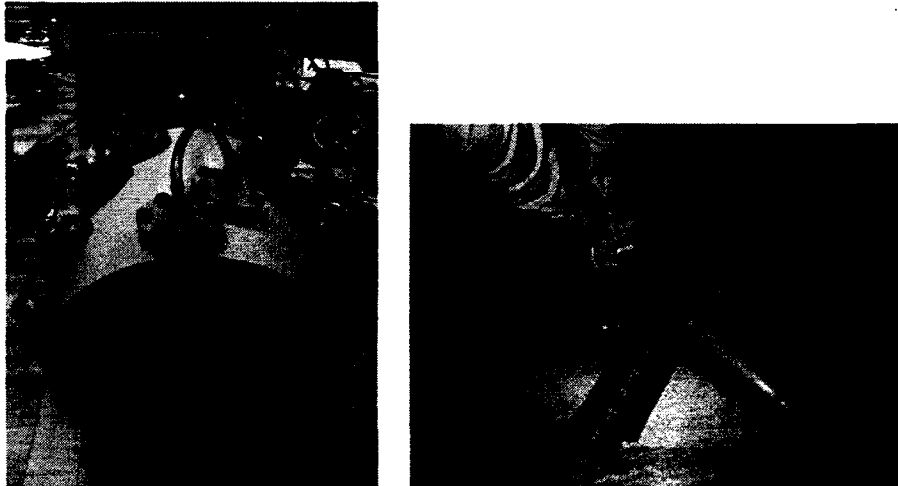


Figure 1.1 Robot manipulateur utilisant des muscles pneumatiques et vue coupée des muscles intégrés dans une structure moulée

1.4 Plan du document

Le deuxième chapitre fait état de l'art antérieur et du contexte médical spécifique à l'application du robot. On y retrouvera le détail des procédures, les différentes techniques d'imagerie ainsi qu'une analyse des autres robots et actionneurs qui sont utilisés pour les interventions intra-IRM. Le chapitre se termine sur les différentes architectures en robotique binaire.

Le troisième chapitre contient un article soumis au *Journal of Mechanical Design* de l'ASME. Cet article sera également présenté à la conférence *IDETC 2012* en août, à

Chicago, Illinois (*ASME International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information Engineering Conference*).

Le quatrième chapitre présente des éléments de la conception qui seront approfondis par rapport à l'article, notamment concernant les matériaux utilisés, le procédé de fabrication, la conception de pivots pour une architecture compliant et les analyses par éléments finis.

Le dernier chapitre contient les conclusions de ce mémoire ainsi que les perspectives futures du projet.

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART

Le chapitre présente l'état de l'art dans le domaine des actionneurs et de la robotique compatible IRM. On y abordera principalement le contexte médical du projet, qui permet de définir les requis et de justifier la pertinence du projet, puis les actionneurs et robots actuels qui peuvent répondre aux besoins.

2.1 Contexte médical

Au Québec, on a dénombré, en 2008, 40 600 nouveaux cas de cancer, alors qu'en 1998 on n'en avait noté que 31 400 [7]. Cette augmentation a entraîné, en 2008 toujours, des coûts médicaux de l'ordre de 45 millions de dollars alors que les coûts totaux (incluant les coûts indirects) s'élevaient à plus de 3.5 milliards de dollars. De tous les cancers, le cancer de la prostate constitue à lui seul 25 % des nouveaux cas de cancer chaque année [32] : un homme sur 8 au Canada s'en trouvera affecté. Cependant, les chances de survie sont très élevées lorsque les tumeurs cancéreuses sont détectées tôt (taille de moins de 5 mm), atteignant alors près de 100%. La procédure de diagnostic s'avère donc critique.

Diagnostic

La détection du cancer de la prostate commence chez les hommes âgés de 40 ans et plus. Elle suit le processus suivant, et chaque étape dépend du risque associé au résultat de l'étape précédente, de l'historique du patient et de l'étendue du cancer.

Le médecin se base d'abord sur l'historique médical du patient, et décide de la nécessité d'effectuer un dépistage (à intervalles réguliers). Le dépistage comprend une prise de sang pour détecter l'Antigène prostatique spécifique (APS) et un toucher rectal pour observer des irrégularités au niveau de la forme et de la texture de la prostate. Si les tests d'APS et de toucher rectal révèlent des anomalies, le médecin peut recommander une biopsie (analyse de tissus prélevés dans la prostate). Une biopsie requiert de 8 à 18 échantillons prélevés dans les différentes zones de la prostate. Si l'analyse statistique des échantillons révèle des cellules cancéreuses ou à risque, la prostate est imagée pour localiser le mieux possible le cancer et évaluer son étendue. En dernier recours, si le médecin suspecte que le

cancer s'est répandu aux noeuds lymphoïdes (figure 2.1), une autre biopsie pourrait être recommandée. Le processus de détection est résumé ci-dessous [2] :

1. Historique médical
2. Dépistage
 - APS (Antigène prostatique spécifique)
 - ERD (Examen rectal digital)
3. Biopsie (8-18 échantillons aléatoires)
4. Imagerie de la prostate
 - TRUS (ultrasons (US)/échographie transrectale)
 - IRM (Imagerie à résonance magnétique)
 - Scan des os (cancer étendu)
 - Tomodensitométrie (*CT-scan*)
 - ProstaScint (cancer étendu)
5. Biopsie du noeud lymphoïde (cancer étendu aux noeuds lymphoïdes)

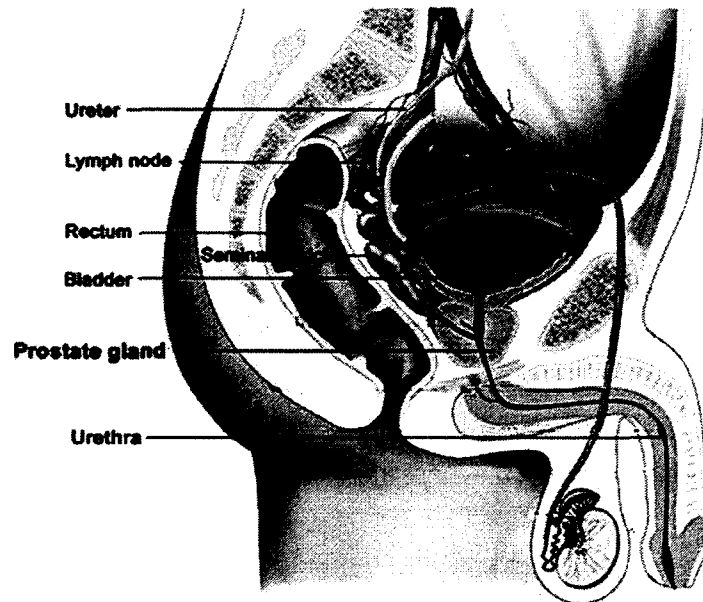


Figure 2.1 Anatomie masculine : prostate (*Prostate gland*) et noeuds lymphoïdes (*Lymph nodes*). Image tirée de www.helpfightcancer.com/learn/prostate-cancer/

La biopsie est une étape critique du processus de détection, puisqu'elle permet de confirmer le fait que les tumeurs soient cancéreuses ou non. Les biopsies sont parfois réalisées sous imagerie directement pour mieux cibler les zones à risque. La technique d'imagerie la plus utilisée est l'échographie (ultrasons), mais, tel que discuté à la section 2.1.1, de plus en plus de médecins reconnaissent la pertinence de l'IRM.

Trois approches sont utilisées pour effectuer des biopsies : transrectale, transurétrale ou transpérinéale. La biopsie transrectale, comme son nom l'indique, utilise le rectum pour rejoindre la prostate avec des aiguilles de biopsie à même la sonde rectale (figure 2.2). La biopsie transrectale produit plus de 20 % de faux-négatifs (jusqu'à 55 % selon les études), c'est-à-dire des patients qui obtiennent un résultat négatif à la biopsie et qui ont en fait un cancer [3, 6, 20, 55]. Ce taux élevé de faux-négatifs s'explique par la faible résolution de l'ultrason qui ne permet pas de cibler précisément des tumeurs.

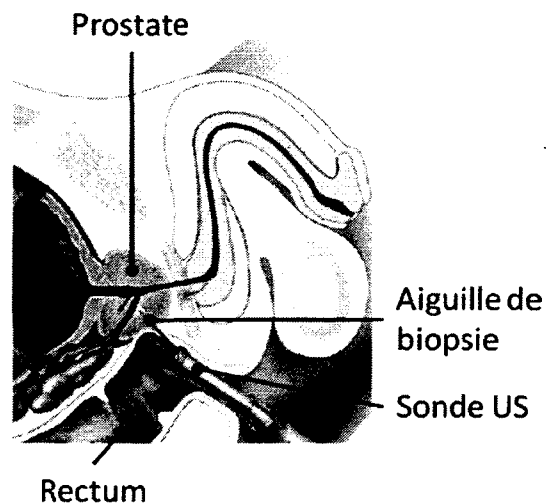


Figure 2.2 Biopsie transrectale (*Edgewater Urology*)

La biopsie transurétrale utilise un cathéter passant par l'urètre, mais est très rarement la méthode choisie par les médecins.

La biopsie transpérinéale (passant par le périnée et utilisant une sonde rectale) permet d'obtenir des résultats similaires à la biopsie transrectale [1, 36], sans différence au niveau des complications [46]. La biopsie transpérinéale est surtout suggérée en cas de deuxième biopsie à la suite d'une première biopsie transrectale négative, puisqu'elle nécessite l'anesthésie locale ou générale du patient. L'approche transpérinéale semble de plus très prometteuse lorsqu'utilisée en conjonction avec les images de haute qualité obtenues par IRM [16], et cause souvent des effets secondaires moins importants (mis à part ceux liés à l'anesthésie

chez certains patients). Tant les biopsies transrectales que transpérinéales comportent un important risque d'endommagement du nerf érectile, souvent non visible à l'échographie.

Options de traitements

Le cancer de la prostate, selon son degré d'agressivité, peut être traité de plusieurs façons. Les traitements les plus connus sont la radiothérapie externe, l'hormonothérapie, la chimiothérapie et les vaccins. Si la progression du cancer est lente et s'il est localisé, le médecin peut recommander une surveillance active seulement, c'est-à-dire surveiller la progression du cancer sans traitement. Si possible selon la condition du patient et le type de cancer, d'autres options efficaces peuvent aussi être offertes. La cryothérapie, par exemple, utilise une source cryogénique locale pour éliminer les cellules cancéreuses. Dans le même genre d'intervention minimalement invasive, on retrouve la curiethérapie, qui consiste à insérer dans la prostate des inserts permanents ou non de radiothérapie. D'autres interventions comme l'ablation thermique au laser ou par radiofréquences peuvent aussi être recommandées. Dans certains cas, une ablation chirurgicale complète de la prostate est nécessaire. Habituellement, les traitements sont administrés un à la fois, mais ils peuvent parfois être combinés pour maximiser leur efficacité.

La cryothérapie, la curiethérapie et l'ablation thermique ont en commun d'utiliser des instruments qui passent par un trocart (aiguille creuse) pour rejoindre la prostate ; ce sont des interventions minimalement invasives ou percutanées. Comme ce sont des traitements locaux, la précision du positionnement de l'instrument est critique (cible < 5 mm). Souvent, un logiciel calcule la position idéale de l'instrument et le médecin utilise une grille trouée pour tenter d'atteindre la position désirée. L'échographie peut alors être utilisée pour visualiser en temps réel l'insertion de l'instrument, mais avec une faible résolution (environ 5 mm) [3, 19]. Le fait de pouvoir positionner précisément l'instrument tout en pouvant visualiser l'intervention avec une imagerie de haute qualité apparaît donc comme une opportunité d'amélioration intéressante.

Requis cliniques

Dans le but de réaliser différentes interventions au niveau de tumeurs prostatiques, tant pour le diagnostic que le traitement, des requis généraux peuvent être déterminés. La prostate est un organe mou entouré d'une capsule plus rigide, et située à environ 160 mm de profondeur derrière le périnée. La taille d'une prostate affectée par un cancer peut atteindre 70 mm X 80 mm, constituant la zone d'intervention. L'insertion de l'aiguille dans le corps humain crée des forces sur l'aiguille, qui doit donc avoir une rigidité minimale de 0.32 N/mm pour éviter une déflexion non-négligeable [42]. Faute de requis plus précis, la

rigidité devra être maximisée tout en demeurant sécuritaire pour le patient. Un dernier requis ressort des discussions avec un radio-oncologue (Dr. André-Guy Martin), concernant la possibilité d'évitement du nerf érectile si ce dernier est visible par imagerie.

Les requis sont donc :

- Zone de travail de 70 mm X 80 mm à 160 mm (environ) de profondeur ;
- Rigidité de 0.32 N/mm au bout de l'instrument ;
- Possibilité d'éviter le nerf érectile ;
- Précision de l'ordre du millimètre pour atteindre des tumeurs < 5 mm.

2.1.1 Techniques d'imagerie pour la prostate

L'imagerie de la prostate peut servir autant au diagnostic qu'à la planification et la supervision du traitement du cancer. Que ce soit pour bien localiser les tumeurs ou pour valider la position d'un instrument dans la prostate, la qualité de l'image peut être un facteur déterminant pour les chances de survie du patient [31].

Actuellement, la technique d'imagerie la plus utilisée est l'échographie transrectale. Elle est particulièrement utilisée pour imager en temps réel les interventions de biopsie et de curiethérapie. Elle permet d'obtenir des images d'une clarté suffisante pour repérer les contours de la prostate, et donc pour déterminer sa taille ou une déformation de la capsule prostatique causée par une tumeur. L'échographie est le type d'imagerie le plus disponible et, par le fait même, le moins coûteux. De récents développements utilisent l'échographie Doppler en couleurs, qui permet de visualiser les zones d'hypervascularité [13], telles que montrées sur la figure 2.3. Bien que l'échographie Doppler en couleurs semble améliorer les taux de détection, elle est surtout utilisée comme outil de suivi plutôt que comme outil de détection.

La tomодensitométrie (*Ct-scan*) est utilisée pour repérer un cancer qui se serait étendu aux noeuds lymphoïdes. Elle permet de mesurer le grossissement des noeuds, mais pas de visualiser clairement l'intérieur de la prostate ni un cancer qui n'aurait pas fait enfler les noeuds. Si la tumeur déforme la capsule de la prostate, elle peut aussi être repérée par *CT-scan*, tel que montré sur la figure 2.4.

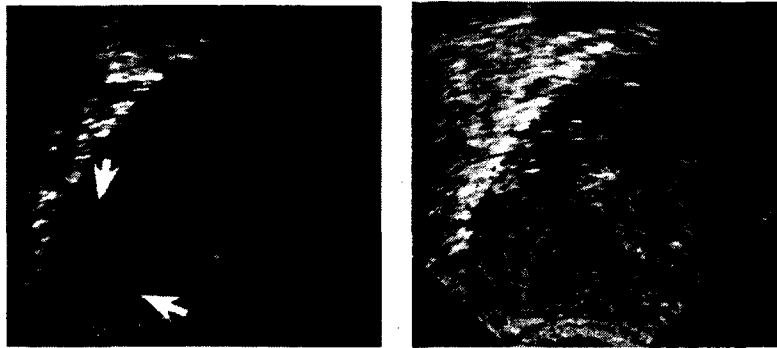


Figure 2.3 Images d'un cancer de la prostate obtenues par TRUS et par TRUS Doppler en couleurs [13]

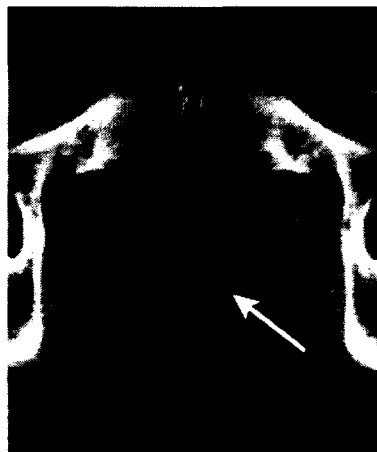


Figure 2.4 Tomodensitométrie d'un cancer de la prostate ayant déformé la capsule (flèche) [31]

L'imagerie nucléaire et la radiographie sont parfois utiles pour le cancer de la prostate, mais surtout pour détecter les métastases à plus grande échelle, et donc pour les cancers très avancés.

Quand les niveaux d'ASP et l'examen du patient montrent des signes de cancer, mais que la biopsie et le TRUS ne permettent pas de confirmer la présence du cancer, l'Imagerie par résonance magnétique (IRM) constitue l'étape suivante. L'utilisation de l'IRM demeure toutefois controversée parmi les spécialistes, surtout à cause de la variabilité des possibilités de détection de tumeurs en fonction des paramètres d'imagerie utilisés. Lorsque les paramètres sont bien ajustés, toutefois, il est possible de cibler les tumeurs ou les zones affectées (figure 2.5). L'IRM améliore la détection du cancer par biopsie, et est recommandé pour les deuxième biopsies suivant une première négative [40]. Avec l'imminente arrivée sur le marché d'IRM à plus haut champ magnétique et pouvant être utilisés pratiquement en temps réel (démontré jusqu'à 20 ms) [52], l'IRM devient de plus en plus pertinent pour

le diagnostic et le traitement du cancer de la prostate. La qualité d'image de l'IRM permet au médecin de cibler les biopsies, évitant ainsi un grand nombre de ponctions, et de s'assurer de bien irradier les zones à risques lors de la curiethérapie, par exemple. L'IRM permet également de repérer le nerf érectile afin de pouvoir l'éviter lors de l'intervention. Toutefois, selon les pays et les régions, l'utilisation de l'IRM peut être limitée par le manque de disponibilité des équipements qui sont coûteux et parfois déjà utilisés à pleine capacité.

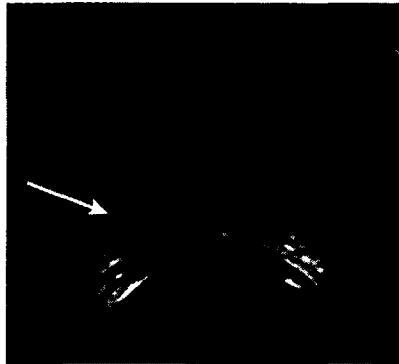


Figure 2.5 Tumeur prostatique visible par IRM [31]

2.1.2 Robotique et imagerie

Les robots ont fait leur apparition dans le milieu médical vers la fin des années 1980, soit plus de 20 ans après leur introduction dans le milieu industriel [24]. Les robots ont permis aux médecins de réaliser des interventions qui, sans aide robotisée, n'auraient pas été possibles. Le système robotique *DaVinci* (figure 2.6), par exemple, permet de conduire des opérations minimalement invasives complexes en utilisant une interface maître-esclave, c'est-à-dire que le chirurgien contrôle chaque mouvement du robot. La taille, le coût et l'incompatibilité du robot *daVinci* avec les techniques d'imagerie ne permettent pas de suivre les interventions autrement qu'avec les caméras intégrées aux instruments. Dans certains cas, la robotisation des interventions permet de diminuer le temps de traitement et même le temps de convalescence, si la chirurgie est plus focalisée.

La précision robotique peut constituer un avantage considérable pour certaines opérations nécessitant des interventions très locales, comme pour le cancer de la prostate. Cependant, la prostate est un organe qui peut se déplacer beaucoup (de l'ordre de quelques centimètres) dû à la respiration et aux contractions du corps humain. La procédure consistant à obtenir des images et à faire ensuite l'intervention permet d'avoir une idée générale de la région à cibler, mais pas de réaliser des opérations très précises et localisées. C'est pourquoi

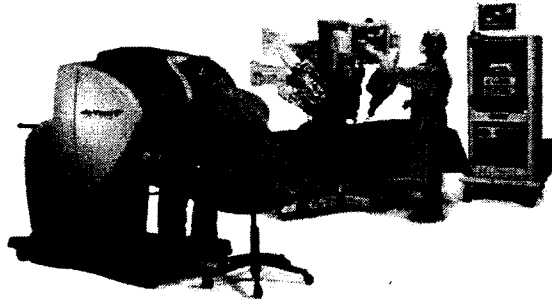


Figure 2.6 Système robotique chirurgical *Da Vinci*

les systèmes d'imagerie comme le TRUS sont utilisés, permettant de voir en temps réel l'organe et l'instrument. En combinant en temps réel l'imagerie et la robotique, on additionne les avantages au niveau de la précision et du temps de traitement de la robotique et l'exactitude de l'intervention permise par l'imagerie temps réel.

Pour certains types d'imagerie, comme la tomодensitométrie et l'échographie, combiner un robot avec l'imagerie relève d'une adaptation géométrique et fonctionnelle. Pour l'IRM, qui offre une très grande précision pour la visualisation des tissus mous comme la prostate, l'adaptation ou la conception est plus complexe et limitée par des contraintes très spécifiques. Les contraintes associées à la robotique intra-IRM sont les suivantes :

- **Accessibilité** : Il existe plusieurs types de systèmes IRM qui offrent différents degrés d'accessibilité au patient (voir figure 2.7). Les systèmes *Double Doughnuts*, qui ne sont plus disponibles commercialement, permettaient l'accès au centre du patient, tandis que les IRM ouverts offrent un accès assez généralisé à tout le patient. Les IRM ouverts et *Double Doughnuts* offrent une qualité d'image inférieure aux systèmes *Closed-Bore* cylindriques, qui bénéficient cependant d'un accès très limité au patient et d'un espace confiné. L'avantage de la robotique pour atteindre le patient alors qu'il est à l'intérieur l'IRM est évident mais l'espace disponible pour le robot est limité car le diamètre moyen d'un IRM est d'environ 50 à 70 cm. Pour permettre le positionnement du robot avec les jambes du patient, dans le cas d'une intervention sur la prostate, le diamètre maximal occupé par le robot doit être de 20 à 25 cm selon les IRM. Le médecin doit également pouvoir opérer le robot alors qu'il se trouve dans l'IRM ;
- **Champ magnétique** : Le champ magnétique d'un IRM est habituellement entre 0.5 et 7 teslas (à ce jour), soit environ 100 000 fois le champ magnétique de la Terre. Pour être considéré complètement compatible IRM, un robot doit respecter deux

conditions. Premièrement, le fonctionnement du robot ne doit pas affecter le champ magnétique, sous peine de causer des artéfacts dans l'image, et donc de diminuer sa qualité. Pour éviter d'affecter la qualité de l'image, l'utilisation de matériaux conducteurs, qui génèrent des courants de Foucault sous l'effet du champ magnétique, doit être limitée. Deuxièmement, le robot ne doit contenir aucun matériel ferromagnétique. En plus d'affecter le fonctionnement des composantes ferromagnétiques, le champ magnétique agit évidemment comme un gigantesque aimant et peut propulser ces composantes violemment dans la salle d'IRM, pouvant occasionner des blessures ;

- **Précision** : La précision d'un IRM est d'environ 1 mm (distance entre les tranches d'image). Un robot utilisé en conjonction avec l'IRM doit donc avoir une erreur totale de moins de 1 mm afin de pouvoir exploiter au maximum la qualité d'image. La qualité et la résolution des images d'IRM sont habituellement proportionnelles au temps nécessaire pour l'acquisition de ces images. Le médecin peut donc juger des paramètres à choisir pour obtenir la qualité d'image voulue tout en minimisant le temps d'utilisation de l'IRM. Par exemple, il faut environ 4 minutes pour obtenir une image 3D détaillée d'un volume similaire à une prostate.

