

ERIC BOUDREAUULT

**CONCEPTION DE PRÉHEUSEURS SOUS-ACTIONNÉS
AVEC ARTICULATIONS DÉFORMABLES**

Mémoire présenté
à la Faculté des études supérieures de l'Université Laval
dans le cadre du programme de maîtrise en génie mécanique
pour l'obtention du grade de maître ès sciences (M.Sc.)

FACULTÉ DES SCIENCES ET DE GÉNIE
UNIVERSITÉ LAVAL
QUÉBEC

2006

Résumé

En télé-médecine aussi bien qu'en télé-chirurgie, où les délais de communication entre l'opérateur et le patient sont trop importants pour percevoir le retour d'effort en temps réel, il est crucial de développer des outils intelligents autonomes capables de s'adapter aux changements locaux de géométrie et aux perturbations d'efforts. Dans ce mémoire, il est proposé de développer un nouveau préhenseur capable d'une prise autonome sur des objets de tout acabit. La pierre angulaire de ce nouveau préhenseur miniature est l'utilisation du sous-actionnement pour limiter le nombre d'actionneurs et l'utilisation d'articulations flexibles pour faciliter la miniaturisation du principe. Le bon fonctionnement du mécanisme repose sur une définition appropriée des critères de performance, sur un modèle mathématique juste et sur une optimisation adéquate.

Avant-propos

Bien entendu les premiers remerciements et les plus chaleureux vont à mon directeur de recherche M. Clément Gosselin. Je lui suis reconnaissant de m'avoir donné l'opportunité de découvrir le merveilleux monde de la robotique par l'intermédiaire d'un projet fascinant et d'une équipe dynamique. Ces années passées au laboratoire m'ont permis de connaître un homme disponible, généreux et excessivement compétent.

Je tiens également à remercier particulièrement Lionel Birglen et Thierry Laliberté sans qui mon projet n'aurait pas été possible. Ils ont généreusement offert leur support et m'ont permis grâce à leur expertise dans le domaine des mains sous-actionnées de mener à bien le projet qui était le miens.

Je remercie également tout le monde du *lab* avec qui j'ai eu la chance d'interagir durant mon séjour aux cycles supérieurs. Vous m'avez donné la chance d'élargir mes connaissances en acceptant à maintes reprises de répondre à mes trop nombreuses questions sur le fonctionnement de l'univers et vous avez été des compagnons exceptionnels. J'espère que le futur nous donnera la chance de nous recôtoyer autant comme ingénieur qu'ami.

Finalement, je veux remercier mes parents. Grâce à leur support tant moral que financier, ils m'ont permis de cheminer dans la vie et d'atteindre, jusqu'à aujourd'hui, les buts que je me suis fixés. J'aimerais aussi remercier mon coloc et ami depuis toujours Guillaume Boivin pour sa présence et son aide régulière dans chacun de mes projets.

Table des matières

Introduction	1
1 Généralités	4
1.1 Les mécanismes sous-actionnés	5
1.2 Le sous-actionnement à tendons	5
1.3 Le sous-actionnement à barres	7
1.4 Le sous-actionnement à engrenages	8
1.5 Les mécanismes compliants	8
2 Architecture global du doigt	12
2.1 Choix du sous-actionnement	13
2.2 Choix de l'architecture des doigts à deux (2) phalanges	14
2.3 Choix de l'architecture des doigts à trois (3) phalanges	17
2.4 Choix de la géométrie des articulations flexibles	21
3 Choix des matériaux	24
3.1 Recherche sur les matériaux	25
3.1.1 Les polymères	25
3.1.2 Les alliages à mémoire de forme	25
3.1.3 Les métaux standards	26
3.2 Choix d'un matériau pour la fabrication des articulations déformables	26
3.3 Applications	29
3.3.1 Applications dans le domaine médical des propriétés superélastiques	29
3.3.2 Application dans le domaine médical des propriétés à mémoire de forme	31
3.4 Validation et modélisation des propriétés mécaniques des échantillons de nitinol disponibles	31
4 Calcul des forces résultantes sur les phalanges	35
4.1 Hypothèses simplificatrices	36
4.1.1 Centre de rotation de l'articulation déformable fixe	36
4.1.2 Un seul degré de liberté par articulation	37
4.2 Calcul des efforts aux phalanges pour un doigt à 2 phalanges	39
4.2.1 Modèle géométrique	39
4.2.2 Méthode des travaux virtuels	41
4.2.3 Méthode Newtonienne	42