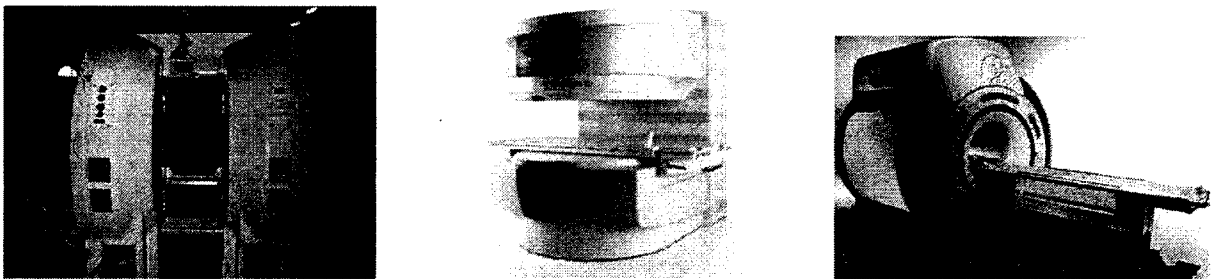


Figure 2.7 Types d'IRM : *Double-Doughnut (GE Signa SP) / Open (Siemens Magnetom C) / Closed-Bore (GE Signa Excite HD)*

En considérant les avantages évidents de l'IRM concernant la qualité d'imagerie et les possibilités de la robotique pour les interventions locales sur la prostate, il devient intéressant de développer des systèmes robotisés pouvant placer précisément des instruments chirurgicaux en utilisant une rétroaction par IRM. Les contraintes liées à l'utilisation de robots en IRM limitent toutefois le type de robots et d'actionneurs qui peuvent être utilisés. Ce sujet sera étudié dans la prochaine section.

2.2 Actionneurs et robots pour l'IRM

La section présente les robots et actionneurs compatibles IRM qui existent ou qui sont en cours de développement. Bien que l'étude de faisabilité de [44] ait prouvé la pertinence des muscles pneumatiques binaires, on revient ici sur le choix des actionneurs pour bien comprendre la justification et les implications de ce choix. La robotique binaire y sera également abordée comme un choix découlant de la technologie d'actionnement.

2.2.1 Actionneurs pour l'IRM

Quelques robots ont été développés pour différentes applications liées au diagnostic et traitement du cancer de la prostate, spécifiquement pour l'IRM. Les robots qui servent à manipuler des instruments de style aiguille, comme pour la cryothérapie, la biopsie, la curiethérapie et l'ablation thermique (par laser ou radiofréquences), seront particulièrement ciblés. Le but premier des robots manipulateurs est d'orienter et positionner l'aiguille pour atteindre une cible voulue, mais parfois aussi de réaliser automatiquement l'insertion de l'instrument jusqu'à une profondeur visée. La section est divisée par type d'actionneurs, et discutera de ces types d'actionneurs par rapport aux robots qui les utilisent, s'il y a lieu.

Piezoélectriques

Les moteurs piezoélectriques sont considérés comme étant compatibles IRM, puisqu'ils contiennent des éléments de céramique au lieu de matériaux ferromagnétiques. Cependant, ils peuvent nuire à la qualité de l'imagerie à cause de la génération de courants de Foucault qui créent des interférences électromagnétiques. Un manipulateur pour les biopsies transrectales utilise des moteurs piezoélectriques pour positionner l'aiguille, avec une rétroaction par encodeurs transmise par fibre optique sur les joints [37]. Pour éviter ou limiter les interférences électromagnétiques, les actionneurs sont blindés et placés à au moins 20 cm de l'isocentre de l'IRM. Sans blindage ni filtration de l'alimentation et des signaux, les actionneurs en fonctionnement diminuent jusqu'à 60 % le ratio de signal sur bruit de l'IRM. Les moteurs piezoélectriques sont relativement coûteux (>500 \$) tout en étant suffisamment précis pour le positionnement d'un instrument intra-IRM.

Ultrasoniques

Les moteurs ultrasoniques, qui utilisent des éléments piezoélectriques vibrant à très haute fréquence (stator) en contact avec un composant mobile (rotor), peuvent causer des interférences électromagnétiques lorsque placés près de l'isocentre de l'IRM sans blindage

ni filtration des signaux. Un manipulateur pour le traitement de maladies spinales est actionné par des moteurs ultrasoniques, qui doivent être placés à au moins un mètre de l'isocentre de l'IRM pour éviter une réduction du signal [30].

Un robot pour les interventions au foie utilise quant à lui l'espace offert par un IRM *Double-Doughnut* pour atteindre l'abdomen du patient (tel que montré sur la figure 2.8). Les actionneurs ultrasoniques et les capteurs sont placés sous le lit de l'IRM afin de limiter les interférences électromagnétiques [29].

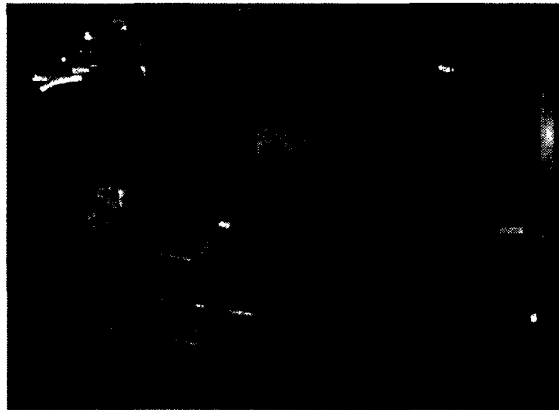


Figure 2.8 Système utilisant des moteurs ultrasoniques pour des interventions pour le foie [29]

Une autre recherche a démontré le potentiel d'actionneurs ultrasoniques rotatifs ou stationnaires pour un manipulateur plus général, sans application particulière [11]. Encore une fois, les actionneurs doivent être placés à plus de 24 cm de l'isocentre et blindés pour minimiser leur impact sur la qualité de l'image. Enfin, un manipulateur pour les interventions sur la prostate (figure 2.9) doit être placé à une certaine distance (20-40 cm) de l'isocentre, en s'assurant de ne pas faire fonctionner les actionneurs ni d'acquérir les signaux des capteurs durant la prise d'images [28]. Les moteurs ultrasoniques, bien qu'utilisés avec rétroaction, sont peu précis, ce robot pouvant atteindre une précision maximale de 2 mm. En plus des problèmes liés à la compatibilité IRM, les moteurs ultrasoniques présentent des difficultés en ce qui a trait au contrôle, notamment en raison de leur non-linéarité, non-réversibilité, vitesse initiale non-nulle et friction très élevée [26]. L'ordre de grandeur de coût des actionneurs ultrasoniques est le même que les moteurs piezoélectriques.

Hydrauliques

Les actionneurs hydrauliques, selon les matériaux utilisés, peuvent facilement être rendus compatibles IRM. Ils sont souvent choisis pour des configurations maître-esclave avec

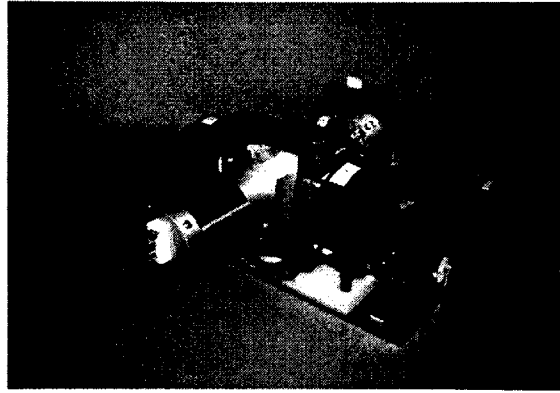


Figure 2.9 Manipulateur robotisé pour la prostate utilisant des moteurs ultrasoniques [28]

rétroaction, éliminant ainsi la nécessité d'une pompe hydraulique (non-compatible) [26]. Pour les applications médicales, cependant, le risque de fuite hydraulique en fait des actionneurs peu recommandés. Comme tous les systèmes hydrauliques, la performance des actionneurs est limitée par la viscosité fluidique, la friction des joints et du fluide et la compressibilité.

Magnétomécaniques

Les actionneurs magnétomécaniques utilisent le champ magnétique statique de l'IRM comme source d'actionnement (loi de Lorentz). Ils sont compatibles IRM en ce qui concerne les matériaux, mais selon le courant généré, peuvent diminuer la qualité d'image. Les actionneurs magnétomécaniques sont aussi sensibles à leur positionnement dans l'IRM, et leurs performances et compatibilité dépendent de la séquence d'imagerie utilisée et de l'alimentation électrique [26].

Un actionneur, sans application particulière mais conçu spécifiquement pour les interventions intra-IRM, utilise un moteur magnétomécanique pour entraîner un mécanisme à cliquet [56]. Tel qu'illustré sur la figure 2.10, le champs magnétique vertical d'un IRM, combiné avec un courant alternatif perpendiculaire au champs dans une bobine, entraîne l'oscillation du système. Le mécanisme à cliquet transforme cette oscillation en rotation incrémentale. Le moteur doit être placé à 30 cm de l'isocentre pour limiter les interférences électromagnétiques, et son positionnement influence grandement ses performances.

Électroactifs

Les actionneurs électroactifs, entre autres connus sous le nom d'Actionneurs élastomères diélectriques (DEA), sont faits à partir de film de polymère. Des électrodes souples, métal-

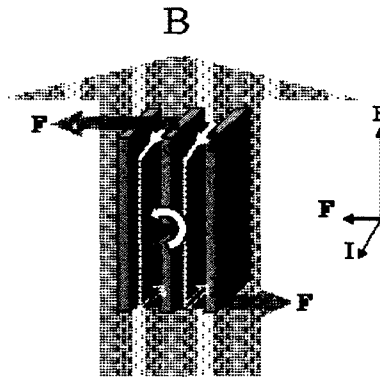


Figure 2.10 Principe de fonctionnement d'un actionneur magnétomécanique [56]

liques ou non, sont appliquées de chaque côté du film et, lorsqu'une différence de potentiel est appliquée, le film s'amincit sous la pression de Maxwell entre les électrodes, causant une augmentation de la surface du film. Les DEA ne pèsent que quelques grammes, mais possèdent une très haute densité de puissance pouvant atteindre 500 W/kg en continu [9]. Les problèmes liés aux actionneurs électroactifs sont l'électronique de haute puissance (coûteuse et encombrante) [26], la force maximale souvent très faible et la fiabilité [39]. Les problèmes de faible force et de fiabilité peuvent être amoindris en utilisant les actionneurs en mode binaire, avec des ressorts à lame par exemple. Les DEA peuvent être utilisés sans problème dans l'IRM [34], même en fonctionnement car le courant qui y circule est très faible (moins d'un milliampère) malgré des différences de potentiel élevées (> 2 kV). Les DEA peuvent également opérer en mode capteur, où une modification de la géométrie de l'actionneur cause une variation d'impédance qui peut être mesurée.

Un manipulateur binaire pour les interventions intra-IRM sur la prostate a été conçu en utilisant 12 DEA bistables en parallèle (figure 2.11). Bien que le manipulateur permette d'orienter un instrument couvrant la zone de travail requise, sa rigidité n'était pas assez élevée pour pouvoir réaliser des interventions réelles. Il s'agit cependant du premier manipulateur robotisé pour l'IRM à avoir incorporé des actionneurs binaires. Les DEAs sont très peu coûteux (< 5 \$) et leur contrôle est simplifié par l'actionnement binaire, qui sera expliqué plus en détails dans la prochaine section.

Pneumatiques

Les actionneurs pneumatiques peuvent être une bonne solution pour l'actionnement intra-IRM. L'air comprimé est souvent disponible directement dans les salles d'IRM, et les pièces des actionneurs pneumatiques peuvent facilement être conçues sans matériaux fer-

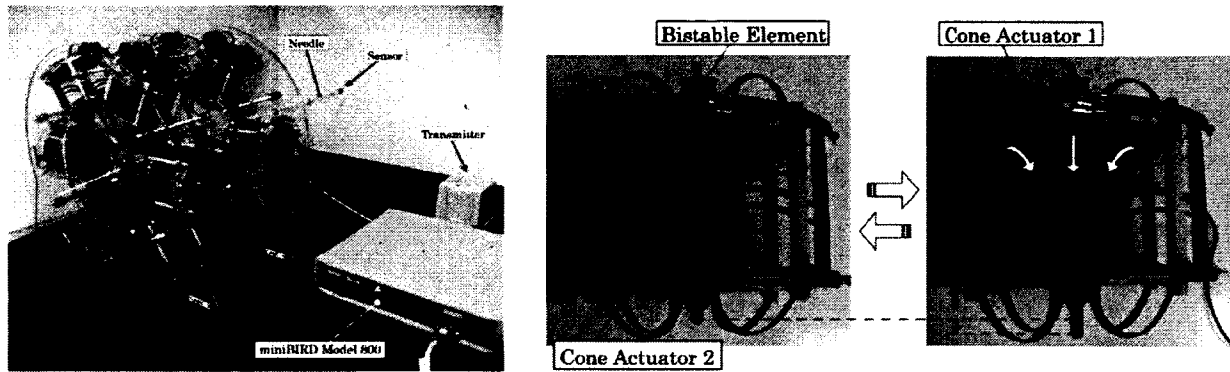


Figure 2.11 Robot utilisant des actionneurs électroactifs bistables en parallèle (image de [50])

romagnétiques. Les fuites, contrairement à l'hydraulique, ne sont pas problématiques. Les valves, souvent non-compatibles, peuvent être placées à l'extérieur de la salle d'IRM avec des tuyaux pneumatiques plus longs. La longueur de tuyau crée cependant un problème en ce qui a trait au contrôle et à l'actionnement à haute fréquence en raison de la compressibilité de l'air. Le contrôle en position des cylindres pneumatiques est donc complexifié. Cependant, l'utilisation de muscles pneumatiques permet le contrôle tant en position qu'en force, et permet donc de contrer les difficultés de contrôle.

Un manipulateur pour les interventions transpérinéales sur la prostate utilise un mécanisme de levage à ciseaux (*scissor-lift*) actionné par un cylindre pneumatique fait sur mesure de matériaux compatibles IRM (figure 2.12) [21, 22]. Les valves piezoélectriques sont blindées et placées plus loin de l'IRM. Un autre manipulateur utilise également des cylindres pneumatiques, cette fois pour les interventions au foie. Des pistons pneumatiques bidirectionnels placés en opposition entraînent la rotation d'un mécanisme à cliquet, permettant une rotation unidirectionnelle et un blocage de la position [51]. Comme le manipulateur est fixé directement sur le patient, il permet de suivre les mouvements abdominaux dus à la respiration. Dans des conditions expérimentales idéales (insertion dans une mousse), le manipulateur atteint une précision d'environ 2 mm. Les valves du manipulateur sont à l'extérieur de la salle d'IRM et reliées au robot par 7 m de tuyau flexible.

Un autre manipulateur pneumatique utilise un nouveau type de moteur appelé le *Pneustep*, un moteur pas-à-pas actionné par des diaphragmes pneumatiques binaires [47, 48]. Le *Pneustep* combine la précision angulaire des moteurs pas-à-pas et la compatibilité IRM de la pneumatique, et peut opérer en boucle ouverte ou fermée avec des capteurs à fibre optique. Toutes les composantes du manipulateur sont compatibles IRM, sauf les valves qui doivent être placées à 7 m, à l'extérieur de la salle d'IRM. Le circuit pneumatique



Figure 2.12 Robots utilisant des cylindres pneumatiques [22, 51]

limite toutefois la vitesse du moteur à cause de la compressibilité de l'air qui limite la fréquence des valves. Le robot, capable de réaliser des interventions transpérinéales pour la prostate (curiethérapie), a une précision de 0.076 mm, ce qui est bien au-delà de la résolution d'un IRM. Il utilise un moteur *Pneustep* pour actionner chacun des six degrés de liberté (figure 2.13), soit en configuration rotative ou linéaire. La complexité et le coût du manipulateur utilisant le *Pneustep* sont ses principaux désavantages, son coût de fabrication étant non-négligeable par rapport au coût d'acquisition de l'IRM.



Figure 2.13 Robot utilisant le moteur pas-à-pas pneumatique *Pneustep*

Le *Pneustep* permet de surmonter les difficultés de contrôle liées à la pneumatique, ne dépendant pas de la pression (actionneurs bistables) et permettant d'atteindre la vitesse de rotation désirée dans les limites du circuit pneumatique. D'autres types d'actionneurs pneumatiques, aussi contrôlables et toujours compatibles IRM, sont les muscles pneumatiques. Souvent connus sous le nom de McKibbens, les muscles pneumatiques fonctionnent sous le principe de déformation d'une membrane élastomère sous l'effet de la pression. La déformation du muscle peut être limitée ou orientée en utilisant des renforts ou gaines autour du muscle. Les muscles pneumatiques atteignent des densités de puissance pouvant aller jusqu'à plusieurs kW/kg [15]. Un muscle McKibbens est un muscle contractile,

c'est-à-dire que l'orientation des fibres de la gaine qui l'entoure fait en sorte que le muscle augmente en diamètre et raccourcit sous l'effet de la pression, tel qu'illustré à la figure 2.14. Les McKibbens sont souvent utilisés en configuration antagoniste pour éviter le fluage des muscles ; ils sont ainsi toujours maintenus sous tension. Un bel exemple d'utilisation des muscles McKibbens est une trompe d'éléphant conçue par la compagnie de contrôle et de pneumatique *Festo*, illustrée à la figure 2.15.

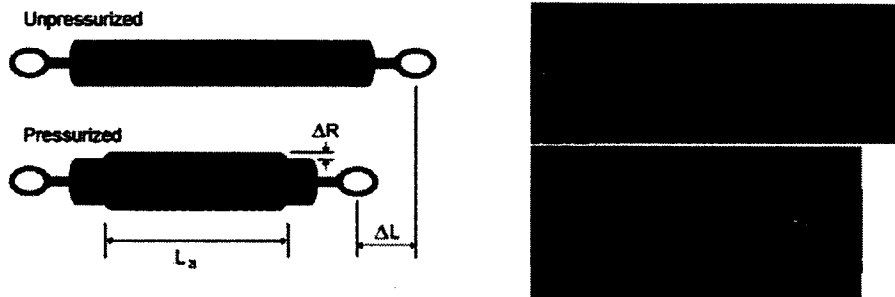


Figure 2.14 Muscles McKibbens (contractiles) [35]

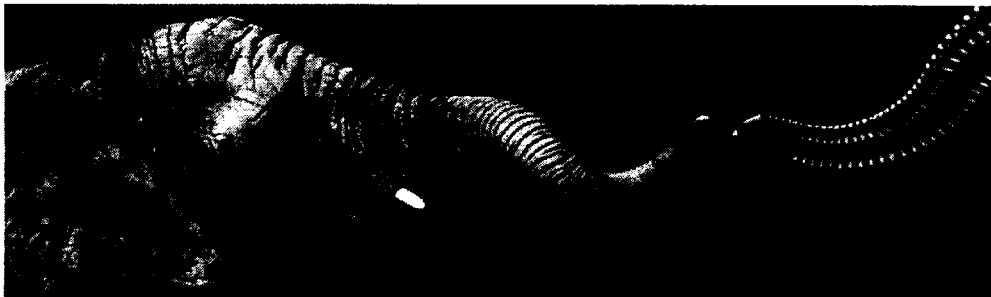


Figure 2.15 Trompe d'éléphant avec main articulée (*Festo*)

De nombreux autres types de muscles pneumatiques peuvent être conçus pour se raccourcir, s'allonger, changer de géométrie, se dérouler, etc. Le type de muscle est choisi en fonction de la disponibilité, des procédés de fabrication et de l'architecture du robot. Tous les muscles pneumatiques, étant faits d'une membrane élastomère, ont en commun d'être compliants. La compliabilité implique que pour une pression donnée (force), le muscle agit comme un ressort : un déplacement d'une de ses extrémité provoque un changement de force. La compliabilité provient aussi en partie de la compressibilité de l'air.

Pour une application en robotique compatible IRM dans le milieu médical, où la sécurité du patient est primordiale, les muscles pneumatiques semblent une option très prometteuse. Leur faible coût est aussi un attrait considérant le changement de paradigme en santé expliqué dans l'introduction. Les possibilités des muscles pneumatiques sont nombreuses

et permettent de choisir le type de muscle le plus approprié pour l'architecture choisie et les requis. La problématique liée au contrôle est intrinsèquement éliminée, puisque les muscles peuvent être contrôlés tant en force qu'en déplacement, et ce, sans rétroaction. La limitation en fréquence due au circuit pneumatique pourra quant à elle être minimisée en utilisant les actionneurs en mode binaire. La robotique binaire sera décrite dans la prochaine section.

Le manipulateur de l'étude de faisabilité mentionnée en introduction utilise des muscles pneumatiques en polymère en mode binaire et est montré à la figure 2.16 [43, 44]. Chacun de ses muscles cylindriques, fonctionnant en extension et donc restreint en diamètre, est assemblé avec des paliers à embout (*rod-end*) pour permettre leur pivotement. Le manipulateur permet d'orienter un instrument pour les interventions liées au cancer de la prostate. Il atteint une répétabilité moyenne de 1.2 mm et une erreur de justesse moyenne en boucle ouverte, après calibration, de 1.7 mm, pour une erreur totale de 3 mm.

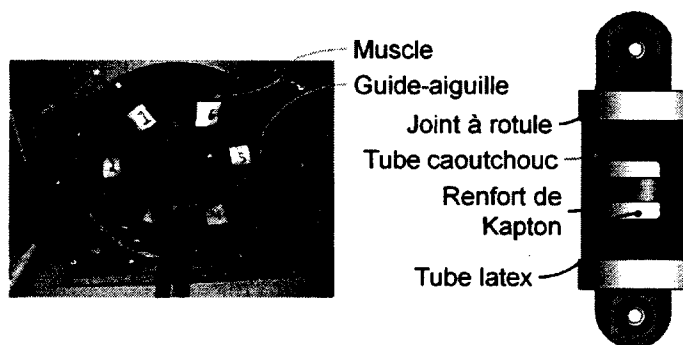


Figure 2.16 Robot manipulateur utilisant des muscles pneumatiques en extension [44]

Les muscles pneumatiques sont composés de tubes de latex autour desquels on a ajouté un ruban de polyimide (*Kapton*) qui agit à titre de renfort radial pour limiter l'inflation du muscle et favoriser son allongement. Le muscle est recouvert d'un tube de caoutchouc pour protéger la membrane de latex, sujette à une dégradation due aux rayons ultra-violets. Le muscle est attaché à ses pivots par des collets de plastique serrés sur des embouts de plastique dans lesquels sont insérés les paliers à embout. Le manipulateur est composé de 12 muscles, placés en parallèle autour de l'instrument et permettant un total de 4096 positions binaires (voir section 2.2.2). Les essais expérimentaux montrent que les paliers à embout causent une friction importante qui nuit à la répétabilité du manipulateur et que les matériaux et la procédure d'assemblage causent des défaillances lors d'un usage répété. Bien que sa taille doive être réduite pour répondre aux requis, le manipulateur démontre le potentiel des muscles pneumatiques extensibles binaires placés en parallèle pour orienter

un instrument chirurgical dans un IRM, particulièrement pour les interventions sur la prostate. Il intègre aussi une nouvelle technologie de valve entièrement compatible IRM, soit des valves à jet actionnées par DEA[44]. Le manipulateur décrit ci-dessus constitue la base sur laquelle reposent les travaux présentés dans le mémoire.

2.2.2 Robotique binaire

En robotique binaire, chaque actionneur a deux états possibles, créant un nombre exponentiel de positions atteignables par le robot selon le nombre d'actionneurs. Par exemple, un robot ayant 20 actionneurs aura 2^{20} positions possibles (1048576). Les principaux avantages liés à l'utilisation d'actionneurs binaires sont la réduction de la complexité du contrôle de bas niveau (et donc du coût des contrôleurs), l'augmentation de la répétabilité en raison du nombre fini d'états et le coût relativement faible des actionneurs à deux états. Contrairement aux moteurs pneumatiques pas-à-pas qui ont une tendance à glisser ou manquer des pas, les actionneurs binaires sont considérés fiables [12].

Tel que mentionné précédemment, l'utilisation de la pneumatique peut également impliquer des problématiques de contrôle à haute fréquence, en raison des limites du circuit pneumatique dues à la compressibilité de l'air. L'implantation d'un système de contrôle avec rétroaction pour le contrôle en continu est complexifiée par le champ magnétique de l'IRM et les coûts associés aux capteurs compatibles IRM. La robotique binaire pneumatique est donc une option intéressante pour l'actionnement en IRM, limitant le besoin de capteurs sur chaque actionneur. Bien que les capteurs ne soient pas nécessaires, il est recommandé d'avoir un moyen de valider la position de l'instrument. L'utilisation de l'imagerie est possible, et même souhaitée, puisque le médecin peut alors valider la position de l'instrument durant l'insertion. Un capteur de position ou de force peut être ajouté, fonctionnant par fibre optique ou encore grâce à un DEA. Les capteurs DEA fonctionnent sous le même principe que les actionneurs électroactifs [27], mais de façon inverse (voir section 2.2.1). Un seul capteur DEA pourrait valider que la position et l'orientation de l'instrument correspondent bien à ce qui a été demandé au robot, à très faible coût et sans impact sur la qualité de l'imagerie.

D'un autre côté, la difficulté de contrôle d'un robot binaire réside dans le fait que la trajectoire pendant un changement d'état est difficilement prévisible et contrôlable. Dans le cas d'un manipulateur servant à orienter un instrument à l'extérieur du patient, comme dans le cas présent, la trajectoire entre deux points est peu critique et son étude peut être omise. Le contrôle binaire est aussi complexifié par l'implantation d'une boucle de rétroaction et d'un algorithme de minimisation de l'erreur de positionnement. Tel que mentionné dans

l'introduction du mémoire, l'aspect du contrôle en robotique binaire, et particulièrement appliqué au manipulateur pour la prostate, est étudié par un autre étudiant (Alexandre Girard).

Hyperredondance et compliance

En actionnement binaire, lorsque le nombre de degrés de liberté (actionneurs) dépasse le nombre minimum de degrés de liberté nécessaire pour créer le mouvement désiré (2 rotations et 2 translations, par exemple), on parle de mécanismes binaires hyperredondants. Les mécanismes binaires hyperredondants comportent quelques avantages supplémentaires par rapport aux systèmes binaires réguliers ; ils ont notamment une plus grande capacité de charge par rapport à leur poids et permettent d'assurer une certaine sécurité en cas de défaillance d'un actionneur (selon la configuration choisie) [49]. L'hyperredondance implique cependant des défis de conception puisque les actionneurs ne doivent pas se limiter entre eux.

Pour résoudre les défis de conception liés à l'hyperredondance, une solution consiste à introduire des actionneurs compliants, ou encore des éléments compliants dans l'architecture du robot. La compliance, qui est l'une des caractéristiques particulières des muscles pneumatiques, permet alors que les muscles se déforment lorsque d'autres muscles sont activés, pour obtenir un état global minimisant l'énergie de déformation de tous les muscles (qui agissent comme des ressorts). On dit alors que les muscles sont moyennés élastiquement, c'est-à-dire que le système est hautement surcontraint par des membres compliants (les muscles) en pré-tension, et dont les positions individuelles sont moyennées avec tous les autres muscles.

Architectures binaires

La plupart des robots binaires sont des bras manipulateurs, qui utilisent un très grand nombre d'actionneurs placés en série, ou en parallèle-série (figure 2.17), c'est-à-dire que des groupes d'actionneurs parallèles sont placés en série [12]. On appelle aussi les robots série ou parallèle-série des trompes.

La robotique binaire est aussi utilisée pour faire des robots de type serpent qui peuvent se déplacer dans des endroits très difficiles d'accès, ou encore pour faire des robots reconfigurables (plusieurs petits modules qui peuvent changer de forme, d'état ou d'orientation, voir figure 2.18)[49].

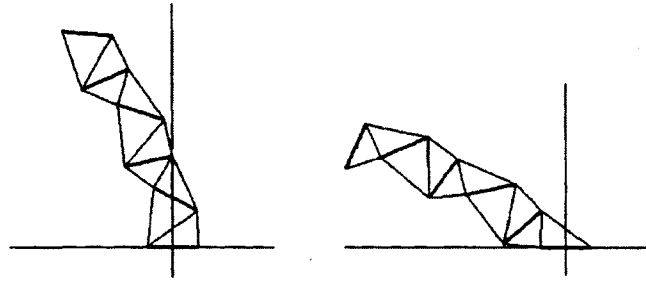


Figure 2.17 Bras manipulateur binaire [12]

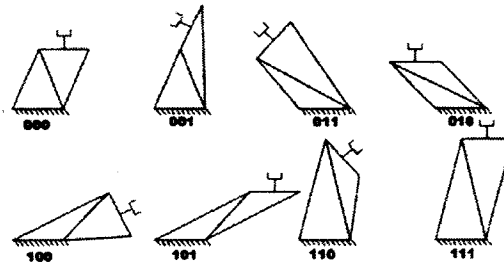


Figure 2.18 Modules reconfigurables binaires

D'autres robots, surtout manipulateurs, sont dits parallèles lorsque leurs actionneurs sont placés majoritairement en parallèle. Dans ce type d'architecture, la compliance est d'autant plus importante que les actionneurs ont un effet non-négligeable les uns sur les autres, par rapport aux architectures séries. Deux robots, mentionnés précédemment, utilisent ce genre d'architecture pour manipuler des instruments (voir figures 2.11 et 2.16) [44, 50].

En résumé, le potentiel des interventions robotisées intra-IRM a été démontré, mais demande le développement d'une robotique nouvelle et adaptée spécifiquement aux requis de l'IRM. Plusieurs types d'actionneurs, considérés comme étant compatibles IRM, existent et ont été utilisés dans divers robots spécifiquement développés pour les interventions intra-IRM. Ces actionneurs et robots sont généralement très coûteux (même ordre de grandeur qu'un système IRM) et causent souvent des interférences avec l'IRM, menant à une dégradation de la qualité d'imagerie. Les muscles pneumatiques s'avèrent une option avantageuse, tant au niveau du coût que de leur compatibilité IRM parfaite. Contrôlés de façon binaire, ils permettent d'éliminer le besoin pour des capteurs de bas niveau (sur chaque actionneur) et règlent du même coup les habituels problèmes de contrôle pneumatique (temps de réponse, fréquence, etc.).

CHAPITRE 3

DESIGN AND MANUFACTURING

Auteurs et affiliations :

- G. Miron : étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.
- A. Girard : étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.
- JS. Plante : professeur agrégé, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.
- M. Lepage : professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de médecine, Département de médecine nucléaire et radiobiologie.

Date de soumission : 30 mai 2012

Revue : *ASME Journal of Mechanical Design*

Titre français : Conception et fabrication de muscles pneumatiques intégrés pour un manipulateur binaire compatible IRM appliqué au cancer de la prostate

Contribution au document : Cet article est la principale contribution du mémoire, établissant la démarche de conception, et particulièrement les modèles et le procédé de fabrication, nécessaires pour développer des muscles pneumatiques intégrés pour la problématique de robotique intra-IRM. L'article justifie l'utilisation de chacun des modèles et explicite les résultats obtenus et leur implication dans le choix du concept final. L'article relate et discute également les résultats expérimentaux obtenus en laboratoire et en IRM avec le prototype final. Il est complété par la prochaine section, qui détaille notamment le procédé de fabrication, le choix de matériau, l'impact de la relaxation du matériau, la conception de pivots intégrés moulés et les analyses par éléments finis.

Résumé français : Les robots compatibles avec l'Imagerie par résonance magnétique (IRM) peuvent assister les médecins dans les interventions nécessitant l'insertion précise d'aiguilles de biopsie et d'instruments thérapeutiques dans des tumeurs millimétriques, en utilisant les images de l'IRM. Les systèmes d'IRM représentent ce-

pendant un environnement de travail difficile pour les robots, impliquant de très hauts champs magnétiques et un espace confiné. La conception de robots se trouve donc complexifiée par les contraintes de l'IRM. Cet article présente une technologie d'actionnement pneumatique qui consiste en une structure de polymère moulée intégrant des muscles pneumatiques utilisés de façon binaire. En plus de permettre un positionnement précis, les muscles pneumatiques intégrés présentent des avantages de compacité, de compatibilité IRM, de simplicité et de faible coût. La conception et la validation d'un manipulateur pour les interventions transpérinéales pour le cancer de la prostate sont présentées ici. Le prototype utilise 20 muscles pneumatiques intégrés dans quatre structures de polymère étoilées (de forme assimilable à une étoile). Chaque structure est moulée avec un silicone élastomère en utilisant un procédé de moulage à cire perdue et contient des joints compliants éliminant les surfaces de glissement, amenant une faible hystérésis et une bonne répétabilité. Le contrôle binaire de chaque muscle pneumatique assure la stabilité et la justesse du positionnement tout en minimisant les coûts et la complexité. La compatibilité IRM du manipulateur a été validée, ce dernier n'ayant aucun effet sur le ratio de signal sur bruit des images. Avec une rétroaction par image, le robot peut atteindre des cibles avec une répétabilité et une justesse de moins de 0.5 mm. L'approche intégrée se révèle être un facteur clé pour les performances puisqu'elle réduit d'un facteur 7 l'erreur d'hystérésis mesurée par rapport à la version précédente du robot (muscles indépendants). Le succès des expérimentations menées sur ce robot binaire pneumatique ouvre la porte pour un nouveau paradigme de conception de robots médicaux très précis à faible coût.

Note : Cet article a été soumis et pourra être modifié selon les commentaires du jury et de l'éditeur.

ARTICLE TEL QUE SOUMIS

Magnetic Resonance Imaging (MRI) compatible robots can assist physicians for the insertion of biopsy needles and therapeutic instruments directly into millimeter-size tumors using MR imaging feedback. However, MRI systems present a challenging environment with high magnetic field and limited space, making the development of MRI-compatible robots complex. This paper presents an MRI-compatible pneumatic actuation technology consisting of molded polymer structures with embedded air-muscles operated in a binary fashion. While having good positioning accuracy, the technology presents advantages of compactness, perfect MRI-compatibility, simplicity and low cost. Here we specifically report the design and validation of a transperineal prostate cancer manipulator prototype having 20 embedded air-muscles distributed in four star-like polymer structures. These compliant structures are made of silicone elastomer using lost-core injection molding. Molded compliant joints eliminate sliding surfaces for low motion hysteresis and good precision. An effective design method for such embedded polymer air-muscles is proposed, using a manipulator model and four levels of air-muscle design models : geometrical, finite elements, uniaxial analytic and experimental. Binary control of each air-muscle assures stability and accuracy with minimized costs and complexity. The manipulator is tested MRI-compatible with no observable effects on the signal-to-noise ratio and, with appropriate image feedback, reaches targets with precision and accuracy under 0.5 mm. The embedded approach reveals to be a key feature since it reduces hysteresis errors by a factor of ≈ 7 compared to a previous non-embedded version of the manipulator. The successful validation of this binary manipulator opens the door to a new design paradigm for low cost and highly capable pneumatic robots.

3.1 Introduction

3.1.1 Motivation

Robotics has been introduced in medical procedures in the late 1980's [24] and is now widely used for precise and accurate interventions such as laparoscopic surgery, brain stimulation and general surgery. In combination with imaging techniques like Magnetic Resonance Imaging (MRI), ultrasound, computer-tomography, etc., robotic surgery helps precisely reach targeted intervention sites (tumor, organ, artery obstruction), thus possibly minimizing recovery time and side effects and increasing survival rates [11, 33]. As one of the most widespread cancer, prostate cancer has led to the development of specific manipulators able to perform biopsy and brachytherapy. MRI is particularly well adapted

for imaging soft tissues such as prostate tumors [10, 31], making it a promising choice for image-guided procedures. Intra-MRI robots although present major design challenges, which include working in a confined space (diameter < 700 mm), under high magnetic fields (up to 7 teslas), and with low refresh rates. MRI-specific robots thus require specifically designed actuators that overcome the size and magnetic field issues without interfering with image acquisition and affecting image quality.

3.1.2 Background

Traditional Robotic Approaches

Traditional robotic approaches to MRI actuation are limited to few actuation technologies. The two most widely used are piezoelectric (including ultrasonic) and pneumatic actuators. Piezoelectric actuators are only considered MRI-compatible when properly shielded or placed at a safe distance from the MR bore [26]. Piezoelectric actuators have been used as motors in a manipulator [37], but were placed at least 200 mm away from the imaging center and shielded for electromagnetic interference (EMI). In another manipulator, they have been used as servo-valves to control air cylinders, still having to be EMI-shielded [22, 23]. Piezoelectric ultrasonic motors also have been reported for MRI manipulation, either shielded or turned off during imaging to remain MRI-compatible [30]. Pneumatic actuators are easily made MRI-compatible, but when under continuous control, they are subjected to control instabilities due to air compressibility, while requiring expensive proportional valves [8, 45]. A ratchet-like pneumatic system with pistons as actuators for intra-MRI abdominal interventions has been reported [51]. Using a different pneumatic approach, the *PneuStep* [47, 48] is a clever pneumatic step motor that solves both the issues of motor MRI-compatibility and pneumatic actuators controllability. However, the *PneuStep* comprises numerous parts and is quite complex, and thus expensive. Aside from piezoelectric and pneumatic actuators, a magnetic motor [56] has been reported for intra-MRI manipulation, using MR field to actuate a ratchet-like rotating system without the need for an encoder. Magnetic motors performance and effect on imaging quality are although sensitive to their position in the MRI, their supply current, and the imaging sequence, requiring MRI-compatibility testing and calibration at every use [26]. They also produce low torque (≈ 0.015 N·m) and must be shut off during imaging sequences. Of the aforementioned technologies, ultrasonic and pneumatic step motors reveal to be the most promising but still have potential MRI-compatibility issues (ultrasonic only), high cost and complexity.

Binary Approach

Binary manipulation using all-polymer compliant actuators was explored as a mean of providing simple and cost-effective manipulation for MRI-guided interventions. Binary control eliminates complex low-level feedback and minimizes production costs [12, 38]. However, the main issue with binary robotics is to find high-force density actuators that can be used in large numbers (e.g. being easy to fabricate and assemble, with low part counts and inexpensive). From this perspective, a binary manipulator was developed using elastically averaged Dielectric Elastomer Actuators (DEA) for transperineal prostate interventions [50]. Although simple and low cost, DEA revealed to have insufficient force density and reliability for practical short term implementation. More recently, air-muscles successfully replaced DEA in the binary, elastically-averaged approach and showed good potential and sufficient force to meet clinically relevant requirements of precision, size, and stiffness (Fig. 3.1) [44]. An extensive experimental characterization of the manipulator, using 12 air-muscles, revealed that the remaining challenges of the elastically-averaged binary approach are to : reduce binary error by increasing the number of actuators, reduce device size, and reduce hysteresis error due to mechanical friction in joints and material viscoelasticity [44].

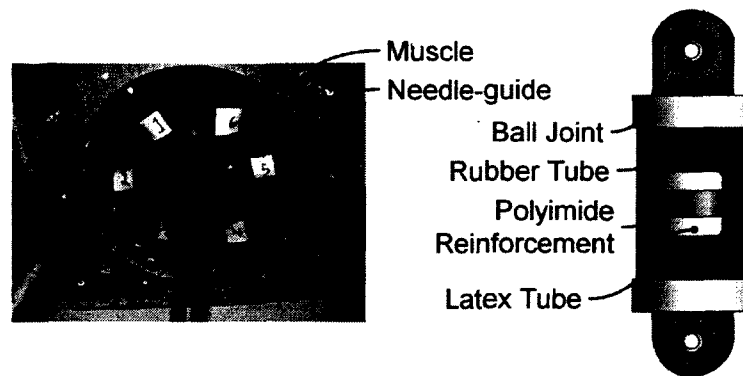


Figure 3.1 Prototype using 12 non-embedded air-muscles (left) and muscle details (right) [44]

3.1.3 Approach and Results

This paper presents an embedded pneumatic actuator technology that solves the challenges of resolution, size and hysteresis of the aforementioned elastically-averaged binary prostate cancer manipulator. The proposed manipulator is powered by air-muscles integrated directly into a fully compliant polymer structure, forming embedded air-muscles without any mechanical joint. Material selection and manufacturing process using lost core

injection molding are detailed. A proposed design process using an analytical manipulator model and four simple air-muscle models is also presented. An extensive experimental characterization demonstrates that the precision of the prototype is as low as 0.19 mm and its accuracy under 0.5 mm, which are well below the mandated sub-millimeter precision. Displacement error due to material and joint hysteresis is virtually eliminated. Manipulator diameter (only 200 mm) is small enough to fit along with the patient inside an MRI. MRI-compatibility is validated and successful needle insertions in ballistic gel with MRI feedback are achieved. Embedded air-muscles reveal to be an effective MRI-compatible actuation technology, and at the same time, an actuator technology with adequate force density and simplicity to be used in binary robotic systems in general.

3.2 Proposed Design

The proposed manipulator is shown in the context of transperineal needle insertions for prostate cancer biopsies and treatments in Fig. 3.2. The manipulator orients a needle guide toward a targeted zone in the prostate, identified from MR images. The physician/assistant then inserts the needle manually up to the desired insertion depth using image and/or hand feedback.

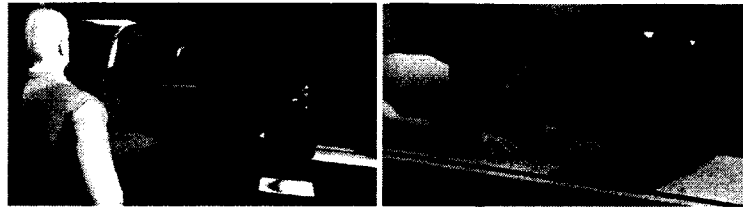


Figure 3.2 MRI control room (left) and manipulator and patient on MRI table (right)

3.2.1 Requirements

The manipulator must reach a target with a 1 mm accuracy consistent with the resolution of 3 T MR images. The workspace must be the size of a cancerous prostate, which is 80 mm x 70 mm at a 60 mm depth behind the perineum. The stiffness at the end-effector must be in the order of 0.32 N/mm to withstand insertion forces without major trajectory changes [44].

3.2.2 Manipulator Overview

The proposed manipulator has 20 compliant air-muscles that lengthen under pressure. The elastomer air-muscles are integrally molded with circumferential ribs that restrain radial deformation and enhance axial displacement under pressure, as seen on Fig. 3.3. Air-muscles are molded five at a time and embedded in a star-like polymer structure, sharing a common center section. The material is a silicone elastomer (*Silastic V-RTV, Dow Corning*) chosen for its inherent high elastic deformation, appropriate stiffness, and ease to conform to complex mold shapes. The planar star-like configuration is chosen over a 3-D configuration (pyramid-like) for molding and assembling simplicity. The number of muscles per structure (five) is chosen to maximize the number of muscles in the allocated space without interference between actuated muscles. Other studied configurations include a closed polymer structure with air-cavities (limited lengthening), muscles placed at an angle (causes displacement in the needle axis) and cable joined muscles (complex cable attachment to the muscle, increased number of parts and assembly errors).

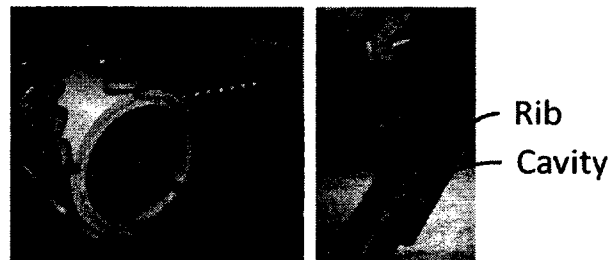


Figure 3.3 Manipulator and star-like structure (left) and inside geometry of an air-muscle with 3 ribs (right)

Referring to Fig. 3.3 and 3.4, air-muscles are attached to a machined cylindrical frame with a larger molded extremity sandwiched between a fiberglass support and a custom barbed pneumatic fitting.

All air-muscles are equally prestretched to prevent compression when facing muscles are pressurized. Air-muscles are placed such that they all are 18° staggered one from the other from a front view of the manipulator, creating an even distribution of the air-muscles around the needle guide. Hence, redundant positions and symmetrical patterns in the binary workspace are potentially eliminated. Each individual air-muscle is connected to a two-state valve allowing two possible muscle states : pressurized (lengthened) or not pressurized. Binary air-muscle pressurization creates a workspace consisting of one reachable end-effector position for every binary combination (2^n , where n is the number of binary air-muscles).

The needle or instrument is supported by a fiberglass needle guide ensuring adequate rigidity. The instrument is inserted through the back of the manipulator to facilitate instrument manipulation by the physician while in the confined space of an MRI. For the purpose of demonstration, solenoids valves are connected to the manipulator by 7-meter long pneumatic hoses and located outside the MRI room to avoid electromagnetic interferences. DEA-actuated jet-valves could eventually be mounted directly on the manipulator [41], thus eliminating the need for pneumatic hoses.

3.2.3 Embedded Pneumatic Muscles

Air-muscles work under the principle of membrane deformation under pressure. Membranes of McKibben muscles are reinforced with twisted fibers making the muscles contract under pressure [53]. In contrast, the proposed air-muscles are composed of a radially reinforced membrane with molded ribs that limit radial expansion to favor lengthening under pressure (Fig. 3.3 and Fig. 3.4).

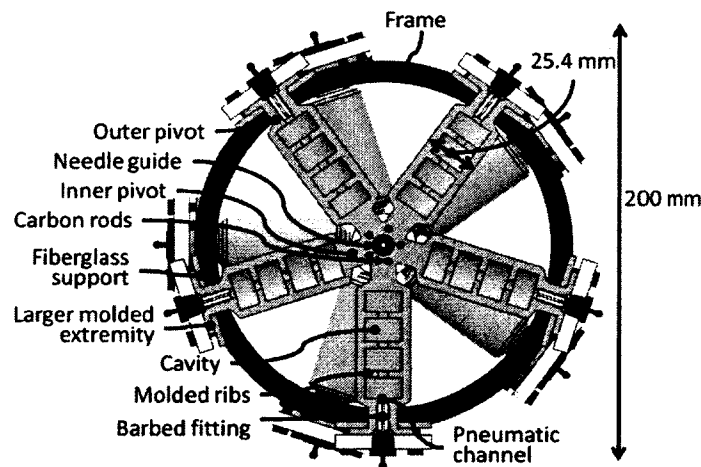


Figure 3.4 Air-muscles cross-section

Embedding air-muscles in molded structures is advantageous since it allows for accurate manufacturing and reduces assembly errors, thereby providing good control over muscle geometric dimensions. Furthermore, mechanical joints are eliminated since pivot joints are molded along with the air-muscles. Molded joints limit pivots dry friction and minimizes the effect of motion history (hysteresis), thus increasing manipulator precision. However, material hysteresis due to viscoelasticity does remain.

Each air-muscle has three reinforcement ribs defining four cavities linked through a common pneumatic channel (Fig. 3.4). The pneumatic inlet/outlet is located on the outer end of the air-muscle and fitted with a barbed fitting that also serves as a fixture to the frame.

Pivot design is critical as it requires a compromise between flexural and axial stiffness. Flexural rigidity must be as low as possible to limit parasitic bending moments, while axial rigidity must be as high as possible to limit its detrimental effect on manipulator stiffness. Here, pivot cross-sectional area is set to be equal to the air-muscle smallest cross-section area and pivot length is kept as small as geometrical constraints allow.