4.3	Calcul des efforts aux phalanges pour un doigt à trois (3) phalanges . . .	45
4.3.1	Analyse géométrique	45
4.3.1.1	Analyse géométrique du quatre-barres supérieur	45
4.3.1.2	Analyse géométrique du quatre-barres inférieur	46
4.3.2	Méthode des travaux virtuels	49
4.3.3	Méthode Newtonienne	51
4.4	Calculs associés à l’articulation flexible retenue au chapitre 2	55
4.4.1	Articulation à lame	56
4.4.2	Articulation à col	57
5	Optimisation	59
5.1	Critères de performance pour un doigt à deux (2) phalanges	60
5.1.1	Premier critère : force sur la première phalange	60
5.1.2	Second critère : répartition des forces	61
5.1.3	Troisième critère : équilibre des forces	61
5.1.4	Quatrième critère : séquence de contact	61
5.1.5	Critère global	62
5.2	Analyse des paramètres	63
5.3	Optimisation des paramètres R et R_k	64
5.4	Optimisation par algorithmes génétiques	67
5.4.1	Introduction aux algorithmes génétiques	67
5.4.2	Optimisation avec l’outil Gatoool de Matlab	68
6	Prototypes	70
6.1	Construction des articulations flexibles en plastique	71
6.2	Main plane en plastique	71
6.3	Doigt plan en nitinol	72
6.4	Main en nitinol	76
6.5	Main en trois (3) dimensions fabriquée en plastique	77
6.6	Amélioration du sous-actionnement entre les doigts	78
6.7	Doigts en plastique et nitinol	81
	Conclusion	83
	A Résultat du test en flexion sur une lame de nitinol	88
	B Fabrication des articulations en plastique	90
	C Validation expérimentale du modèle théorique	94

Liste des Tableaux

2.1	<i>Liste des architectures les plus répandues à deux (2) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres.</i>	15
2.2	<i>Liste des architectures les plus répandues à deux (2) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres (suite).</i>	16
2.3	<i>Liaison entre la base et les tiges g et b.</i>	17
2.4	<i>Liste des architectures les plus répandues à trois (3) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres.</i>	18
2.5	<i>Liste des architectures les plus répandues à trois (3) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres (suite).</i>	19
2.6	<i>Liste des architectures les plus répandues à trois (3) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres (suite).</i>	20
2.7	<i>Tableau comparatif des articulations flexibles.</i>	23
3.1	<i>Tableau comparatif des déformations maximales pour les métaux se comportant selon la loi de Hooke.</i>	27
5.1	<i>Géométrie du doigt.</i>	66
5.2	<i>Dimensions optimisées selon la méthode classique.</i>	67
5.3	<i>Dimensions optimisées avec les algorithmes génétiques.</i>	68
6.1	<i>Dimensions optimisées.</i>	81
A.1	<i>Tableau des résultats</i>	89
C.1	<i>Doigt fabriqué avec les dimensions optimisées selon la méthode classique</i>	95
C.2	<i>Doigt fabriqué avec les dimensions optimisées avec les algorithmes génétiques</i>	96

Liste des Figures

1	Pince médicale utilisée dans le cadre d'une cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire) [24].	2
1.1	Exemples de sous-actionnements à tendons.	6
1.2	Fonctionnement du sous-actionnement à tendons (reproduite avec la permission de Lionel Birglen).	7
1.3	Exemples de sous-actionnements à barre.	7
1.4	Séquence de fermeture d'un doigt à deux (2) phalanges actionné par un mécanisme à cinq barres.	8
1.5	Sous-actionnement à engrenages (reproduite avec la permission de Lionel Birglen).	9
1.6	Exemples d'articulations flexibles [14].	10
1.7	Exemples de mécanismes flexibles.	10
2.1	Architecture du doigt à deux (2) phalanges retenue.	17
2.2	Articulation déformable.	22
3.1	Transformation de la phase austénitique à martensitique [27].	26
3.2	Courbe contrainte versus déformation du nitinol (Ni,Ti).	28
3.3	Spatule utilisée pour les interventions au cerveau [27].	29
3.4	Sonde [27]	30
3.5	Tendeur de tissu [27].	30
3.6	Endoprothèse vasculaire [27].	31
3.7	Montage pour tester les articulations en nitinol.	32
3.8	Modélisation des contraintes en fonction des déformations pour le nitinol.	33
4.1	Déplacement du centre de rotation d'une articulation de type lame.	36
4.2	Déplacement du centre de rotation d'une articulation déformable de type lame (épaisseur : 0,16 mm, largeur : 2 mm).	36
4.3	Efforts aux articulations.	38
4.4	Doigt sous-actionné à deux (2) phalanges utilisant des articulations déformables.	39
4.5	DCL de la tige a.	43
4.6	DCL de la tige b.	43
4.7	DCL de la tige g.	44
4.8	DCL de la tige h.	44
4.9	Architecture d'un doigt sous-actionné à trois (3) phalanges.	45