Materials

Best results are obtained with an elastomer material having a maximum elongation of over 500 % and a durometer of at least 35 shore A. Required elongation is set by evaluating with a finite element model that the total biaxial stretch of the air-muscle at the operating pressure (220 kPa) is about 200 %, leaving a safety factor of 2.5 to account for cyclic use. Durometer is minimally set to 35 Shore A so that the membrane withstands high pressures while keeping wall thickness reasonable (less than 5 mm). The material must also have good castability and as little viscoelastic behavior as possible.

Two material families are considered : polyurethanes and silicones. Polyurethane (PU) polymers from *GYF Plastiques* (St-Jean-sur-Richelien, Qc, Canada) are available in multiple hardnesses and allow using parts of different hardnesses that can be chemically joined together. However, PU have short setting times (minutes), making them hard to work with. Furthermore, the elastomeric polyurethane (40 +/-5 Shore A) considered for the air-muscle membrane and ribs is highly viscoelastic (16 % force loss over 15 min at constant stretch). On the other hand, the room-temperature vulcanized (RTV) silicone elastomer (*Silastic V-RTV, Dow Corning*) has a less pronounced viscoelastic response translating into lower settling time and a smaller relaxation (7 % force loss over 15 min). Silicone has little or no adherence to other materials, thus requiring careful design to ensure airtight and durable attachments.

The influence of shape on viscoelastic properties is assessed by testing materials both as flat *tensile specimens* and as *muscle* configuration up to a 1.5 uniaxial stretch ratio. Based on Tab. 3.1, silicone is chosen for its ease of manufacturing and better viscoelastic properties. Time constants in Tab. 3.1 represent the time it takes for the material to reach 63 % of the long term force loss under constant stretch.

Table 3.1 Material properties

Material	Force loss @15 min	Time const.	Hard. Shore A	Elong. at break %
Silicone tensile specimen	5.68 %	115 s	38	500
Silicone muscle	7.21 %	62 s		
PU tensile specimen	16.35 %	170 s	40 +/- 5	700
PU muscle	15.29 %	152 s		

Manufacturing

The manufacturing process of the embedded air-muscles is low pressure lost-core injection molding at room temperature. It allows for rigorous shape reproduction and repeatable manufacturing while being easily performed using laboratory equipment. Machined wax cores are inserted in the mold and held in place by metal rods. The mold is a two-part mold with parting line splitting all air-muscles along their center plane, which allows for easy part retrieving as well as monitoring of the filling of the mold through overflow channels (Fig. 3.5). Injection of the two-part liquid silicone mix previously degassed to prevent bubble formation is made through the bottom of the mold. Injection is pursued until a continuous flow of silicone comes out of the top and sides of the mold through the overflow channels. Small material reservoirs are added to make sure that all cavities are equally filled and that the material does not withdraw during curing. Curing time is approximately six hours in ambient conditions. Once the part is retrieved from the mold, it is heated to 120 °C to melt the wax (wax melting point is 118 °C while silicone degradation begins around 150 °C). The wax is then squeezed out of each air-muscle.

The chosen material and manufacturing combination proves adequate for prototyping, although leaving room for improvements. For example, radiuses could be added to the wax inserts to prevent stress concentrations and silicone heating could be avoided by replacing machinable wax by a dissolvable material. Moreover, the molding process could be made in multiple steps to allow chemical fusion of various materials such as polyurethanes, similarly to shape deposition manufacturing [18]. Finally, overmolded features could be added to directly affect air-muscle deformation (similar to braiding in McKibben muscles).

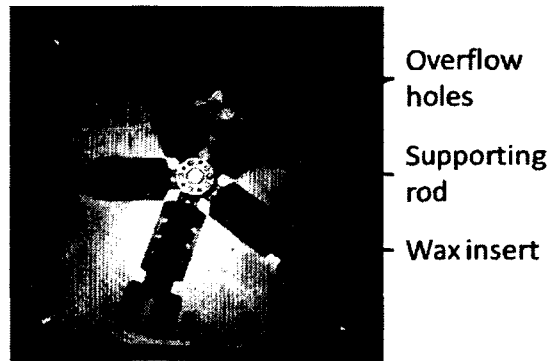


Figure 3.5 Half-mold with wax inserts

3.3 Design Models

Design models are required to predict manipulator performance before manufacturing prototypes. A manipulator model must evaluate over a million binary cases to get the representation of one complete workspace (2^n with $n = 20$). Hence, finding the manipulator position for a given combination of activated and idle nonlinear air-muscles using Finite Element Analysis (FEA) would require an unacceptably long computing time. FEA computing of all actuation cases could be made possible by linearizing the problem, although this would add another source of error to the model. Manipulator design is kept tractable by developing models at two levels : manipulator level (system) and air-muscle level (component). Air-muscle models, which are meant to have low computation time, provide design guidelines and air-muscles force-stretch curves, and will thus be used as inputs to the manipulator model to predict full workspace and stiffness.

3.3.1 Manipulator Model

The manipulator model computes workspace size and resolution and overall stiffness for a given air-muscle force versus length characteristic, obtained via one or more of the proposed air-muscle models described in the next section. The manipulator model is used to optimize manipulator architecture to best match design requirements, calculating all 2^n end-effector positions on a plan located 400 mm away from the manipulator that simulates the median plan of a patient's prostate. The manipulator model can also serve as a tool for sensitivity analysis to find the most critical parameters in the design and manufacturing of both the air-muscles and the manipulator, as done by [44].

A complete mathematical description of the manipulator model is given in a previous article [44]. In brief, it is based upon a minimization function of the manipulator total deformation energy for each actuation state. Similarly to the pseudo-rigid-body design method

for compliant mechanisms [14], the model neglects compliant hinges and assumes that air-muscles have fixed pivot points with known locations (previously shown on Fig. 3.4). The inner pivots locations are assumed to be on the edge of the star-like structure center section while the outer pivots are assumed to be inside the cylindrical frame.

3.3.2 Air-Muscle Models

Four types of air-muscle design models with increasing level of capability and complexity are used to predict the performance of a given muscle geometry (see Fig. 3.6). The design can be refined using either analytical (geometrical, FEA, 1-D) or experimental iterative design loops. On the analytical side, a geometrical model is first used to provide design principles guiding the selection of a preliminary air-muscle geometry. Finite element analysis (FEA) is then used to refine the ribs-related geometry to maximize air-muscle lengthening and predict stiffness while verifying that the geometry remains as 1-D as possible. The 1-D hypothesis not only maximizes lengthening but is necessary for the third model, a 1-D analytical model that predicts air-muscle stiffness and lengthening. The fourth model is based upon an experimental characterization of the air-muscle. The obtained force-stretch characteristic can then be used as an input to the manipulator model, along with the ones obtained from the 1-D analytical model or the FEA model.

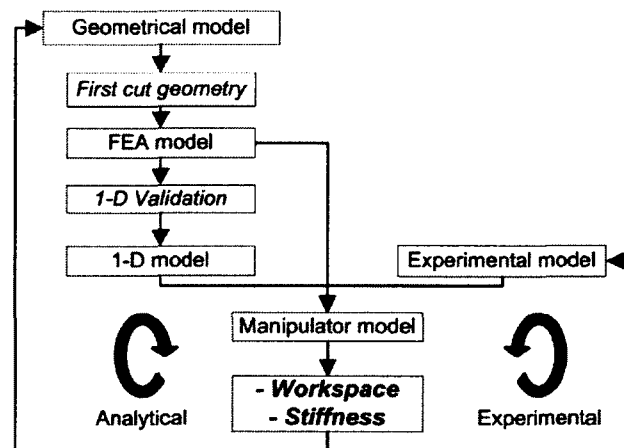


Figure 3.6 Proposed design process with analytical and experimental iterative loops

Geometrical Model

The geometrical model uses basic solid mechanics principles and a simple manipulator representation to determine design guidelines. It considers a manipulator represented as an end-effector mounted on a fixed pivot and moved by an air-muscle (Fig. 3.7). The air-

muscle is approximated by a spring of stiffness k in parallel with a force source F_P caused by air pressure P creating a displacement x . An equivalent manipulator representation is given by a torsional spring of stiffness k_θ undergoing a disturbance torque T creating an angular displacement θ .

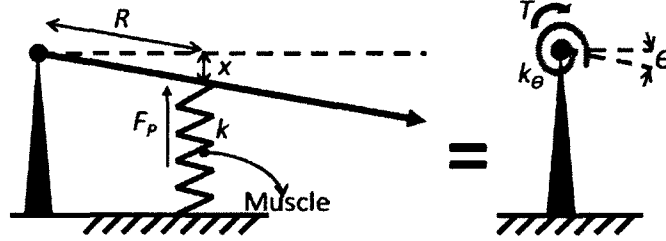


Figure 3.7 Simplified manipulator representations for geometrical design

The geometrical model is used to define the impact of various geometrical air-muscle design parameters for a desired manipulator angular stiffness k_θ . Knowing that rotations are limited to small angles ($< 10^\circ$), the manipulator equivalent angular stiffness is :

$$k_\theta = kR^2 \quad (3.1)$$

where R is the distance between pivot and air-muscle fixation and k the muscle stiffness (Fig. 3.7). The angular displacement θ is expressed as a function of air-muscle parameters, in which R can be expressed as a function of the required stiffness using Eqn. (3.1) :

$$\theta = \frac{x}{R} = \frac{F_P}{kR} = \frac{F_P}{\sqrt{k}\sqrt{k_\theta}} \quad (3.2)$$

Assuming that k_θ is a fixed quantity dictated by functional requirements, the maximum angular displacement θ_{max} is proportional to the air-muscle maximum force to square root of stiffness ratio (Eqn. (3.3)).

$$\theta_{max} \propto \frac{F_{Pmax}}{\sqrt{k}} \quad (3.3)$$

Knowing that the maximum force of the air-muscle and its stiffness are expressed by :

$$F_{Pmax} \approx P_{max}\pi r^2 \quad (3.4)$$

$$k = \frac{EA}{L} = \frac{2E\pi r t}{L} \quad (3.5)$$

where P_{max} is the maximum allowable pressure inside the air-muscle, r is the average muscle radius, E is the Young's modulus, t is the wall thickness and L is the muscle length, the maximum angular displacement θ_{max} becomes :

$$\theta_{max} \propto \frac{F_{P_{max}}}{\sqrt{k}} \propto \left(\frac{P_{max}^2 r^3 L}{Et} \right)^{1/2} \quad (3.6)$$

Increasing air-muscle radius and operating pressure are the most effective ways to maximize angular displacement θ_{max} . However, the maximum allowable pressure is strength limited. In first approximation, a thin-wall cylindrical pressure vessel model gives the maximum allowable pressure P_{max} , proportional to the yield strength σ_Y :

$$P_{max} \propto \frac{\sigma_Y t}{r} \quad (3.7)$$

The maximum angular displacement becomes :

$$\theta_{max} \propto \left(\frac{\sigma_Y^2 r t L}{E} \right)^{1/2} \quad (3.8)$$

When taking material properties into consideration, material yield strength becomes the most influent design parameter to maximize angular displacement for a given angular stiffness. The chosen material must thus have a high yield strength while having a low Young's modulus. It is important to note that the geometrical parameters of radius, thickness and length all have a similar influence on angular displacement.

The first order pressure vessel approximation does not take into account the reinforcement ribs and only considers circumferential stress. The effect of ribs is studied next by FEA to optimize rib placement for maximum air-muscle lengthening and to confirm the 1-D hypothesis required by the 1-D analytical model.

Finite Element Analysis (FEA)

FEA is useful to characterize air-muscle deformations and to position and size the ribs to minimize radial deformation. The FEA model also verifies the uniaxiality hypothesis used in the 1-D model, in which the curvature of the membrane under inflation is assumed to

be small. FEA can also be used to predict the force of the air-muscle, as shown later in Fig. 3.11.

Using FEA to model elastomers requires adequate material properties. Here, only uniaxial characterization of the material is used and a Yeoh model is fitted to tensile specimen data as described in the next section. The uniaxial simplification eases material characterization but limits model exactitude versus complete but complicated biaxial and shear characterization (e.g. aspiration test [54]).

FEA are performed using *ANSYS Workbench V12* software with 2-D axisymmetric conditions, for fast and converged solutions. As a general rule, a cylinder is considered a thin-wall cylinder or membrane when its thickness to radius ratio is less than 0.1 [5]. For the chosen geometry, the stress in the wall has to be considered to vary throughout its thickness as it does not meet the condition ($t/r = 0.31$), ruling out using membrane specific shell elements.

The trends in Fig. 3.8 show that increasing the number of ribs brings the air-muscle closer to a pure axial deformation (1-D hypothesis) with minimal radial deformation (bulging) and high axial lengthening. Figure 3.8 also shows that the air-muscle reaches maximum lengthening with 3 or more ribs and that an increased number of ribs minimizes membrane stress and radial increase. Here, for manufacturing simplicity and optimal lengthening, the air-muscle is designed with 3 ribs. The deformation analysis presented in Fig. 3.9 shows that maximum stress and membrane deformation occur in the middle of the central cavity of the air-muscle. Visual interpretation of Fig. 3.9 also suggests that the uniaxiality hypothesis is reasonable with 3 ribs, the membrane radial deflection being effectively limited to only 1.8 mm. Inflation analyses are performed at an operating pressure of 220 kPa.

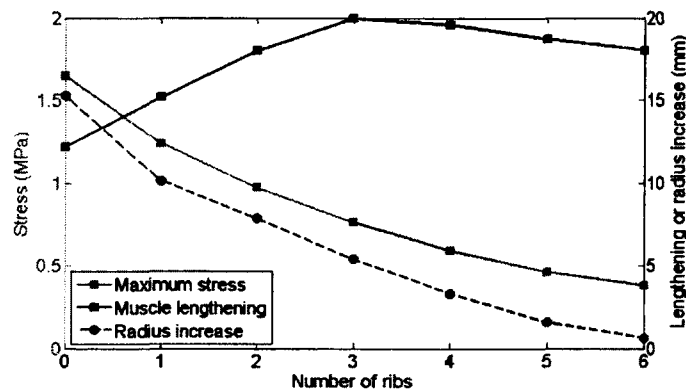


Figure 3.8 FEA comparative study of ribs influence on membrane stress, air-muscle lengthening and radius increase under 220 kPa

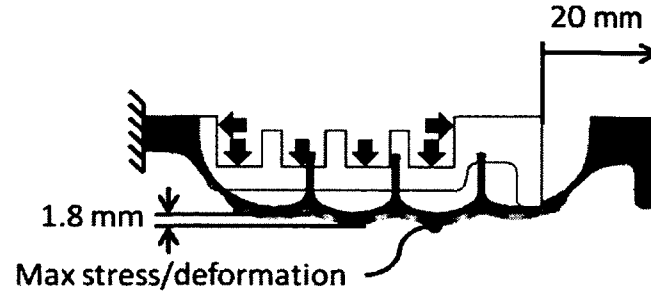


Figure 3.9 2D axisymmetrical FEA model of the air-muscle in the undeformed and deformed states

1-D Model

The purpose of the 1-D model is to provide an air-muscle force-stretch relation that will then be used in the manipulator model, in which millions of binary cases are calculated to map the workspace and predict manipulator stiffness. The fundamental hypothesis of 1-D modeling is that the air-muscle only deforms in its axial direction with little or no influence from radial membrane deformation, in accordance with FEA validation. The 1-D hypothesis also assumes that the pressure in the air-muscle does not affect its stiffness.

Each air-muscle is modeled as an assembly of springs with cross-section dependent stiffness placed in series (Fig. 3.10). Overall air-muscle stiffness is derived using Hooke's law of equivalent spring constant for springs in series (k_1, k_2 , etc.). Equivalent stiffness of each spring is calculated using a continuum mechanics model for incompressible hyperelastic materials considering large deformations. A Yeoh 3rd order model (Eqn. (3.9-3.12)) is chosen as it best fits experimental tensile specimen data compared to other tested models of Mooney-Rivlin, Ogden (2nd order) and Yeoh (2nd order). The Yeoh strain energy density (W) is given by :

$$W = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 3)^i \quad (3.9)$$

$$C_1 = 166019 \text{ Pa}, C_2 = 112 \text{ Pa}, C_3 = 3132 \text{ Pa} \quad (3.10)$$

where C_i are the material constants found through tensile specimen data curve-fitting and I_1 is an invariant.

For uniaxial extension in principal direction 1 (subscript 1), the invariant is expressed as :

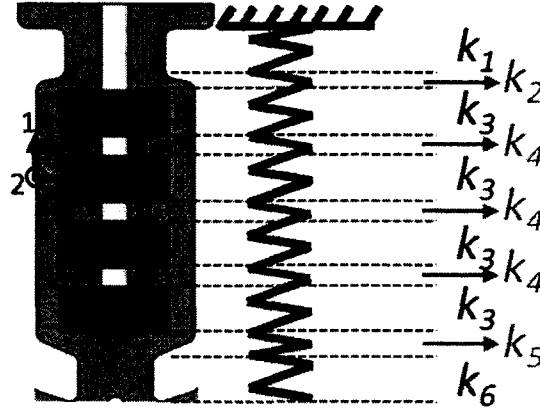


Figure 3.10 Spring representation of air-muscle for 1-D analytical model and principal directions

$$I_1 = \lambda_1^2 + \frac{2}{\lambda_1} \quad (3.11)$$

and the axial stress in each section is given by :

$$\sigma_{11} = 2 \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) \frac{\partial W}{\partial I_1} = 2 \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) \left(C_1 + 2C_2 \left(\lambda_1^2 + \frac{2}{\lambda_1} - 3 \right) + 3C_3 \left(\lambda_1^2 + \frac{2}{\lambda_1} - 3 \right)^2 \right) \quad (3.12)$$

where λ_1 is the local axial stretch. The overall stretch ratio of the air-muscle is calculated by first posing an exerted force F . Knowing that the force (F) is constant through the air-muscle, the local stretch ratio of each muscle section is found solving $F = A_{sect} \sigma_{11}$ with Eqn. (3.12). The overall muscle stretch ratio for a given force is then computed back.

Figure 3.11 compares the 1-D model with FEA and experimental data for the air-muscle pressurized and non-pressurized states. The 1-D model gives a good prediction of muscle force in its non-pressurized state but its stiffness (slope) is 17 % too low in the pressurized state. The lower stiffness is explained by the membrane effect and constraint biaxiality that are not grasped by the 1-D model. The FEA model, although not as precise as the 1-D model for the non-pressurized state, is adequate for the pressurized air-muscle in its operating range. In all, both the FEA and 1-D model are accurate enough to be used in the manipulator model during first design iterations, but they lack the ability to accurately predict workspace and manipulator stiffness. Manipulator model results obtained using those two models must thus be used with care and serve solely as design guidelines. An

experimental model must ultimately be used with the manipulator model to obtain realistic predictions.

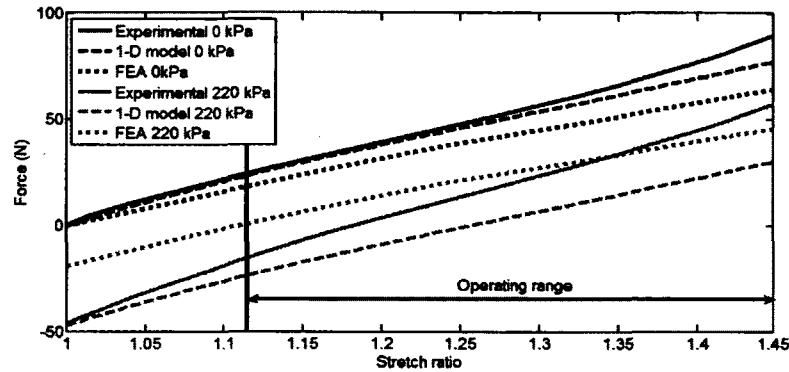


Figure 3.11 Air-muscle 1-D model (Yeoh), FEA and experimental curves

Experimental Model

Experimental modeling of an air-muscle design has been done twice during design iterations, requiring the manufacturing of muscle prototypes to be characterized on a uniaxial testing machine (*Texture Exponent*) with and without pressure (e.g. Fig. 3.11). A 5th order polynomial curve-fitting is then used to most accurately represent experimental air-muscle behavior in the manipulator model. The next section presents the experimental validation of the manipulator and the detailed results.

3.4 Results

Experimental validation of the manipulator is done through a set-up using laser pointers (650 nm, class IIIA) mounted in the needle-guide tube (Fig. 3.12). Lasers are projected on screens located at a known distance on both sides of the manipulator. This allows the 4 degree-of-freedom position validation of the needle-guide. Lasers positions are measured on both screens through image-processing using *OpenCV* and high-definition (2592 x 1944 pixels) *Logitech* webcams. All measurements are taken 60 seconds after actuation to account for material relaxation (viscoelasticity). For all experiments, air-muscles operating pressure is 220 kPa, leaving a safety factor of at least 1.5 on the unstretched muscle bursting pressure (tested to be 325 kPa).

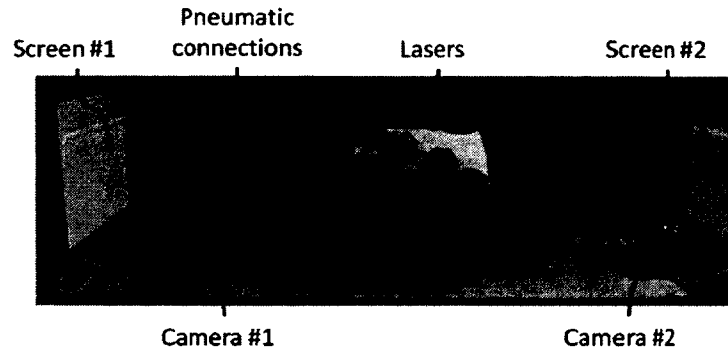


Figure 3.12 Experimental double-laser set-up

3.4.1 Workspace

The complete workspace is not fully validated experimentally as the manipulator will be controlled with position feedback, therefore not requiring absolute accuracy. The predicted workspace, presented in Fig. 3.13, is obtained using air-muscle experimental characterization as an input in the manipulator model. Average binary error, defined as the distance between target and nearest binary position, is 0.06 mm based on 1000 random targets inside the workspace. The previous manipulator [44], with 12 independent non-embedded air-muscles, had a binary error of 0.8 mm. Furthermore, as seen in Fig. 3.13, its workspace was less uniform, showing repeating patterns. Workspace size is measured experimentally using 4 boundary points and confirms model capability.

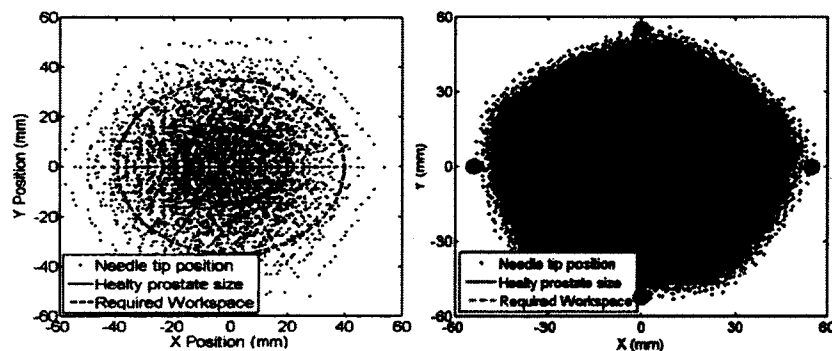


Figure 3.13 Left : Predicted workspace of manipulator using 12 non-embedded air-muscles. Right : Predicted workspace of manipulator using 20 embedded air-muscles and validated boundary points

3.4.2 Stiffness

The manipulator model using experimental air-muscle characterization predicts a stiffness of 0.316 N/mm at the end-effector tip, uniform in all directions, which is on target with the required stiffness of 0.32 N/mm. Measured stiffness is found to be 0.314 N/mm in the same conditions, again confirming model capability.

3.4.3 Precision

Precision is measured for 25 random positions of the workspace, six times each, under two different protocols :

Reset : The objective is to eliminate the effect of history on precision. Before probing each position, all air-muscles are depressurized for 60 seconds.

Random : The purpose is to measure the precision when moving from point to point without any reset sequence. A sequence of ten random points is thus done before probing each position.

Overall precision is defined as a standard deviation (SD) from the average position of each target and expressed as :

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n e^2}{n}} \quad (3.13)$$

where e is, for each target, the distance between each measured position and the average position for this target and n is the total number of measured positions. Results for both protocols are presented in Tab. 3.2 and compared favorably with the non-embedded previous prototype [44]. Random sequence precision (SD) of the embedded manipulator is improved by a factor of ≈ 7 compared to the non-embedded version of the manipulator, meaning that dry friction and motion hysteresis have mostly been eliminated by the embedded design. The reset sequence still improves the embedded manipulator precision by 30 % compared to the random sequence, revealing that hysteresis due to material viscoelastic deformation still has a minor effect on precision. Precision results show the ability of the embedded design to eliminate almost all history effects.

Table 3.2 Precision of embedded design vs non-embedded, using random and reset sequences

Tests	SD (mm)	Max deviation (mm)
Embedded Random	0.29	0.78
Embedded Reset	0.19	0.62
Non-Embedded Random	1.9	10
Non-Embedded Reset	0.4	2.2

3.4.4 Accuracy

Open-loop accuracy of the the non-embedded version of the manipulator [44], based on a highly calibrated model, was measured to be 1.7 mm. Based on those previous experiments, feedback is judged necessary to bring positioning accuracy under the sub-millimeter requirement.

The same optical setup as for precision measurements (Fig. 3.12) is used as a position sensor for closed-loop control of the manipulator. MR images could provide feedback on the needle position using water markers on the needle, modern MRI systems having shown refresh rates down to 20 ms [52]. Another possibility is to locate the needle for feedback using an MRI compatible sensor such as a dielectric elastomer sensor.

Closed-loop control of a binary elastically averaged robot cannot be done using a classical control approach. A closed-loop control method for binary robots is currently being developed, but a full description is beyond the scope of this paper. In short, during initialization, the robot sequentially activates each air-muscle to record their individual effect on end-effector displacement. This input-output model can be calibrated quickly and is used to compute linear approximations of system deformation using the superposition principle. The controller then performs iterative corrections to converge to the desired position. Convergence process is analogous to the Newton-Raphson method.

Accuracy is measured by comparing a desired position (target) with the actual position measured using image processing. Accuracy of the controlled system includes both the binary error (resolution) and the error induced by the linear approximations of the control system. Accuracy is measured for 20 target positions randomly selected through the workspace and is found to be consistently inferior to 0.5 mm. Overall error of the new prototype is thus well under the 1 mm requirement. Note that this 0.5 mm accuracy cannot be

readily compared to the 1.7 mm accuracy of the previous non-embedded version of the manipulator, which was used in open-loop with a highly calibrated model [20].

3.4.5 MRI Testing

MRI compatibility is verified by taking images of the manipulator in a 1.5 T MRI along with a spherical water phantom at the *Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke* (CHUS, Sherbrooke). Possible image distortion and signal change in the imaging of the water phantom are investigated. Three dimensional gradient echo images, which are sensitive to magnetic field inhomogeneities, are acquired with the following parameters : TR/TE = 6.57/2.52 ms, number of averages = 1, FOV = (256 x 256 x 256) mm³. The shape of the spherical phantom is found to be unchanged, as assessed by a subtraction of corresponding images in the presence or absence of the manipulator. Similarly, the signal in a region of interest, drawn on the corresponding images and expressed as a percentage of the maximum intensity measured in the images, does not vary in either condition (i.e. 96.18 % without manipulator and 96.48 % with the manipulator). The conclusion is that no effect of the manipulator on image integrity and signal intensity could be detected.

Next, the performance of the manipulator is tested using a ballistic gel block (*Gelita*, 10 %) containing 6 mm to 8 mm silicone inserts (Fig. 3.14). A coronal view of the gel is shown in Fig. 3.15, where the needle track is seen as an absence of signal (black) through the gel (light grey) and into a target (black). A small water-filled cylinder mounted around the needle-guide is seen on the right side of the image, acting as a needle marker. A previous test through a lipid vitamin (hyperintense signal) that was manually inserted into the gel is also visible. MR images are acquired with a multislice gradient echo sequence with the following parameters : TR/TE = 50/4.58 ms, number of averages = 4, FOV = (280 x 280) mm², slice thickness = 3 mm, matrix size = 256 mm x 128 mm reconstructed to 512 mm x 512 mm. Both insertions were successful, proving the ability of the control system to use images from the MRI as feedback. Because of the lack of access to the proprietary MRI software, images were manually analyzed to extract needle position and use it as an input to the control system.

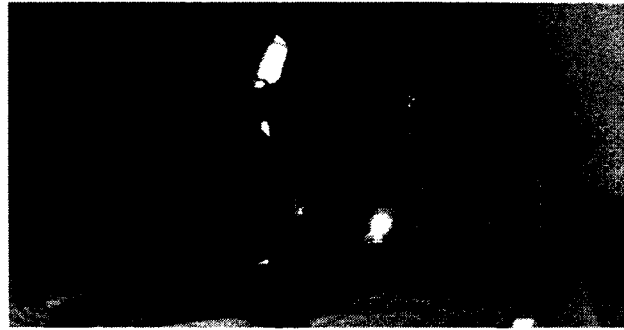


Figure 3.14 Manipulator during MRI gel insertions

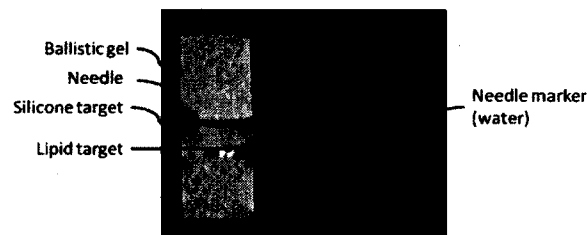


Figure 3.15 Insertion tests in ballistic gel

3.5 Conclusion and Outreach

The paper describes the design and manufacturing of embedded air-muscles for an MRI-compatible manipulator with application to prostate cancer detection and treatment. Compared to a previous non-embedded version, experiments show that the embedded approach provides low hysteresis error due to joint friction while making the robot simple and small enough to meet clinical requirements. Precision (0.29 mm) is improved by a factor of ≈ 7 over the previous non-embedded version of the manipulator (1.9 mm). A new binary control approach allows for accurate control without the need for a rigorously calibrated model. Overall closed-loop error of the manipulator is under 0.5 mm, allowing reaching small tumors throughout the whole workspace.

Both polyurethanes and silicones were studied as potential materials for the air-muscles. *Dow Corning Silastic V-RTV* silicone was chosen for its lower viscoelastic behavior, adequate stiffness, and maximum elongation. A specific manufacturing process combining injection and lost-wax molding was developed and validated.

The design of embedded air-muscles is an iterative process that includes two-level models for the manipulator and the muscles. The proposed geometrical model, finite elements analysis, and 1-D analytical model are appropriate for the preliminary design of embedded

air-muscles. The 1-D and FEA models, as well as an experimental model, can then be used as inputs in the manipulator model to predict its performances.

Validation of the manipulator is completed with successful needle insertions in ballistic gel using MR imaging as feedback. Insertion results confirm the perfect MRI-compatibility of the manipulator and its ability to adequately reach targets using a 1.5 T MRI system.

Precision of the manipulator could be further improved using air-muscles with various influence levels (such as small and big air-muscles) or increasing the number of muscles. Next steps include further MRI testing with realistic prostate phantoms, extensive cycling and reliability studies, and design of a DEA position sensor, all leading to the development of a further improved prototype.

The embedded approach for pneumatic binary actuation opens the door to new compliant robot design paradigms of for human-robot interactions. For example, air-muscles could be implemented in soft robotized arms for patient placement, camera manipulation, prosthetic assistance, etc. The embedded approach with binary control, similar to biological muscles, makes systems simpler, cheaper and durable while eliminating dry friction and mechanical assembly. It offers multiple possibilities for binary robotics with increasing number of bits (actuators), required for precise and reliable robot control.

3.6 Acknowledgments

The authors would like to thank the *Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada* (NSERC) and the *Fonds de recherche Nature et technologies* (FQRNT) for the partial funding of this research project, as well as FESTO for supplying pneumatic equipments. Special thanks to Marc Denninger for the 3D graphic art, Benoit Heintz for the electronics of the experimental set-up and Dr. André-Guy Martin for his expertise on prostatic interventions.

CHAPITRE 4

CONCEPTION

Le chapitre complète l'article de la section précédente, en détaillant le processus de conception et d'expérimentation ayant mené au choix du matériau des muscles ainsi que la conception des pivots, deux choix intrinsèquement reliés. La dernière section complète l'analyse de l'effet des renforts sur le comportement du muscle par éléments finis, présentée brièvement dans l'article.

4.1 Matériaux

La section présente la démarche qui a été suivie pour choisir le matériau des muscles pneumatiques. On y détaille aussi les caractéristiques mécaniques des matériaux recherchés et leurs implications sur les performances du robot. Un premier matériau a été utilisé afin de réaliser une étude de faisabilité pour les muscles avec renforts moulés. Deux familles de matériaux, comprenant les polyuréthanes et les silicones, ont ensuite été étudiées pour trouver le matériau offrant les meilleures performances. Enfin, le procédé de fabrication développé pour le prototypage des muscles pneumatiques intégrés est expliqué.

4.1.1 Requis

Le premier requis du matériau à utiliser pour fabriquer des muscles pneumatiques concerne sa rigidité. Il a été déterminé expérimentalement que le matériau, pour supporter une pression élevée tout en étant assez rigide, doit avoir une dureté de plus de 35 Shore A. Les matériaux élastomères étant non-linéaires, la dureté est habituellement la façon de caractériser leur rigidité. On peut cependant trouver un module de Young équivalent et linéarisé en utilisant l'équation (4.1).

$$\ln E = 0.0235S - 0.6403 \quad S = \begin{cases} S_A & \text{for } 20 < S_A < 80 \\ S_D + 50 & \text{for } 30 < S_D < 85 \end{cases} \quad (4.1)$$

Ensuite, l'élongation maximale du matériau doit être suffisamment élevée pour supporter une déformation importante, soit de l'ordre de 500 % et plus. Pour tenir compte de la biaxialité de la déformation du muscle, on peut calculer le ratio d'étirement du maté-

riel (incluant les trois directions principales) ou encore garder un facteur de sécurité sur l'élongation maximale en ne connaissant que l'élongation uniaxiale.

Des éprouvettes de traction standardisées sont moulées et testées en traction pour des étirements uniaxiaux allant jusqu'à 200 % ou 300 % afin de valider l'élongation et la rigidité du matériau ainsi que son comportement viscoélastique. Ces éprouvettes comprennent une partie plus large pour fixer dans les mords de la machine de traction et une section amincie (voir figure 4.1).



Figure 4.1 Essai de traction uniaxiale avec éprouvette standardisée

Enfin, quelques autres propriétés doivent être observées, selon l'application. Pour une application dans le domaine médical, le matériau doit offrir une bonne résistance aux rayons ultra-violets, à l'oxygène et à certains produits chimiques courants comme les solvants. Pour former des muscles avec une forme complexe, comme c'est le cas ici, le matériau doit également se mettre en forme facilement et faciliter la conception du moule. Les matériaux qui réagissent à température et pression ambiantes et qui ont une faible viscosité une fois mélangés sont plus simples à mouler, ne nécessitant pas de presse, de four ou d'autres équipements spécialisés.

4.1.2 Faisabilité

Pour vérifier la faisabilité des muscles en élastomère avec des renforts intégrés (moulés), un premier modèle de muscle est conçu. Il s'agit simplement d'un tube avec des renforts de 3 mm espacés de 8 mm, avec une paroi mince de 3 mm, ouvert aux deux bouts. Les extrémités sont fixées sur des bouchons avec des collets en acier pour permettre de les fixer sur une

machine de traction. Le silicone utilisé pour ces tests est un silicone commercialement disponible en petites quantités, soit le silicone *Silastic HSII* de *Dow Corning* (24 Shore A, 544 % élongation).

Une fois les bouchons installés, le muscle est placé sur une machine de traction (*TaxT Texture Plus Analyzer*) et pressurisé. La pression maximale dans le muscle est de 69 kPa (10 PSI) en raison de la faible épaisseur des parois et de la faible rigidité du matériel. Il est alors possible de trouver la courbe force-déplacement du muscle à différentes pressions, ainsi que le pré-étirement nécessaire pour éviter que le muscle ne soit en compression lorsque pressurisé (à longueur fixe). Un autre test consiste à trouver l'allongement du muscle libre (contraint à une seule extrémité) (voir figure 4.2).

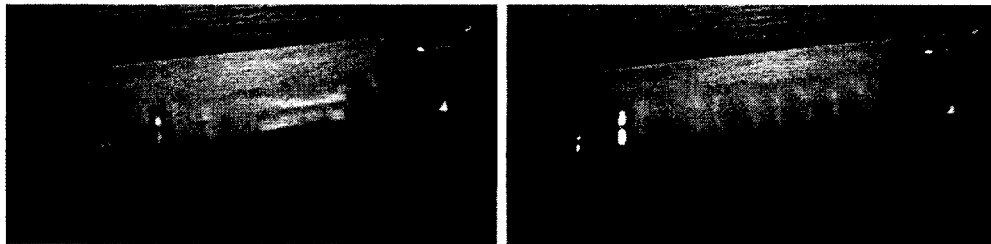


Figure 4.2 Muscle en silicone HSII sous une pression de 69 kPa

Le matériau est également testé pour quantifier sa viscoélasticité et son comportement de relaxation (perte de force à étirement constant). Les essais de relaxation sont réalisés à l'aide d'éprouvettes de traction (figure 4.1) et du muscle. Les résultats démontrent que la relaxation est peu importante (2 % de perte de force à un rapport d'étirage uniaxial (*stretch ratio*, λ_1) de 1.5, voir figure 4.3) et que les courbes de traction sont presque linéaires (permettant de simplifier la modélisation). Les résultats permettent également de confirmer que l'essai de relaxation sur éprouvette prédit de façon juste la relaxation que subira le muscle.

L'ensemble des essais effectués permet de déterminer que les renforts moulés sont un moyen efficace de contraindre le gonflement du muscle et de favoriser son allongement. Le silicone HSII n'est cependant pas suffisamment rigide pour résister à des pressions élevées, et nécessiterait une paroi de muscle trop épaisse (> 8 mm) pour obtenir la rigidité désirée.

4.1.3 Uréthane

Une fois la preuve de concept avec le silicone *Silastic HSII* complétée pour les muscles avec renforts moulés, une autre problématique que la rigidité apparaît, concernant l'attache des muscles au châssis. Chaque muscle doit en effet être attaché au châssis et monté sur un

pivot, de façon à permettre la compliance de l'assemblage tout en assurant le scellage du muscle. La notion de pivot sera abordée dans la prochaine section.

Le silicone adhérant difficilement aux autres matériaux, la conception des embouts pour sceller le muscle est complexe. C'est pourquoi un autre polymère, le polyuréthane, est étudié pour ses propriétés de liaisons chimiques entre les différentes duretés disponibles. Cela signifie que deux polyuréthanes de rigidités différentes peuvent être liés chimiquement lors du moulage, permettant de faire des renforts plus rigides que la paroi du muscle, ou encore de faire des embouts rigides liés au muscle pour le sceller et le fixer au châssis.

Un premier polyuréthane de dureté 40 Shore A (700 % élongation, *GYF Plastiques*, St-Jean-sur-Richelieu) est sélectionné pour le muscle et les renforts (pour simplifier la fabrication), et un deuxième plus rigide (75 Shore D, 40 % élongation) est choisi pour les embouts. Pour être liés, les deux matériaux doivent entrer en contact avant la fin de leurs temps de prise respectifs (7 et 3 minutes).

Les premiers essais effectués concernent seulement le polyuréthane élastomère (40 Shore A), puisque ses propriétés sont plus critiques pour le fonctionnement du muscle. Un essai de traction uniaxial est d'abord réalisé en utilisant une éprouvette de traction moulée. L'essai de traction révèle que la rigidité du matériau semble suffisamment élevée et que sa courbe force-déplacement est très linéaire, mais aussi que sa relaxation est beaucoup plus élevée que celui du silicone, atteignant 16 % de perte de force à $\lambda_1 = 1.5$ après 15 minutes, sans atteindre d'asymptote (voir figure 4.3). Bien que la relaxation constitue un problème important, les autres essais sont tout de mêmes poursuivis en raison des possibilités d'assemblage intéressantes du polyuréthane.

Le muscle combinant les deux rigidités de polyuréthane est ensuite testé pour vérifier l'adhésion entre les matériaux et le comportement du muscle sous pression. Un essai uniaxial de traction du muscle est d'abord exécuté en attachant le muscle par son extrémité moulée et avec un collet à son autre extrémité (voir figure 4.4). Pour la liaison chimique des deux polyuréthanes, les expériences montrent que le polyuréthane élastomère subit une défaillance avant le joint, mais que la présence d'une fissure initiale au niveau du joint peut s'agrandir et causer la défaillance prématurée du joint. Des fissures apparaissent si l'assemblage des deux matériaux est trop long et que le premier est déjà pris avant d'être en contact avec le deuxième.

Le polyuréthane, contrairement au silicone HSII, supporte des pressions pouvant atteindre 276 kPa (40 PSI) pour une paroi de 4 mm. Ayant une géométrie très similaire au muscle

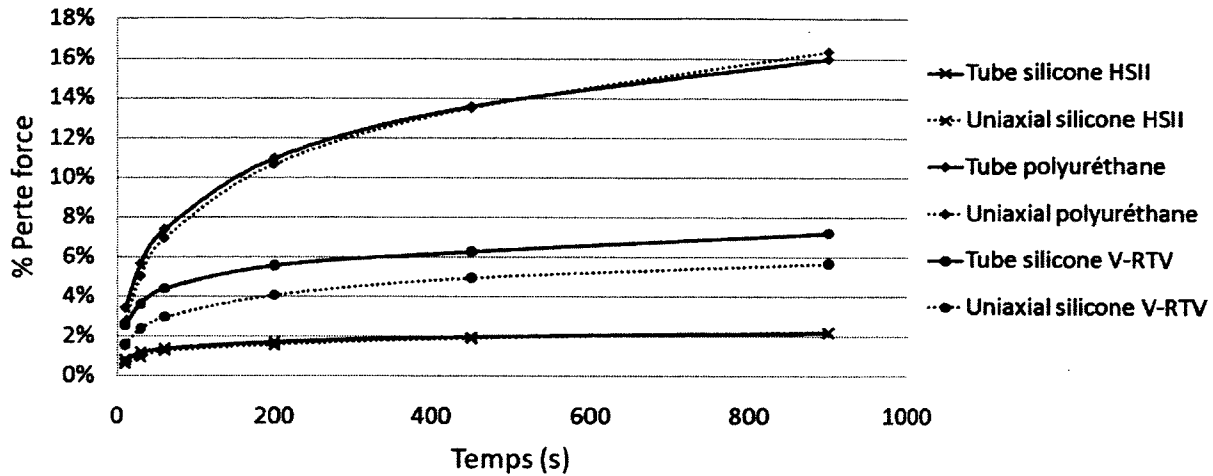


Figure 4.3 Courbe de relaxation des matériaux (% de perte de force à $\lambda_1 = 1.5$)



Figure 4.4 Muscle en polyuréthane 40 Shore A (muscle) et 75 Shore D (extrémité)

de silicone de l'étude de faisabilité, il se déforme de façon similaire, tel que montré sur la figure 4.4. La courbe de force du muscle est linéaire et sa viscoélasticité demeure faible. Les courbes de relaxation et de force du muscle sont montrées aux figures 4.3 et 4.5. La viscoélasticité du matériau peut être évaluée par sa relaxation et par la différence entre les courbes aller et retour de traction, qui indique une dissipation d'énergie. À un étirement inférieur à 7 mm et avec une pression de 207 kPa, le muscle est en compression (force négative, avec un déplacement imposé).

En plus de la relaxation important du matériel, déjà noté lors des essais uniaxiaux, le polyuréthane pose un autre problème majeur, concernant le prototypage. Le temps de prise de chacun des deux matériaux est très court (3 minutes et 7 minutes), rendant le moulage des deux parties du muscle en simultanée complexe. De plus, chaque composante

doit être contenue dans sa section de moule à l'état liquide pour que les matériaux entrent en contact sans se mélanger. Dans le cas d'une construction étagée (moule vertical), comme le muscle de la figure 4.4, le moulage demeure simple car les composants liquides sont suffisamment visqueux pour être versés les uns sur les autres sans se mélanger. Pour toute autre construction, cependant, il devient nécessaire de développer des procédés de fabrication automatisés. Le matériau, vendu sous forme de deux composants à mélanger, est sujet à l'apparition de bulles d'air occluses lors du mélange, et en raison de son temps de prise trop court, ne peut être dégazé (sous vide) avant le moulage. Les muscles doivent donc être inspectés pour détecter la présence de bulles dans l'épaisseur de la paroi, qui la rendraient vulnérable.

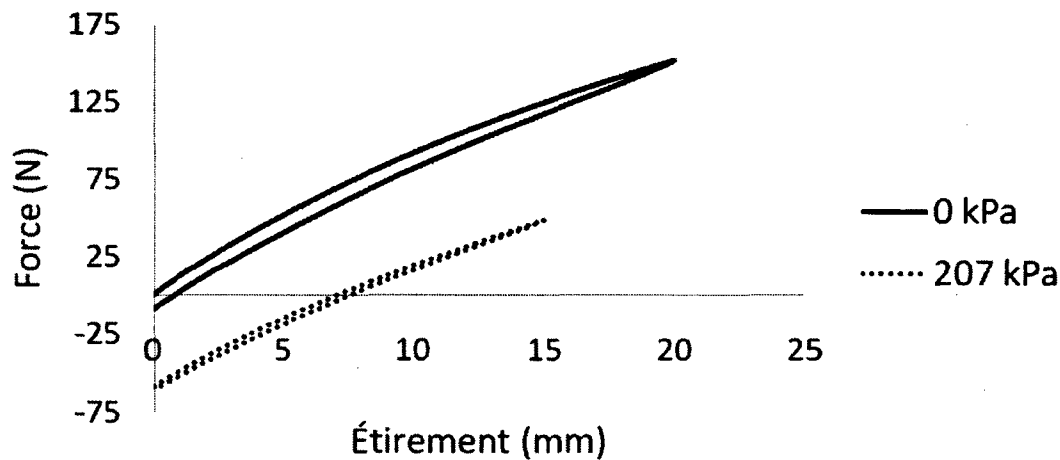


Figure 4.5 Courbes de traction d'un muscle en polyuréthane

Malgré les désavantages du polyuréthane, les possibilités d'assemblage de différentes duretés de matériaux sont très prometteuses pour le futur des muscles pneumatiques. À court terme, cependant, une solution plus viable doit être trouvée. Un second silicone est donc étudié.