4.10 DCL de la tige a_1 .	52
4.11 DCL de la tige b_1 .	52
4.12 DCL de la tige g_1 .	53
4.13 DCL de la tige h_1 .	53
4.14 DCL de la tige a_2 .	54
4.15 DCL de la tige g_2 .	54
4.16 DCL de la tige h_2 .	55
4.17 Articulation compliant.	56
4.18 Poutre encastrée.	56
5.1 Effet sur le critère deux (2) des longueurs g_1 et g_3 .	64
5.2 Indices associés aux critères de performance 1, 2, 3 et 4.	65
5.3 Indice associé au critère de performance global.	66
5.4 Dynamique de l'algorithme génétique lors de l'optimisation d'un doigt à deux (2) phalanges.	69
6.1 Modèle CAO d'une main plane en plastique avec deux (2) doigts à deux (2) phalanges.	72
6.2 Image de la main plane importée dans Insight une fois les articulations rajoutées.	73
6.3 Main plane à deux (2) phalanges fabriquée en prototypage rapide de type FDM.	74
6.4 Feuilles de nitinol.	74
6.5 Modèle CAO du premier doigt fabriqué en nitinol.	75
6.6 Premier prototype fabriqué en nitinol usiné par EDM à fil.	75
6.7 Main fabriquée en nitinol usinée par EDM à fil.	76
6.8 Pièce utilisée pour construire la main présentée à la figure 6.9.	77
6.9 Main en trois (3) dimensions utilisant des doigts à deux (2) phalanges.	78
6.10 Schéma démontrant le mouvement de bascule produit par la première architecture.	78
6.11 Main plane à deux (2) phalanges avec un sous-actionnement à bascule.	79
6.12 Schéma explicatif montrant l'instabilité de la main figure 6.11.	79
6.13 Schéma explicatif du sous-actionnement stabilisé.	80
6.14 Photo de la main utilisant le sous-actionnement stabilisé.	80
6.15 Préhenseur sous-actionné à la limite de la stabilité.	81
6.16 Articulation flexible utilisée pour les prototypes en plastique et nitinol.	82

6.17 Doigt optimal obtenu en utilisant : A) la méthode classique B) les algorithmes génétique.	82
B.1 Fenêtre de création de groupes.	92
B.2 Fenêtre d'extrusion des couches.	92
B.3 Schéma de l'articulation à lame fabriquée par FDM.	93

Introduction

Contexte de recherche

Les interventions chirurgicales modernes utilisent de petits préhenseurs pour agripper, tirer, pousser et retirer des tissus organiques. Ces opérations se déroulent sous le contrôle direct du chirurgien. La manipulation de matériel biologique est une opération qui requiert précision et dextérité. Elle repose habituellement sur un retour d'effort direct [4] mécanique ou indirectement via un contrôle plus complexe basé sur des capteurs [21].

En télémédecine, le contrôle de la préhension d'objet n'est pas aisé. Les distances parfois importantes entre le chirurgien et le patient entraînent des temps de réponse élevés entre la commande et l'action. Dans plusieurs contextes, un retour d'effort en temps réel n'est pas réalisable et un système autonome de préhension doit être utilisé. Autrement dit, le contrôle du chirurgien est amélioré si la préhension de l'objet est réalisée sur les lieux de l'intervention par un sous-système intelligent.

Les préhenseurs ont fasciné les chercheurs en robotique des deux (2) dernières décennies. Ceux-ci ont alors développé une panoplie de préhenseurs et de mains de toutes sortes. Bien que l'industrie soit réticente à l'utilisation de préhenseurs flexibles, ils sont actuellement utilisés dans bon nombre d'applications. Les préhenseurs flexibles sont divisés en deux (2) groupes complètement différents soit : *i*) les préhenseurs conçus

pour la préhension simple et *ii*) les mains qui sont en mesure de manipuler des objets. La manipulation des objets représente une tâche excessivement complexe. Les doigts doivent positionner et orienter un objet par rapport à la paume de la main tout en conservant une prise stable. Ceci commande une dextérité impressionnante, des actionneurs de haute qualité, des capteurs pour le retour d'effort et une stratégie de contrôle lourde à implanter. Les travaux présentés en [8], [12], [17] et en [2] portent sur des préhenseurs capables d'accomplir des tâches complexes. Toute cette technologie a un coût, le contrôle est fastidieux et la somme des composantes est tout simplement impossible à miniaturiser sous la barre du centimètre requis en chirurgie.