4.1.4 Silicone

Ayant trouvé une dureté (ou rigidité) adéquate avec le polyuréthane 40 Shore A, un silicone avec une dureté similaire est choisi pour une nouvelle série d'essais visant à minimiser la relaxation du matériau et faciliter la fabrication. Le silicone sélectionné est le *Silastic V-RTV* de *Dow Corning*, l'un des rares silicones industriels disponibles pour le prototypage. Le silicone *Silastic V-RTV* est vulcanisé à température ambiante (RTV), comme les deux autres matériaux testés, et a un temps de prise de 6 heures. Ce temps est nécessaire pour

dégazer le silicone et effectuer l'injection à faible débit dans le moule. Il est aussi important de noter que le dégazage accélère la réaction du silicone. Le silicone *V-RTV* a d'excellentes propriétés mécaniques, ayant une élongation maximale de 500 % et une dureté de 38 Shore A. Un échantillon uniaxial et un muscle sont fabriqués pour des fins d'expérimentation et de familiarisation avec le procédé de fabrication (voir figure 4.6).

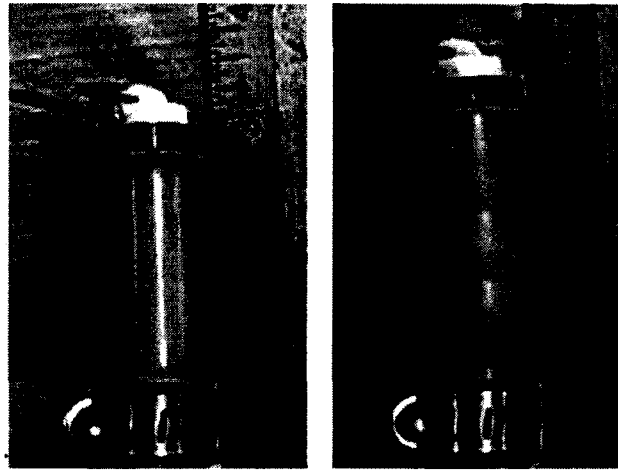


Figure 4.6 Muscle de test en silicone V-RTV, sans et avec pression 241 kPa

Les premiers essais uniaxiaux confirment les prédictions de performance du silicone, démontrant une faible relaxation (7 %, voir figure 4.3) ainsi qu'un caractère linéaire pour un élastomère. Les courbes de traction d'un muscle sans et avec pression sont montrées à la figure 4.7. La courbe partant d'un état pré-étiré est montrée pour démontrer que la compression initiale du muscle sous pression ne modifie pas de façon significative sa courbe de force.

Contrairement au polyuréthane, le muscle de silicone a une rigidité supérieure lorsque soumis à une pression interne (différence de pente entre les courbes de force), s'expliquant par le fait que les élastomères subissent une augmentation de leur rigidité lorsque leur déformation augmente, due à l'alignement des chaînes de molécules dans la direction de la déformation [4]. Conséquemment, comme le muscle sous pression subit une déformation supérieure au muscle sans pression (déformation biaxiale), sa rigidité est supérieure. Dans le cas du polyuréthane, l'état de déformation biaxiale sous pression maintenait le matériau plus loin de sa limite, ne modifiant donc pas (ou de façon moindre) la rigidité du muscle par rapport à sa rigidité sans pression.

Enfin, un test destructif du muscle a permis de déterminer que la pression maximale supportée est de 330 kPa, pression à laquelle la concentration de contrainte à la jonction

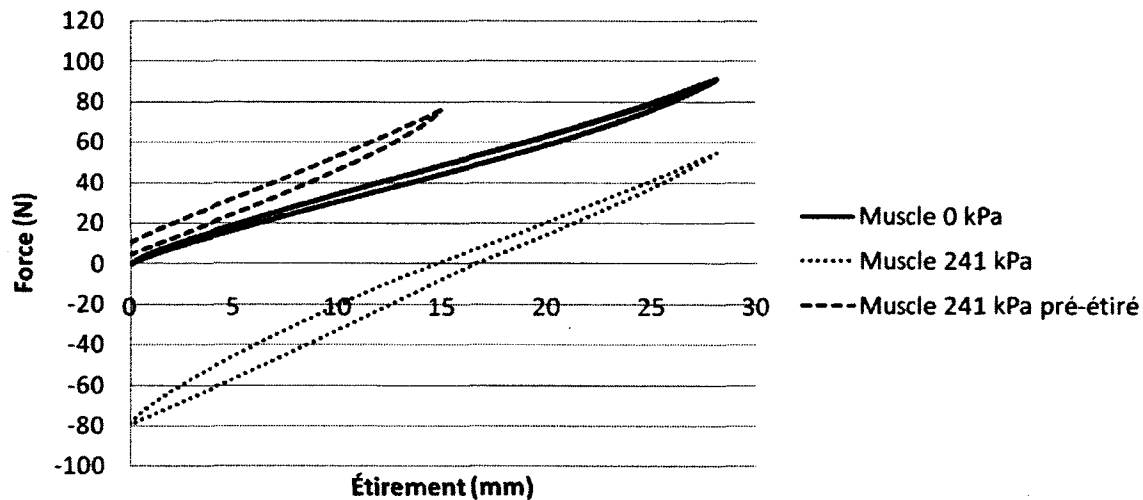


Figure 4.7 Courbe de traction d'un muscle en silicone V-RTV, avec et sans pression

entre les renforts et la membrane devient trop élevée et cause la défaillance d'un premier renfort. Après la défaillance du premier renfort, la déformation radiale de la membrane augmente et cause la défaillance du deuxième renfort, provoquant alors l'explosion du muscle (déchirement de la membrane). Tel que mentionné dans l'article, l'ajout de rayons entre les renforts et la membrane pourrait augmenter la limite de pression en minimisant la concentration de contrainte. Pour maintenir un facteur de sécurité acceptable (1.5), la pression d'opération est fixée à 220 kPa maximum.

Bien que ses propriétés de relaxation ne soient pas parfaites, le silicone *Silastic V-RTV* est choisi pour réaliser le prototype final du muscle en raison de ses excellentes propriétés mécaniques, sa résistance aux solvants et rayons ultra-violets ainsi que la simplicité de mise en forme. L'impact de la relaxation du matériau doit cependant être étudié pour évaluer l'effet sur les performances du manipulateur.

Impact de la relaxation

Le principal désavantage lié à l'utilisation d'élastomères en tant qu'actionneurs concerne leur relaxation, et donc la dépendance temporelle de la force à déformation constante. En effet, l'effet de relaxation expliqué précédemment rend la position globale du manipulateur dépendante du temps écoulé depuis le changement d'état. Bien que le silicone ait un comportement de relaxation moindre par rapport au polyuréthane, il n'en demeure pas moins que son effet est non-négligeable sur la performance du manipulateur.

Des essais ont été réalisés pour mettre en évidence l'effet de la relaxation du matériau sur la position de l'organe terminal effecteur, sur une période d'une heure (3600 secondes), et sont montrés à la figure 4.8. Le graphique montre la position radiale par rapport à l'origine en fonction du temps. Après 20 secondes, soit un temps raisonnable préalable à une intervention chirurgicale, le robot est à 6.3 mm. Bien que la dérive de la position soit significative (environ 0.9 mm en une heure), il s'agit d'évaluer son impact dans un contexte clinique. D'après des observations réalisées en salle d'opération, pour la curiethérapie avec implants permanents, le temps d'intervention post-positionnement, c'est-à-dire une fois la position d'insertion choisie, est inférieur à 30 secondes. En laissant au robot un temps de positionnement d'environ 15 à 20 secondes, durant lequel les pastilles radioactives peuvent être chargées dans l'aiguille, et en supposant une insertion d'une durée de 5 à 15 secondes, pour un temps total d'environ 30 secondes, la position du robot aura varié d'un maximum de 0.2 mm. Ce déplacement, lorsque combiné avec la précision du manipulateur, demeure sous la limite du millimètre. Toutefois, la problématique de la relaxation doit être étudiée plus en détail afin de permettre une synchronisation efficace de la prise d'images avec l'intervention pour minimiser son impact.

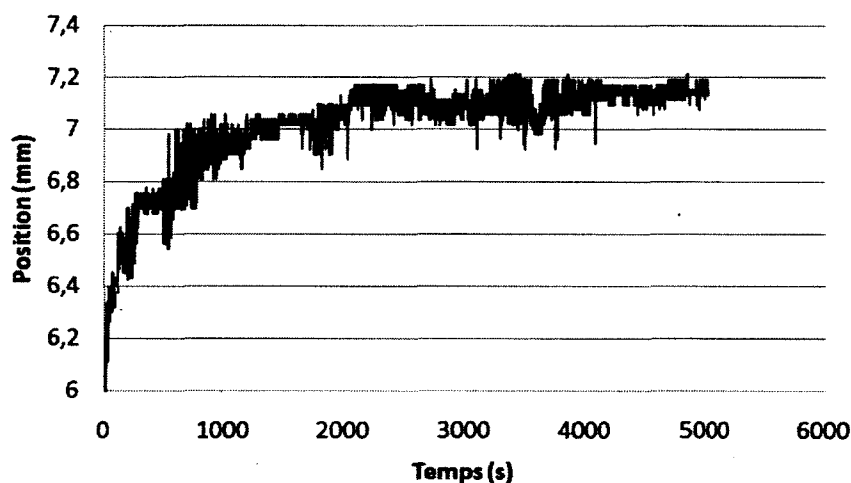


Figure 4.8 Position de l'organe terminal effecteur du robot en fonction du temps

Pour des muscles pneumatiques en élastomère, les seules solutions à la relaxation consistent à acquérir en continu la position du manipulateur ou à développer ou trouver un matériau qui demeure stable même à de hauts niveaux de déformation. Le capteur DEA (élastomère diélectrique) en cours de développement pourrait permettre l'acquisition de la position en continu sans avoir à recourir à l'IRM (responsable : Alexandre Girard) tandis que de nouveaux matériaux seront étudiés pour la prochaine phase du projet.

4.1.5 Procédé de fabrication

Le silicone sélectionné (*Silastic V-RTV*) étant un mélange de deux composantes, devant être dégazé et vulcanisé à température ambiante, le procédé de fabrication le plus approprié est un moulage de type injection. Les deux composantes sont d'abord mélangées, puis le mélange est dégazé (figure 4.9), pour ensuite être injecté à l'aide d'un piston dans le moule via plusieurs points d'injection.

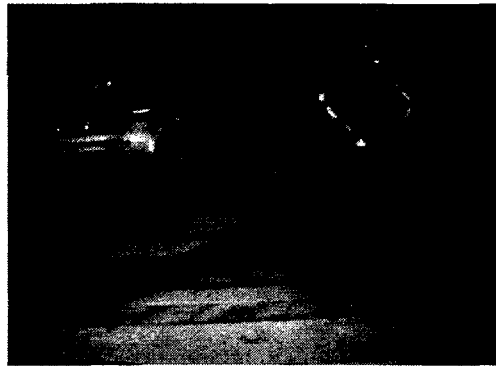


Figure 4.9 Dégazage du silicone mélangé

Un matériau pouvant être fondu à basse température ou soluble dans l'eau doit être sélectionné pour créer les cavités à l'intérieur du muscle. Une cire machinable fondant à 118 °C (<http://www.machinablewax.com/>) est choisie pour la fabrication des pastilles qui deviendront les cavités internes du muscle (voir figure 4.10). Le silicone peut supporter des températures dépassant 150 °C sans dégradation ; les pastilles peuvent donc être fondues pour évacuer la cire par le trou laissé par la tige supportant les pastilles. Les pastilles de cire devraient éventuellement être moulées pour des versions futures des muscles, l'usinage nécessitant un temps important. Les défis à relever concernant le moulage de la cire impliquent notamment le retrait du matériel lors du refroidissement et la qualité du fini de surface.



Figure 4.10 Moule en deux parties et composants principales

Les points d'injection sont situés dans chacune des cinq cavités du moule (voir figure 4.10), et chaque cavité de muscle possède également trois points d'évacuation pour assurer un remplissage complet, situés au centre de l'étoile, au centre du muscle et à l'extrémité extérieure du muscle. Un piston commun assure l'injection du matériel pour les cinq muscles. Le piston étant manuel, la pression d'injection est faible et le débit lent, ce qui permet d'assurer la pénétration du matériel dans les espaces restreints entre les pastilles de cire. Lorsque le matériel coule continuellement de chacun des trous d'évacuation, l'injection est complète. Le moule en deux sections permet un démoulage simple et rapide des muscles.

Le même moule est utilisé pour fabriquer toutes les structures de muscles. Pour assurer le décalage angulaire entre les structures de muscles intégrés lors de l'installation, la pièce centrale, qui forme les trous des tiges d'alignement, est tournée d'un quart de tour à chaque moulage. Un démoulant est utilisé pour minimiser l'adhésion du silicone avec le moule, soit un mélange de graisse de pétrole et de solvant minéral (suggéré par le manufacturier).

En résumé, bien qu'aucun matériau parfait pour les muscles pneumatiques n'ait été trouvé, le silicone *Silastic V-RTV* a été sélectionné en raison de ses performances mécaniques et de sa simplicité de moulage. Les essais en traction réalisés sur des éprouvettes de traction uniaxiales et sur un muscle démontrent que le comportement du silicone est plutôt linéaire, que sa relaxation demeure faible par rapport au polyuréthane et que sa rigidité est adéquate pour fabriquer des muscles pneumatiques extensibles opérant à une pression de 220 kPa. Le procédé de moulage par injection à température et pression ambiantes est simple et efficace pour le prototypage des muscles intégrés en silicone. Une fois le matériau sélectionné, les pivots et points d'attache au châssis doivent être conçus pour permettre de sceller le muscle tout en agissant comme un pivot sans friction.

4.2 Conception de pivots sans friction

Les avantages de la conception intégrée (*embedded*) ont été présentés dans l'article. L'approche intégrée implique que les pivots intérieurs des muscles sont moulés à même la structure intégrée. Cependant, différents concepts de pivots et de fixation entre les muscles et le châssis ont été étudiés et sont présentés dans cette section.

4.2.1 Requis

Les pivots ont pour objectif de permettre la rotation des muscles autour de leur point d'attache pour assurer la compliance de l'architecture hyperredondante. Ils servent par le fait même de lien entre le muscle et le châssis. Pour minimiser la friction lors du mouvement

des muscles, ils doivent maintenir les Degrés de liberté (DDL) suivants le plus libre possible, c'est-à-dire qu'on voudra minimiser leur rigidité :

1. Rotation autour de l'axe du muscle ;
2. Rotation autour de l'axe longitudinal du robot (ou flexion) ;
3. Rotation autour de l'axe transverse du robot (ou flexion).

Les pivots doivent en contrepartie maintenir bloqués les degrés de liberté suivants (rigidité maximisée) :

1. Translation du muscle dans son axe (rigidité supérieure à celle du muscle) ;
2. Translations du muscle à son point d'ancrage (position de l'ancrage sur le châssis).

De plus, les pivots doivent être le plus courts possible pour minimiser les dimensions hors tout du manipulateur. Comme le reste du manipulateur, ils ne doivent contenir aucun matériau métallique (ou en quantité minimale) et pouvoir supporter des forces de 100 N par muscle (environ, selon la courbe d'étirement d'un muscle, figure 4.7). On veut également minimiser le nombre de pièces et leur complexité pour atteindre l'objectif de faible coût.

Avant de commencer la conception d'un mécanisme de pivot complexe, il a été vérifié que le muscle, étant compliant, ne pouvait pas simplement être encastré au niveau du châssis et agir lui-même comme un pivot en flexion. Premièrement, la déformation en « S » du muscle est complexe à modéliser en utilisant le programme de modélisation du manipulateur complet (voir figure 4.11). Ensuite, il a été vérifié par éléments finis que pour un muscle cylindrique avec renforts moulés, la force pour déformer le muscle en « S » (en l'absence de pivots) constitue 25 % de la force nécessaire à l'étirement du muscle dans son état pré-étiré. Cette force est trop élevée pour être négligée dans le modèle, et a mené à la décision de concevoir des pivots spécialement adaptés aux muscles en polymères.

4.2.2 Mécanismes

Plusieurs mécanismes sont étudiés pour remplir le rôle d'attaches au châssis et de pivots. À ce stade de la conception, il a déjà été déterminé que les muscles seront moulés de façon intégrée et liés par le centre en une forme d'étoile, et ce pour des raisons de minimisation de l'espace, simplification de l'assemblage et précision de la fabrication. Le défi demeure pour l'autre extrémité, puisque le mécanisme de pivot doit aussi permettre l'entrée d'air et le pré-étirement du muscle lors de son installation sur le châssis.

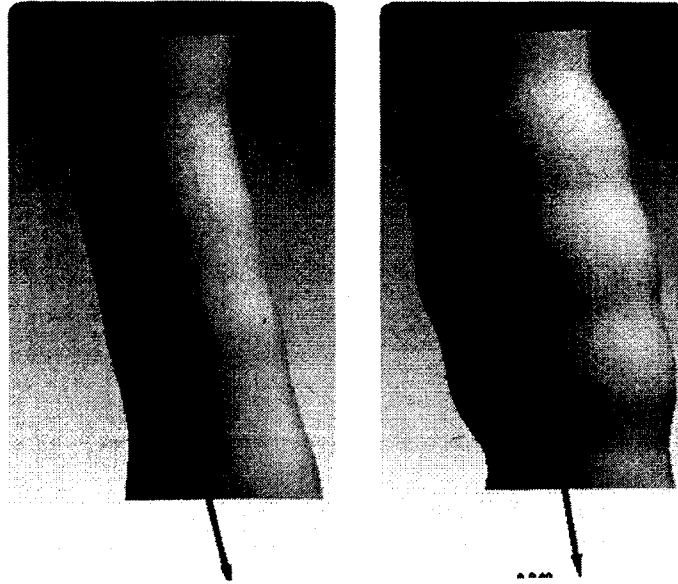


Figure 4.11 Déformation en « S » d'un muscle sans pivot. La force requise pour déformer le muscle contribue pour 25 % de la force totale pour maintenir le muscle pré-étiré

Palier à embout (*rod-end*)

Le concept de palier à embout était le concept choisi pour la première version du manipulateur (étude de faisabilité) [44]. Le concept consiste en l'ajout d'un palier avec rotule à l'extrémité de chacun des muscles, supporté sur une tige d'aluminium fixée au châssis (illustré sur la figure 3.1). Le palier est fixé au muscle en l'insérant dans une pièce sur laquelle le muscle est attaché grâce à un collet. La pièce supporte également l'entrée d'air du muscle. Dans le concept de [44], les deux extrémités de chaque muscle étaient conçues avec des paliers à embout.

Le concept de palier à embout requiert un nombre important de petites pièces précises, mais surtout, présente un problème de friction sèche nuisant à la répétabilité du manipulateur. En effet, selon le nombre de muscles actionnés et la position précédente du robot, la friction du joint cause une erreur par rapport à la même position qui aurait été atteinte via un autre historique (chemin). Peu importe l'approche de contrôle utilisée, soit en boucle ouverte ou avec rétroaction, l'un des paramètres critiques demeure la répétabilité. En ce sens, les paliers à embout avec rotule ne sont pas l'option à privilégier. De plus, même en utilisant les plus petits paliers en plastique disponibles sur le marché, on ajoute au minimum 20 mm à la longueur de chaque muscle.

Câble

Un autre concept étudié consiste à fixer les muscles au châssis avec des câbles. Cette solution présente plusieurs défis. D'abord, la longueur du câble doit être minimisée pour diminuer la taille du robot. Ensuite, la fixation du câble ne doit pas être ferromagnétique et doit pouvoir, malgré une petite taille et un câble très fin, supporter une charge élevée sans glisser ni s'étirer.

Les concepts de câbles mis à l'étude sont les suivants :

Câble de pêche tenu par sertissage. Câble de pêche en nylon supportant 45 kg attaché par sertissage (*crimp*), simple, double ou triple ;

Câble de Kevlar. Câble de commande d'avions miniatures en Kevlar (aramide), enroulé autour d'une tige de carbone et collé (voir figure 4.12). Le sertissage a aussi été testé, mais abîme le Kevlar ;

Fibre de carbone. Fibre unidirectionnelle enroulée autour d'une tige de carbone et collée.

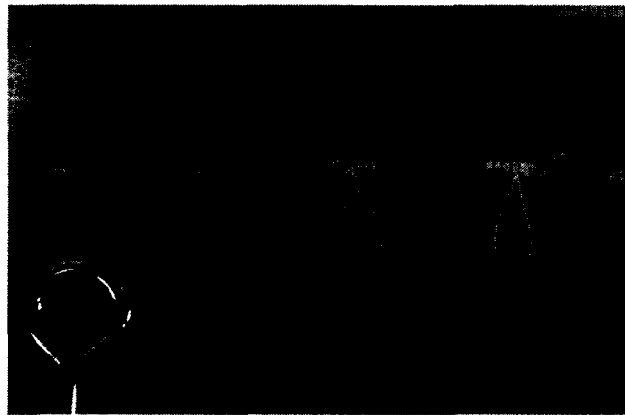


Figure 4.12 Câble de Kevlar enroulé autour d'une tige de carbone

Les essais en traction effectués sur les différents câbles montrent que tous les types d'attache ont tendance à glisser, mais les attaches enroulées se stabilisent et seraient donc stables après un pré-conditionnement. Les attaches par sertissage, de leur côté, glissent de plus en plus sous chargement constant.

Les câbles de Kevlar et de nylon doivent tous deux être conditionnés puisqu'ils subissent un étirement non-négligeable sous une force inférieure à 80 N. La fibre de carbone, trop cassante, est mise de côté.

Pour éviter l'utilisation de collets de serrage, souvent encombrants et peu précis, une méthode de fixation du muscle a été développée. Cette méthode implique une pièce surmoulée de plastique usinée et filetée, moulée à même l'extrémité du muscle, et dans lequel une autre pièce vient se visser en serrant la paroi de l'extrémité du muscle pour le tenir en place (figure 4.13). À de faibles étirements du muscle, ce principe fonctionne bien, mais dès que la paroi du muscle s'amincit, le muscle glisse et la pièce surmoulée sort du muscle (le silicone n'adhère pas avec la pièce surmoulée lors du moulage). De plus, la pièce externe supportant le câble s'endommage à cause du frottement du câble sous tension.

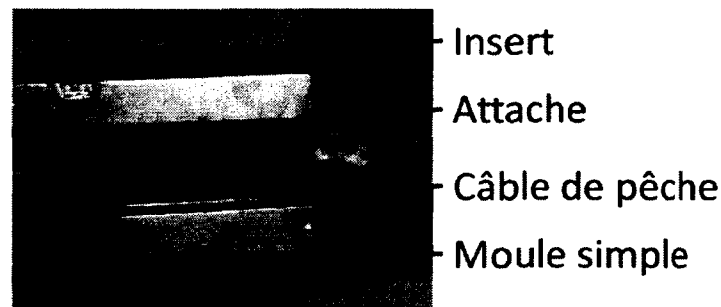


Figure 4.13 Insert et pièce de fixation pour câble de pêche en nylon

Bien que les pivots par câbles soient relativement simples, leur manque de stabilité et l'espace qu'ils occupent les rend inappropriés pour l'application. De plus, la pièce qui sert à tenir le muscle et le câble doit être robuste, miniature et résistante à l'usure d'un câble sous tension tout en minimisant l'utilisation de métal, la rendant complexe. Le muscle a également tendance à glisser de sa fixation, qu'elle soit par collet ou avec une pièce surmoulée. C'est en tentant de solutionner la problématique de glissement du muscle sur sa fixation que l'idée de mouler intégralement les pivots et ancrages externes avec le muscle est élaborée.

Pivots intégrés

La problématique principale liée à la fixation d'un muscle en silicone concerne le manque d'adhésion du silicone avec les autres matériaux. Les adhésifs à base de silicone, comme le silicone marin de *GE*, offrent une certaine adhésion, mais ne peuvent soutenir des contraintes élevées.

Une méthode efficace a été développée et consiste à tenir un appendice élargi du muscle par serrage, en ajoutant si nécessaire un adhésif qui travaillera en cisaillement. La conception doit être spécifiquement élaborée, en éliminant les méthodes intrusives (trous dans le silicone) qui causent des concentrations de contraintes favorisant l'apparition de fissures

dans le matériau. La géométrie doit être choisie de façon à minimiser les possibilités de glissement du matériau ou de fuite pneumatique tout en maintenant fixe la position du muscle par rapport au châssis.

Un appendice est moulé en forme de disque, lié au muscle par une partie cylindrique également moulée, et au travers duquel passe un conduit pneumatique (figure 4.14). Le disque moulé est serré entre deux pièces de serrages, la supérieure comprenant l'entrée d'air et un raccord cannelé pour acheminer l'air dans le muscle et le sceller. Un adhésif au silicone est ajouté sur les surfaces de contact entre la plaque de serrage supérieure et le muscle pour sécuriser le scellage.

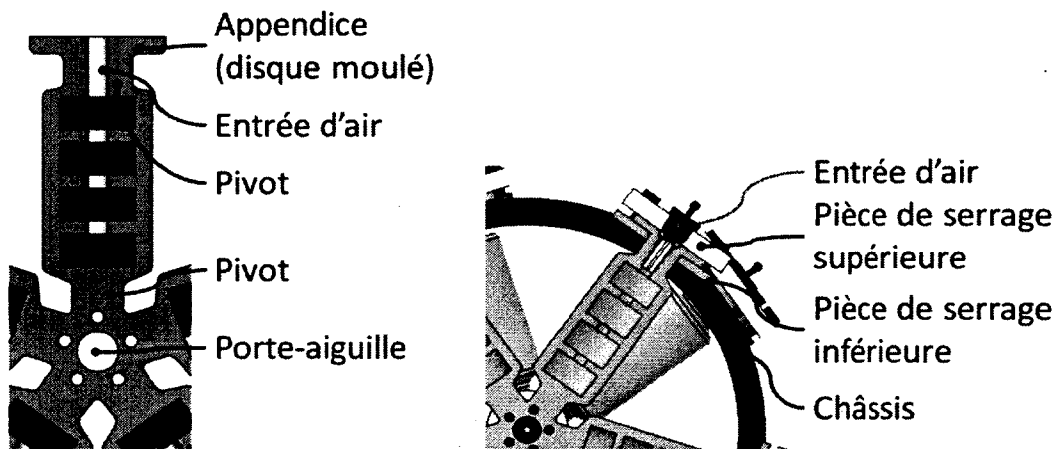


Figure 4.14 Conception des pivots et attachement des muscles au châssis

Comme les pivots moulés ne nécessitent pas l'ajout de pièces supplémentaires et participent au pré-étirement du muscle pneumatique, la taille globale du robot peut être diminuée. Les erreurs de fabrication et la variabilité entre les pièces sont minimisées puisque le nombre de pièces à assembler est limité. Cependant, comme les pivots sont « actifs », ils doivent être pris en compte dans la modélisation des muscles, et donc dans la modélisation du manipulateur. Les pivots influencent particulièrement la façon dont les muscles sont caractérisés et la position radiale des pivots dans le modèle du manipulateur.

La caractérisation des muscles intégrés consiste en des essais de traction avec et sans pression. Le muscle est fixé de la même façon que sur le robot pour reproduire le plus fidèlement possible ses conditions limites (voir figure 4.15). Les courbes force-déplacement obtenues incluent donc l'effet des pivots sur la rigidité uniaxiale du muscle.

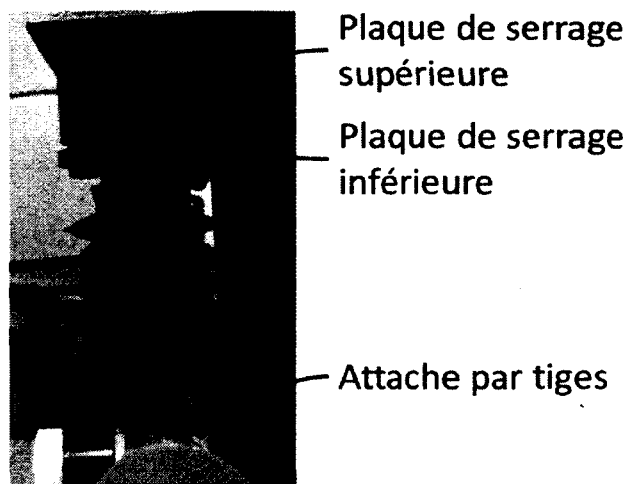


Figure 4.15 Montage de caractérisation d'un muscle (reproduction des conditions de fixation du robot)

Dans le modèle du manipulateur, les pivots externes sont positionnés à la paroi intérieure du châssis cylindrique. La fixation au châssis implique que la partie du pivot qui est coincée dans le trou du châssis ne contribue pas à la rotation du muscle. Les pivots internes sont quant à eux positionnés à la base de la partie cylindrique du pivot, à la limite de la partie commune des cinq muscles formant la structure intégrée.

De tous les concepts étudiés, le concept de pivots et d'attaches moulés à même le muscle semble le plus performant. Les attaches moulées facilitent le scellage du muscle tout en minimisant le nombre de pièces et le risque de glissement du matériau. Les pivots moulés, qui reprennent le concept utilisé au centre des structures intégrées, minimisent la dimension hors-tout du manipulateur et la friction sèche causant l'hystérésis dans les mouvements du manipulateur.

Une fois le matériau et le procédé de fabrication choisis et le concept de pivot déterminé, la modélisation du muscle pour l'optimisation des performances est débutée. La démarche de modélisation des muscles et du manipulateur est détaillée dans l'article, mais le modèle par éléments finis est détaillé dans la section suivante.

4.3 Raffinement géométrique par éléments finis

Cette section présente les analyses par éléments finis qui ont été réalisées pour compléter une étude qualitative et comparative entre différentes configurations de muscles, particulièrement en ce qui concerne le nombre de renforts pour une géométrie de muscle constante. On y aborde d'abord les paramètres et le modèle par éléments finis pour ensuite s'attarder

à l'analyse des résultats obtenus. Toutes les analyses par éléments finis ont été réalisées en utilisant *ANSYS Workbench V12*.

4.3.1 Modèle

Le muscle est soumis à une pression interne uniforme qui le fait gonfler, provoquant la déformation radiale (gonflement) et axiale du muscle (allongement). Son comportement est assimilable à un cylindre fermé aux extrémités et soumis à une pression interne. Le muscle est fixé à sa base (arête inférieure indiquée par A sur la figure 4.16). Le modèle de matériau (Yeoh ordre 3) est un modèle hyperélastique qui implique donc de grandes déformations, mais néglige la viscoélasticité du matériau.

L'aspect géométrique du muscle ne permet pas d'utiliser des éléments de coques (*SHELL*), qui sont habituellement les plus appropriés pour modéliser des membranes sous pression. La condition pour l'utilisation d'éléments de coque est que le ratio entre l'épaisseur de la paroi et le rayon du cylindre soit inférieur à 0.1. Pour le muscle à l'étude, ce ratio est de $4/12.7$ (0.31). En effet, bien qu'ANSYS n'empêche pas l'utilisation des éléments coques dans le cas où les conditions géométriques ne sont pas respectées, ils assument une contrainte constante à travers la membrane et constituent donc une source d'erreur.

Un modèle 3-D avec des éléments solides n'est pas approprié pour les grandes déformations, mais demande surtout des ressources importantes de calcul et converge difficilement quand les déformations augmentent.

Le muscle est un corps axisymétrique qui peut donc être modélisé, pour des éléments finis, par une surface 2-D avec une condition axisymétrique (figure 4.16). La simplification 2-D permet de minimiser le nombre d'éléments nécessaires et donc, d'accélérer la résolution. Elle permet de voir la variation de la contrainte dans l'épaisseur de la membrane et converge facilement, même à des niveaux importants de déformation. Le modèle utilise un maillage contenant environ 2000 éléments triangulaires quadratiques et la taille des éléments est limitée à 0.5 mm de côté pour assurer un nombre d'éléments suffisant dans l'épaisseur de la paroi. Le type et la taille des éléments ont été validés par une étude de convergence.

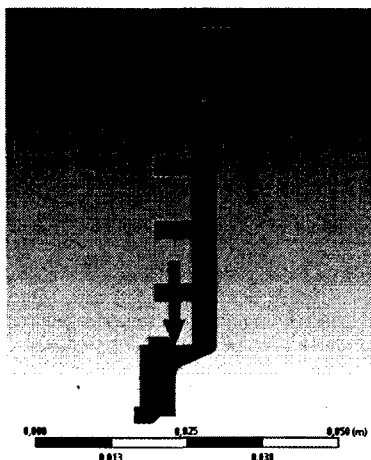


Figure 4.16 Modèle axisymétrique du muscle soumis à une pression interne

L'objectif de l'étude par éléments finis est de pouvoir comparer les paramètres énoncés ci-dessous en fonction du nombre de renforts radiaux et de prédire les performances du muscle (rigidité, allongement). Les renforts sont faits du même matériau que le muscle et sont moulés à même le muscle. L'objectif des renforts radiaux est de limiter la déformation radiale de la membrane, qui exerce alors une force cherchant à faire raccourcir le muscle, par opposition à la pression exercée aux extrémités du muscle qui cherche à le faire allonger. En limitant la déformation radiale, on limite également la contrainte dans la membrane et on augmente ainsi la fiabilité et la durée de vie du muscle.

Les paramètres de l'étude sont les suivants :

- Contrainte dans la membrane ;
- Gonflement de la paroi (augmentation du rayon) ;
- Allongement du muscle

La convergence du modèle est assurée par la division de la résolution en 400 pas de temps, qui permettent également d'appliquer graduellement la pression et donc d'obtenir les résultats en fonction de la pression. Le muscle est dessiné d'abord avec aucun renfort, puis le nombre de renforts est augmenté graduellement jusqu'à ce que le muscle en comprenne six (limite physique). Les renforts sont toujours placés de façon à assurer des cavités de longueurs égales (voir figure 4.17) et le reste de la géométrie demeure inchangé.

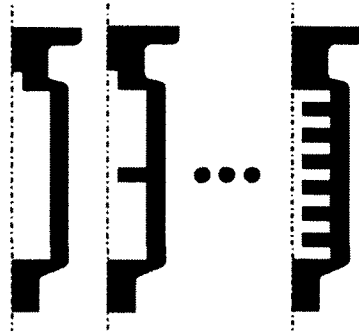


Figure 4.17 Modèle de muscle avec différents nombres de renforts

La résolution est effectuée pour des pressions entre 0 kPa et 300 kPa, la pression d'opération étant de 220 kPa. La contrainte d'intérêt est la contrainte de Von Mises (équivalente) maximale, sur la paroi extérieure du muscle. Dans le cas présenté ici, la contrainte de Von Mises n'est pas utilisée comme un critère d'écoulement, mais seulement comme une indication de la contrainte dans le matériau pour définir la zone supportant la contrainte la plus élevée.

Dans tous les cas étudiés, la contrainte maximale se trouve au centre de la cavité centrale du muscle, là où la déformation radiale du muscle est la plus importante. L'augmentation du rayon (gonflement) est également mesurée par la déformée directionnelle radiale à la paroi extérieure. Enfin, l'allongement du muscle est mesuré par la déformée directionnelle axiale sur l'arête supérieure du modèle. Les résultats et analyses seront présentés dans la prochaine section.

4.3.2 Résultats d'analyse

Les analyses des résultats des éléments finis peuvent prendre diverses tangentes. L'analyse présentée dans l'article montrait l'influence du nombre de renforts sur les trois paramètres (contrainte, allongement, augmentation du rayon) à une pression constante de 220 kPa (pression d'opération). Les conclusions étaient que l'augmentation du nombre de renforts favorise l'allongement jusqu'à saturation à un nombre de renforts égal ou supérieur à 3 et que l'augmentation du nombre de renforts minimise la contrainte dans la membrane et l'augmentation du rayon due au gonflement.

Dans un deuxième temps, l'analyse consiste à tracer sur un même graphique les courbes contrainte-pression pour les différentes géométries de renforts (figure 4.18). On remarque que plus le nombre de renforts augmente, plus la contrainte diminue dans la membrane. L'effet est plus marqué à haute pression.

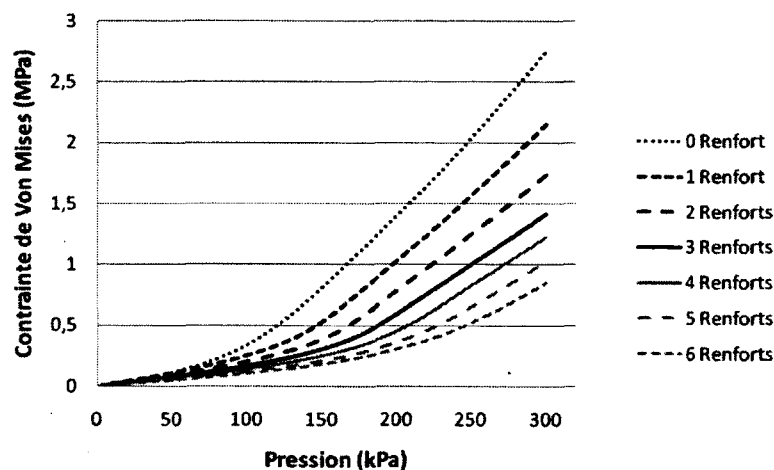


Figure 4.18 Influence du nombre de renforts sur la contrainte dans la membrane

Ensuite, l'effet du nombre de renforts sur l'augmentation du rayon du muscle est étudié et est trouvé similaire à celui sur la contrainte (figure 4.19). L'effet du nombre de renforts sur l'augmentation du rayon n'est cependant pas linéaire avec la pression. On remarque, tant pour la contrainte que le rayon, que l'impact de passer de 0 à 1 renfort (-0.6 MPa, -5 mm) est beaucoup plus important que celui de passer de 3 à 4 renforts (-0.2 MPa, -2 mm).

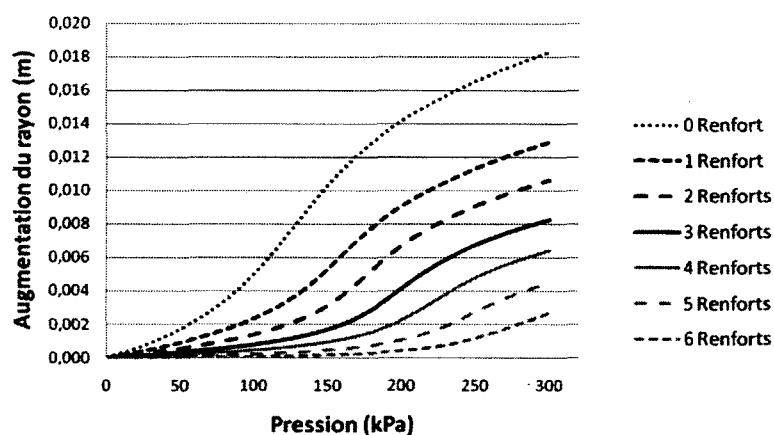


Figure 4.19 Influence du nombre de renforts sur l'augmentation de rayon du muscle

Enfin, en regardant l'effet du nombre de renforts sur l'allongement du muscle (figure 4.20), on remarque qu'à partir de 3 renforts, l'allongement se stabilise et cesse d'augmenter avec le nombre de renforts. La stabilisation à partir de 3 renforts concorde avec le phénomène observé sur la figure 3.8 de l'article. La stabilisation de l'allongement peut s'expliquer par

le fait qu'à partir d'un certain nombre de renforts, les renforts continuent de minimiser l'effet membrane (favorisant l'allongement), mais la diminution de la longueur des cavités (membrane) cause en même temps l'augmentation de la rigidité du muscle (limitant l'allongement). On peut donc conclure que ces effets deviennent en équilibre à partir de 3 renforts. En continuant l'ajout de renforts (plus que 6), si c'était physiquement possible, on noterait probablement une tendance inverse faisant diminuer l'allongement en fonction du nombre de renforts.

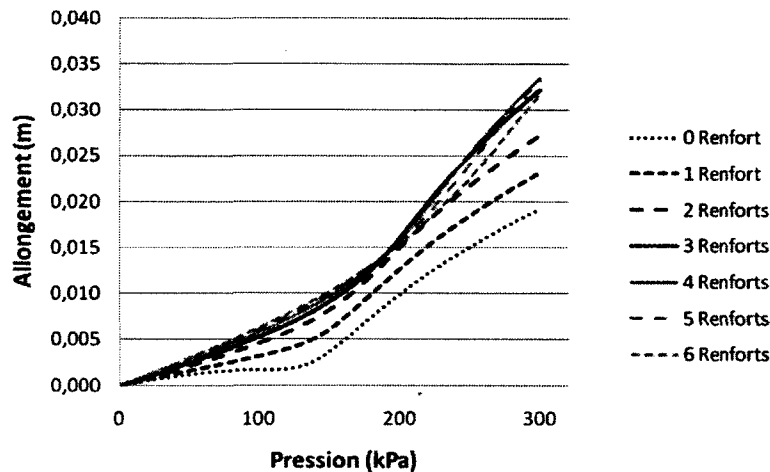


Figure 4.20 Influence du nombre de renforts sur l'allongement du muscle

Pour maximiser l'allongement tout en maintenant la contrainte et le gonflement de la membrane bas, et en visant la simplicité de fabrication, il est décidé que le muscle sera composé de 3 renforts formant 4 cavités.

Les éléments finis permettent également de caractériser le muscle en déterminant sa courbe force-déplacement. La courbe force-déplacement du muscle est trouvée en imposant un déplacement à son extrémité supérieure, pour les cas avec et sans pression.

La caractérisation peut ensuite être utilisée, tout comme le modèle analytique 1-D, en tant qu'entrée dans le modèle de manipulateur. Il est important de se rappeler que les modèles 1-D et par éléments finis ne sont utilisés avec le modèle de manipulateur que pour optimiser l'architecture du manipulateur, leurs résultats n'étant pas suffisamment justes pour prédire les performances du manipulateur. Les éléments finis demeurent toutefois un outil important du processus de conception des muscles pneumatiques, permettant d'ajuster le nombre et la position des renforts pour maintenir une déformation aussi uniaxiale que possible et de caractériser le comportement du muscle sous pression. Tel que mentionné précédemment, le manque de précision de la modélisation par éléments finis et du modèle

1-D est principalement causé par les différences entre la caractérisation uniaxiale utilisée et le véritable état de déformation biaxial. La modélisation par éléments finis pourrait être améliorée en utilisant un modèle tenant compte de la viscoélasticité ou en caractérisant le matériau dans les mêmes conditions de déformation que le muscle en utilisation régulière (vitesse, taux de déformation). Toutefois, comme la constante de temps de relaxation du matériau est assez élevée (≈ 100 s, voir l'article) par rapport à la durée d'étirement du muscle (environ 2 s), la viscoélasticité peut, de façon réaliste, être négligée pour la caractérisation de l'étirement du matériau.

4.4 Conclusion

En résumé, ce chapitre détaille le choix des matériaux et des pivots pour les muscles pneumatiques, ainsi que les analyses par éléments finis ayant servi au raffinement géométrique. Le matériau choisi, le silicone *Silastic V-RTV*, possède de bonnes propriétés mécaniques (rigidité, viscoélasticité) et est facile à mettre en forme. Le comportement en fluage du silicone est moins important que celui des polyuréthanes, mais il n'en demeure pas moins que l'impact sur les performances du manipulateur est non-négligeable et doit être pris en compte, particulièrement pour le contrôle avec rétroaction par imagerie. Le procédé de fabrication par injection et cire perdue est adéquat pour le prototypage des muscles pneumatiques, étant rapide, simple et précis.

Les pivots externes des muscles ont été conçus comme les pivots internes des structures de muscles intégrés, c'est-à-dire qu'ils sont directement moulés avec les muscles. L'intégration des pivots permet également de prolonger le muscle en un appendice qui sert de fixation au châssis. Le serrage-collage de l'appendice assure le scellage du muscle et la stabilité de la fixation. L'intégration des pivots et des attaches permet de diminuer la taille du manipulateur en minimisant la longueur totale des muscles.

Les analyses par éléments finis ont permis de déterminer le nombre de renforts nécessaire pour limiter la déformation radiale du muscle, minimiser la contrainte dans la membrane et maximiser l'allongement du muscle tout en maintenant la fabrication simple. Les analyses ont montré que le fait de mettre de 3 à 6 renforts maximise l'allongement du muscle, et que l'augmentation du nombre de renfort diminue la contrainte dans la membrane et sa déformation radiale. Pour des raisons de simplicité de fabrication et parce que la contrainte demeurerait relativement faible, il a été choisi que le muscle aurait 3 renforts.

Les essais sur des muscles et sur le manipulateur ont confirmé que les choix de matériaux, de pivots et de renforts pour les muscles sont appropriés pour répondre aux requis d'un

manipulateur intra-IRM pour le cancer de la prostate. Les muscles s'allongent suffisamment pour que le manipulateur couvre toute la zone de travail uniformément, et les pivots intégrés permettent, tel que discuté dans l'article, de limiter l'hystérésis du manipulateur.

CHAPITRE 5

CONCLUSION

5.1 Sommaire

Les travaux présentés dans ce mémoire retracent la conception et la validation expérimentale de muscles pneumatiques compliants et de leur intégration dans un manipulateur robotisé pour le diagnostic et le traitement du cancer de la prostate sous IRM. Le cancer de la prostate est l'un des plus fréquents, mais peut être traité avec des chances de succès de presque 100 % lorsque les tumeurs sont détectées tôt. Si les tumeurs peuvent être traitées très localement et précisément, les chances de rétablissement sont grandement améliorées, et cela, en limitant les effets secondaires. La combinaison de la robotique avec la précision de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) peut contribuer à une meilleure détection et un traitement plus efficace des tumeurs de la prostate. Avec le changement de paradigme au niveau des coûts en santé qui se produit actuellement, concevoir un système robotique ayant un grand rapport efficacité-coût est essentiel.

Le choix des muscles pneumatiques est basé sur leur simplicité, leur compatibilité IRM et leur faible coût. Leur intégration dans des structures moulées permet, par rapport à des muscles individuels, d'améliorer la répétabilité en limitant la friction, de réduire la taille globale du robot et de simplifier la fabrication et l'assemblage. Différents modèles au niveau du manipulateur et des muscles ont été étudiés pour modéliser simplement les muscles et prédire les performances du manipulateur. Au niveau du muscle, un premier modèle géométrique sert à déterminer une géométrie préliminaire. Un second modèle (FEA) sert à raffiner la géométrie du muscle liée aux renforts, à prédire les performances du muscle et à valider l'hypothèse uniaxiale de modélisation. Un modèle 1-D analytique permet ensuite de prédire la rigidité et l'allongement du muscle. Les modèles FEA et 1-D peuvent servir d'entrées au modèle de manipulateur, surtout durant les phases préliminaires de conception. Enfin, un modèle expérimental sert d'entrée pour le modèle du manipulateur pour la modélisation finale du prototype. Peu importe la modélisation utilisée, des essais expérimentaux sur les muscles finaux sont nécessaires pour calculer avec réalisme la zone de travail du manipulateur par minimisation de l'énergie de déformation globale.

Le silicone V-RTV de Dow Corning est choisi pour ses bonnes propriétés mécaniques (élongation, rigidité, stabilité chimique) et sa facilité à être moulé. Un procédé de fabrication

incorporant des notions de moulage par injection et par cire perdue a été développé pour le prototypage des muscles.

Les expérimentations sur le prototype de manipulateur ont permis de démontrer l'atteinte des principaux objectifs du projet. Le prototype dépasse les requis en ce qui concerne la répétabilité et la précision (avec la boucle de rétroaction préliminaire), couvre complètement et uniformément la zone de la prostate et respecte les limites de taille pour être fonctionnel en IRM. Le manipulateur a également été testé en IRM, et des analyses du signal ont démontré que le manipulateur n'influence pas la qualité des images d'un fantôme (sphère d'eau). Les essais finaux impliquant l'atteinte de cibles dans du gel balistique avec une aiguille ont également été réalisés en IRM, en utilisant manuellement les images de l'IRM (tranches et 3D) comme rétroaction dans le programme de contrôle. Toutes les validations démontrent le potentiel des muscles pneumatiques intégrés pour l'actionnement en IRM, alliant précision, fiabilité, simplicité et faible coût.

5.2 Contributions originales

La contribution principale de ce projet concerne le développement de muscles pneumatiques intégrés dans une structure moulée en polymère. Cette approche possède plusieurs avantages, dont entre autres de permettre de simplifier et d'uniformiser le processus de fabrication et d'assemblage et d'éliminer la friction causée par des joints mécaniques. Par l'élimination d'un nombre important de pièces, on peut également réduire la taille totale du manipulateur. Les muscles intégrés sont, en plus d'être complètement compatibles avec l'IRM et sécuritaires en IRM, simples et peu coûteux, les rendant idéaux pour l'imagerie interventionnelle dans un domaine médical qui tend à favoriser les économies sans négliger la précision et la fiabilité. Le procédé de fabrication pour le prototypage pourra être facilement adapté pour l'industrie. Les modèles peuvent quant à eux être utilisés pour concevoir des structures moulées contenant des muscles pneumatiques, mais demandent une attention particulière au niveau de la caractérisation du matériau.

Les contributions originales décrites dans ce mémoire sont, en ordre d'importance :

Intégration de muscles compliants. Les muscles pneumatiques compliants sont intégrés en structures moulées, par rapport à une approche non-intégrée telle que celle utilisée dans l'étude de faisabilité [42, 44]. Les avantages de l'intégration des muscles, détaillés dans ce rapport, incluent notamment la simplification des actionneurs, la réduction de leur taille et l'amélioration de la répétabilité ;

Méthode de conception de muscles pneumatiques. Des modèles simples menant à des principes de conception ont été développés et analysés, spécifiquement pour des muscles pneumatiques sans gaine. Ces modèles sont utilisés à deux niveaux, soit pour le muscle lui-même et pour le manipulateur complet. Les quatre modèles de muscle proposés permettent itérativement de :

- Déterminer une géométrie préliminaire en utilisant des modèles basés sur la mécanique des solides ;
- Optimiser la position des renforts, prédire les performances du muscle et valider, par éléments finis, l'hypothèse unidirectionnelle de modélisation ;
- Prédire la rigidité et l'allongement du muscle avec un modèle de matériau hyperélastique et une simplification unidirectionnelle ;
- Caractériser le muscle expérimentalement pour prédire les performances du manipulateur.

La méthode de conception des muscles est polyvalente et simple, et permet ensuite de prédire les performances du manipulateur rapidement. Avec une approche uniquement par éléments finis, par exemple, chaque cas d'actionnement binaire du manipulateur prendrait plus d'une journée à résoudre. La méthode proposée permet d'entrer une modélisation simple du muscle (FEA, 1-D, expérimentale) dans le modèle numérique du manipulateur, et de calculer la zone de travail complète en quelques heures.

Procédé de fabrication. Le procédé de fabrication des muscles est spécifiquement adapté au prototypage efficace des structures moulées. Le procédé intègre des notions de moulage par injection et de moulage par cire perdue pour produire des muscles aux géométries particulières ;

Configuration d'un robot manipulateur. La configuration du robot a été développée pour répondre aux requis de l'application de détection et de traitement du cancer de la prostate en IRM. Les matériaux, le positionnement des actionneurs et la géométrie des muscles sont autant de paramètres qui ont été choisis pour optimiser la performance du manipulateur.

5.3 Perspectives

Les résultats expérimentaux présentés dans ce mémoire ont démontré la pertinence d'intégrer des muscles pneumatiques en structures moulées. Les prochaines étapes se divisent en deux parties. Premièrement, en rapport avec l'objectif de commercialisation du manipulateur, une nouvelle version sera développée en se basant sur les apprentissages du prototype. La nouvelle version sera plus petite pour améliorer sa versatilité et utilisera des procédés de fabrication industrialisés pour faciliter la commercialisation. De nouveaux matériaux seront aussi étudiés pour améliorer les propriétés de relaxation. On étudiera notamment les possibilités entrevues avec le polyuréthane, soit de combiner chimiquement différents matériaux ayant des propriétés variées. Par exemple, on pourrait mouler les renforts dans un matériau plus rigide pour limiter davantage l'inflation du muscle, ou encore choisir un matériau différent pour les pivots et les attaches du muscle. La nouvelle version du manipulateur devra passer à une nouvelle étape de validation expérimentale, probablement sur des cadavres et/ou animaux et impliquant des acteurs du milieu médical (techniciens, infirmières, médecins, etc.).

Le second volet des travaux futurs concerne le contrôle, et a déjà été entamé par un autre étudiant à la maîtrise (Alexandre Girard). La méthode de contrôle sera optimisée pour permettre d'atteindre plus rapidement et encore plus précisément la cible. Plus généralement, la méthode de contrôle s'appliquera à la robotique binaire, et le manipulateur servira de banc de test. Le capteur DEA sera également complété et intégré dans le système afin de fournir une rétroaction en temps réel de la position sans utilisation de l'IRM.

Les résultats, particulièrement la validation des muscles intégrée, ouvre la voie à de nouvelles applications en robotique. Les muscles pourraient être utilisés pour concevoir des prothèses moulées pour la réadaptation, des robots pour les interactions homme-machine et encore des bras manipulateurs souples pour l'accès à des endroits reculés (voir figure 5.1). Leur intérêt réside surtout dans leur simplicité, leur compliance et leur faible coût, des qualités qui peuvent convenir à de nombreuses applications, tant dans le domaine médical que pour d'autres applications robotiques plus générales.

Configurés en modules de quelques muscles en parallèle et ensuite combinés de façon série, les muscles pourraient former un bras ayant une zone de travail beaucoup plus grande que celle du manipulateur parallèle détaillé dans ce mémoire (figure 5.1). Des idées plus marginales pourraient inclure des robots souples pour l'exploration spatiale, adaptables à un terrain inconnu et fiables (leur souplesse minimisant les risques de bris), tels qu'illustrés sur la figure 5.2. On pourrait également penser à des robots jouet (type animal à plusieurs

pattes, boule, etc.) qui se déplacent et apprennent par eux-mêmes à sauter, marcher et rouler tout en étant vituellement incassables grâce à leur souplesse innée. Ils pourraient être contrôlés par un *iPhone*, par exemple, qui contiendrait une application d'apprentissage de mouvement utilisant les capteurs embarqués du téléphone et qui serait protégé des chocs par le matériel même du robot (figure 5.3). L'alimentation en air comprimé pourrait alors être faite via des capsules de gaz comprimé ou encore via des réactions chimiques instantanées

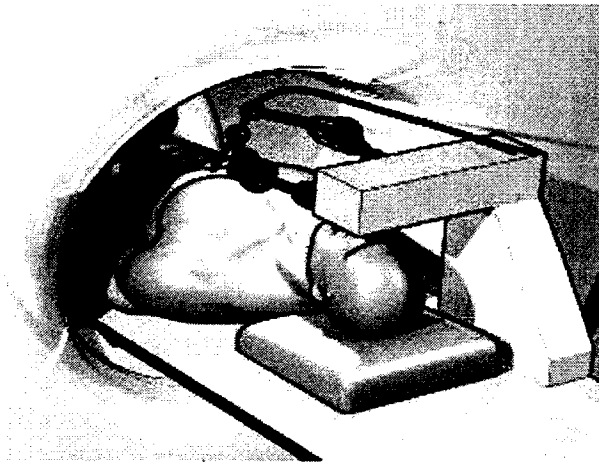


Figure 5.1 Concept de bras manipulateur utilisant des muscles manipulateur (Concept : JS Plante/CAMUS, Dessin : Marc Denninger)



Figure 5.2 Concept de robot souple pour l'exploration spatiale (Concept : JS Plante/CAMUS, Dessin : Marc Denninger)

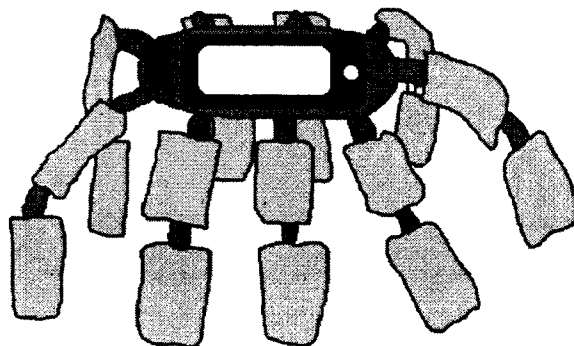


Figure 5.3 Concept de robot jouet contrôlé avec un *IPhone* (Concept : JS Plante/CAMUS, Croquis : G. Miron)

LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] Abdollah, F., Novara, G., Briganti, A., Scattoni, V., Raber, M., Roscigno, M., Suardi, N., Gallina, A., Artibani, W., Ficarra, V., Cestari, A., Guazzoni, G., Rigatti, P. et Montorsi, F. (2010). Trans-rectal versus Trans-Perineal saturation rebiopsy of the prostate : Is there a difference in cancer detection rate? *Urology*, volume 77(4).
- [2] American Cancer Society (2012). *Learn about cancer : Prostate Cancer*. <http://www.cancer.org/Cancer/ProstateCancer/DetailedGuide/prostate-cancer-diagnosis> (page consultée le 28 février 2012).
- [3] Anastasiadis, A. G., Lichy, M. P., Nagele, U., Kuczyk, M. A., Merseburger, A. S., Hennenlotter, J., Corvin, S., Sievert, K., Claussen, C. D., Stenzl, A. et Schlemmer, H. (2006). MRI-Guided biopsy of the prostate increases diagnostic performance in men with elevated or increasing PSA levels after previous negative TRUS biopsies. *European Urology*, volume 50, numéro 4, p. 738–749.
- [4] Bâillon, J. et Dorlot, J. (2000). *Des matériaux*. Presses inter Polytechnique.
- [5] Bazergui, A. (2002). *Résistance des matériaux*. Presses inter Polytechnique.
- [6] Beyersdorff, D., Winkel, A., Hamm, B., Lenk, S., Loening, S. et Taupitz, M. (2005). MR imaging-guided prostate biopsy with a closed MR unit at 1.5 t : Initial results. *Radiology*, volume 234, numéro 2, p. 576–581.
- [7] Boucher, P. et Beauregard, H. (2010). *Le coût économique du cancer au Québec, en 2008 (Rapport final)* (Rapport technique).
- [8] Caldwell, D., Tsagarakis, N., Medrano-Cerda, G., Schofield, J. et Brown, S. (2001). A pneumatic muscle actuator driven manipulator for nuclear waste retrieval. *Control Engineering Practice*, volume 9, numéro 1, p. 23–36.
- [9] Carpi, F., Rossi, D. D. et Kornbluh, R. (2008). *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers : Fundamentals, Materials, Devices, Models and Applications of an Emerging Electroactive Polymer Technology*. Elsevier.
- [10] Carroll, P. R., Coakley, F. V. et Kurhanewicz, J. (2006). Magnetic resonance imaging and spectroscopy of prostate cancer. *Reviews in Urology*, volume 8, numéro Suppl 1, p. S4–S10.
- [11] Chinzei, K. et Miller, K. (2001). Towards MRI guided surgical manipulator. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, volume 7, numéro 1, p. 153–163.
- [12] Chirikjian, G. (1994). A binary paradigm for robotic manipulators. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Proceedings 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.94CH3375-3), volume vol.4. IEEE Comput. Soc. Press, Los Alamitos, CA, USA, p. 3063–9.

- [13] Cornud, F., Hamida, K., Flam, T., Hélénon, O., Chrétien, Y., Thiounn, N., Correas, J. M., Casanova, J. M. et Moreau, J. F. (2000). Endorectal color doppler sonography and endorectal MR imaging features of nonpalpable prostate cancer. *American Journal of Roentgenology*, volume 175, numéro 4, p. 1161–1168.
- [14] Cullinan, M., DiBiasio, C., Howell, L., Culpepper, M. et Panas, R. (2007). Modeling of a Clamped-Clamped carbon Nano-Tube flexural element for use in Nanoelectro-Mechanical systems. Dans *13th National Conference on Mechanisms and Machines*. p. 105 à 110.
- [15] Daerden, F. et Lefeber, D. (2002). Pneumatic artificial muscles : Actuators for robotics and automation. *European Journal of Mechanical and Environmental Engineering*, volume 47, numéro 1, p. 11–21.
- [16] D’Amico, A., Tempany, C., Cormack, R., Hata, N., Jinzaki, M., Tuncali, K., Weinstein, M. et Richie, J. (2000). Transperineal magnetic resonance image guided prostate biopsy. *The Journal of Urology*, volume 164, numéro 2, p. 385–387.
- [17] DiBiase, S. J., Hosseinzadeh, K., Gullapalli, R. P., Jacobs, S. C., Naslund, M. J., Sklar, G. N., Alexander, R. B. et Yu, C. (2002). Magnetic resonance spectroscopic imaging-guided brachytherapy for localized prostate cancer. *International Journal Of Radiation Oncology, Biology, Physics*, volume 52, numéro 2, p. 429–438.
- [18] Dollar, A. M. et Howe, R. D. (2006). A robust compliant grasper via shape deposition manufacturing. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, volume 11, numéro 2, p. 154 –161.
- [19] Engehausen, D. G., Engelhard, K., Schwab, S. A., Uder, M., Wach, S., Wullich, B. et Krause, F. S. (2012). Magnetic resonance Image-Guided biopsies with a high detection rate of prostate cancer. *The Scientific World Journal*, volume 2012, p. 1–6.
- [20] Engelhard, K., Hollenbach, H., Kiefer, B., Winkel, A., Goeb, K. et Engehausen, D. (2006). Prostate biopsy in the supine position in a standard 1.5-T scanner under real time MR-imaging control using a MR-compatible endorectal biopsy device. *European Radiology*, volume 16, numéro 6, p. 1237–1243.
- [21] Fischer, G., DiMaio, S., Iordachita, I. et Fichtinger, G. (2007). Robotic assistant for transperineal prostate interventions in 3T closed MRI. *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, volume 10, numéro Pt 1, p. 425–433.
- [22] Fischer, G., Iordachita, I., Csoma, C., Tokuda, J., DiMaio, S., Tempany, C., Hata, N. et Fichtinger, G. (2008). MRI-Compatible pneumatic robot for transperineal prostate needle placement. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, volume 13, numéro 3, p. 295–305.
- [23] Fischer, G. S., Iordachita, I., Csoma, C., Tokuda, J., Mewes, P. W., Tempany, C. M., Hata, N. et Fichtinger, G. (2008). Pneumatically operated MRI-Compatible needle placement robot for prostate interventions. Dans *IEEE International Conference*

- on Robotics and Automation (ICRA)*. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., Pasadena, CA, United states, p. 2489–2495.
- [24] Francis, P. et Winfield, H. N. (2006). Medical robotics : the impact on perioperative nursing practice. *Urologic Nursing*, volume 26, numéro 2, p. 99–104, 107–108.
- [25] Fuchsjaeger, M., Shukla-Dave, A., Akin, O., Barentsz, J. et Hricak, H. (2008). Prostate cancer imaging. *Acta Radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)*, volume 49, numéro 1, p. 107–120.
- [26] Gassert, R., Yamamoto, A., Chapuis, D., Dovat, L., Bleuler, H. et Burdet, E. (2006). Actuation methods for applications in MR environments. *Concepts in Magnetic Resonance Part B : Magnetic Resonance Engineering*, volume 29, numéro 4, p. 191–209.
- [27] Gisby, T. A., Xie, S., Calius, E. P. et Anderson, I. A. (2009). Integrated sensing and actuation of muscle-like actuators. volume 7287. SPIE, San Diego, CA, USA, p. 728707–12.
- [28] Goldenberg, A. A., Trachtenberg, J., Yi, Y., Weersink, R., Sussman, M. S., Haider, M., Ma, L. et Kucharczyk, W. (2010). Robot-Assisted MRI-Guided prostatic interventions. *Robotica*, volume 28, numéro Special Issue 02, p. 215–234.
- [29] Hata, N., Tokuda, J., Hurwitz, S. et Morikawa, S. (2008). MRI-compatible manipulator with remote-center-of-motion control. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, volume 27, numéro 5, p. 1130–1138.
- [30] Hempel, E., Fischer, H., Gumb, L., Höhn, T., Krause, H., Voges, U., Breitwieser, H., Gutmann, B., Durke, J., Bock, M. et Melzer, A. (2003). An MRI-Compatible surgical robot for precise radiological interventions. *Computer Aided Surgery*, volume 8, numéro 4, p. 180–191.
- [31] Hricak, H., Choyke, P. L., Eberhardt, S. C., Leibel, S. A. et Scardino, P. T. (2007). Imaging prostate cancer : A multidisciplinary perspective. *Radiology*, volume 243, numéro 1, p. 28–53.
- [32] Jemal, A., Siegel, R. et Ward, E. M. (2009). *Cancer Facts and figures 2009* (Rapport technique).
- [33] Jolesz, F. (2005). Future perspectives for intraoperative MRI. *Neurosurgery Clinics of North America*, volume 16, numéro 1, p. 201–213.
- [34] Kacher, D. F., Vogan, J., Hafez, M., Plante, J.-s., Dubowsky, S. et Jolesz, F. A. (2008). Development of a reconfigurable MRI coil using electrostrictive polymer artificial muscle actuators.
- [35] Kang, B., Kothera, C., Woods, B. et Wereley, N. (2009). Dynamic modeling of mckibben pneumatic artificial muscles for antagonistic actuation. Dans *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 12-17 May 2009*. 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). IEEE, Piscataway, NJ, USA, p. 182–7.

- [36] Kawakami, S., Yamamoto, S., Numao, N., Ishikawa, Y., Kihara, K. et Fukui, I. (2007). Direct comparison between transrectal and transperineal extended prostate biopsy for the detection of cancer. *International Journal of Urology : Official Journal of the Japanese Urological Association*, volume 14, numéro 8, p. 719–724.
- [37] Krieger, A., Iordachita, I., Song, S., Cho, N., Guion, P., Fichtinger, G. et Whitcomb, L. (2010). Development and preliminary evaluation of an actuated MRI-Compatible robotic device for MRI-Guided prostate intervention. Dans *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. p. 1066–1073.
- [38] Lees, D. et Chirikjian, G. (1996). A combinatorial approach to trajectory planning for binary manipulators. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. volume 3. p. 2749–2754.
- [39] Lucking Bigue, J., Chouinard, P., Proulx, S., Miron, G. et Plante, J. (2009). Preliminary assessment of manufacturing impacts on dielectric elastomer actuator reliability. p. 12.
- [40] Pondman, K. M., Fütterer, J. J., ten Haken, B., Schultze Kool, L. J., Witjes, J. A., Hambrock, T., Macura, K. J. et Barentsz, J. O. (2008). MR-guided biopsy of the prostate : an overview of techniques and a systematic review. *European Urology*, volume 54, numéro 3, p. 517–527.
- [41] Proulx, S., Chouinard, P., Lucking Bigue, J., Miron, G. et Plante, J. (2011). Design of a MRI-Compatible dielectric elastomer powered jet valve. Dans *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. p. 79762C–79762C–12.
- [42] Proulx, S., Chouinard, P., Lucking-Bigue, J. et Plante, J. (2009). Design of a binary needle manipulator using elastically averaged air muscles for prostate cancer treatments. Dans *Proceedings of the ASME IDETC and CIE Conference*. ASME, San Diego, CA.
- [43] Proulx, S., Miron, G., Girard, A. et Plante, J. (2010). Experimental validation of an elastically averaged binary manipulator for MRI-guided prostate cancer interventions. Dans *Proceedings of the 2010 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*. ASME, Montréal, Qc, Canada.
- [44] Proulx, S. et Plante, J. (2011). Design and experimental assessment of an elastically averaged binary manipulator using pneumatic air muscles for magnetic resonance imaging guided prostate interventions. *Journal of Mechanical Design*, volume 133, numéro 11, p. 111011–9.
- [45] Reynolds, D. B., Repperger, D. W., Phillips, C. A. et Bandry, G. (2003). Modeling the dynamic characteristics of pneumatic muscle. *Annals of Biomedical Engineering*, volume 31, numéro 3, p. 310–317.
- [46] Shen, P., Zhu, Y., Wei, W., Li, Y., Yang, J., Li, Y., Li, D., Wang, J. et Zeng, H. (2011). The results of transperineal versus transrectal prostate biopsy : a systematic review and meta-analysis. *Asian Journal of Andrology*.

- [47] Stoianovici, D., Patriciu, A., Petrisor, D., Mazilu, D. et Kavoussi, L. (2007). A new type of motor : Pneumatic step motor. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, volume 12, numéro 1, p. 98–106.
- [48] Stoianovici, D., Song, D., Petrisor, D., Ursu, D., Mazilu, D., Muntener, M., Schar, M. et Patriciu, A. (2007). "MRI stealth" robot for prostate interventions. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies : MITAT : Official Journal Of The Society For Minimally Invasive Therapy*, volume 16, numéro 4, p. 241–248.
- [49] Suthakorn, J. (2004). Binary hyper-redundant robotic manipulator concept. volume D. p. 625–628 Vol. 4.
- [50] Tadakuma, K., DeVita, L. M., Plante, J. S., Shaoze, Y. et Dubowsky, S. (2008). The experimental study of a precision parallel manipulator with binary actuation : With application to MRI cancer treatment. Dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, p. 2503–2508.
- [51] Taillant, E., Avila-Vilchis, J., Allegrini, C., Bricault, I. et Cinquin, P. (2004). CT and MR compatible light puncture robot : Architectural design and first experiments. Dans *Lecture Notes in Computer Science*. volume 3217. p. 145–152.
- [52] Uecker, M., Zhang, S., Voit, D., Karaus, A., Merboldt, K. et Frahm, J. (2010). Real-time MRI at a resolution of 20 ms. *NMR in Biomedicine*, volume 23, numéro 8, p. 986–994.
- [53] Wickramatunge, K. et Leephakpreeda, T. (2010). Study on mechanical behaviors of pneumatic artificial muscle. *International Journal of Engineering Science*, volume 48, numéro 2, p. 188–198.
- [54] Wissler, M. (2007). *Modeling dielectric elastomer actuators*. Thesis, Swiss Federal Institute of Technology in Zurich, 114-117 p.
- [55] Yuen, J., Thng, C., Tan, P., Khin, L., Phee, S., Xiao, D., Lau, W., Ng, W. et Cheng, C. (2004). Endorectal magnetic resonance imaging and spectroscopy for the detection of tumor foci in men with prior negative transrectal ultrasound prostate biopsy. *The Journal of Urology*, volume 171, numéro 4, p. 1482–1486.
- [56] Zaman, D. N., Suzuki, T., Liao, H., Kobayashi, E., Jimbo, Y. et Sakuma, I. (2007). Development and evaluation of a novel actuator using MR magnetic field. Dans *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, p. 1184–1189.