Heureusement, la manipulation d'objets n'est pas essentielle en chirurgie, la préhension seule est suffisante. Dans le contexte où le chirurgien supervise directement l'opération, de simples pinces peuvent être utilisées. Le contact visuel et le retour en force direct des instruments actuels permettent de réaliser un excellent travail. Cependant, en télémédecine, l'utilisation de telles pinces (figure 1) n'est pas appropriée. Cet instrument n'est pas en mesure de distribuer également les forces de contact autour du préhenseur. Actuellement, les préhenseurs mécaniques décrits en [3] sont simples et faciles d'utilisation mais ne sont pas en mesure d'assurer une prise correcte des tissus délicats. Le développement d'un préhenseur autonome¹ intelligent est d'une importance capitale pour la télémédecine en général.

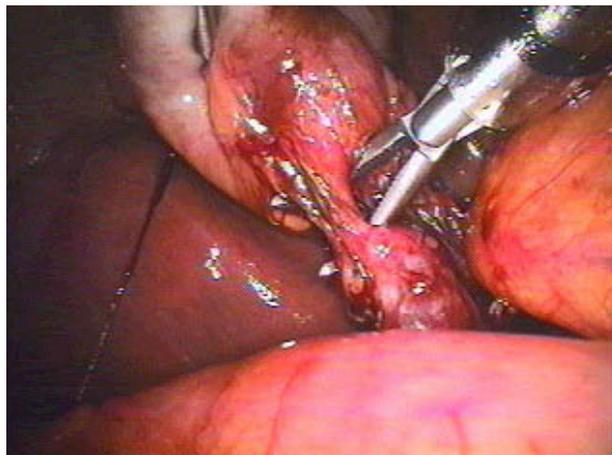


FIG. 1 – Pince médicale utilisée dans le cadre d'une cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire) [24].

L'objectif de cette recherche est de développer un préhenseur miniature capable

¹L'expression «prise autonome» signifie que le préhenseur devra avoir la capacité d'agripper une large gamme d'objets à géométrie variable sans intervention direct de la part de l'opérateur.

d'une prise autonome. La distribution des forces sur les phalanges devra être équilibrée et la prise devra bien-sûr être stable en tout temps. Pour être utilisée dans les opérations laparoscopiques la main devra être en mesure de s'immiscer à l'intérieur de zones aussi restreintes qu'un centimètre cube. Il devra également être compatible avec l'organisme humain et être stérilisable.

Organisation du mémoire

Les pages de ce mémoire contiennent l'intégral de la démarche qui mène à la conception d'une main mécaniquement intelligente capable d'agripper de façon autonome des objets dans le corps humain. Tout d'abord, le premier chapitre jette les bases du mémoire et explique les principes généraux de sous-actionnement et des mécanismes compliants. Les chapitres subséquents défilent dans un ordre qui représente adéquatement, selon l'auteur, le processus logique de design. Les chapitres 2 et 3 portent sur la conception globale de l'architecture du préhenseur flexible. Les chapitres 4 et 5 sont consacrés par la suite à l'optimisation des propriétés du mécanisme. Finalement, le présent travail sera complété par la présentation des prototypes finaux. Certains compléments d'information sont également fournis en annexe.

Chapitre 1

Généralités

Ce chapitre présente les fondements de ce mémoire. Il dresse un aperçu des mécanismes sous-actionnés et des mécanismes compliants. Le survol de ces différentes technologies permettra de mieux comprendre la philosophie de design qui se cache derrière l'élaboration des préhenseurs miniatures mécaniquement intelligents.

1.1 Les mécanismes sous-actionnés

La clé qui mène au développement des préhenseurs mécaniquement intelligents est le concept de sous-actionnement. Un mécanisme sous-actionné possède plus de degrés de liberté que d'actionneurs. En général, les degrés de liberté non actionnés sont contrôlés par des éléments passifs comme les butées et les ressorts. Les ressorts sont utilisés pour le rappel (ouverture) des phalanges supérieures et doivent être préchargés de manière à éviter des mouvements indésirables causés par la masse propre du préhenseur ou par l'inertie de mouvement. On utilise également des butées pour prévenir l'hyperextension des phalanges.

Lorsque appliqué aux préhenseurs, le sous-actionnement permet aux doigts de s'adapter aux différentes géométries d'objets à saisir. Cette étonnante propriété permet d'imiter le comportement des préhenseurs pleinement actionnés tout en limitant le nombre d'actionneurs et ainsi la difficulté de contrôler tous ces actionneurs simultanément. Selon le type de sous-actionnement utilisé et ses paramètres dimensionnels, le préhenseur peut s'adapter et équilibrer naturellement les forces autour d'un objet sans électronique complexe et retour d'effort.

1.2 Le sous-actionnement à tendons

Le préhenseur sous-actionné le plus répandu est de toute évidence la main humaine. En effet, chacune de nos mains possède deux gros muscles (actionneurs) positionnés dans l'avant bras qui actionnent l'ensemble des 20 degrés de liberté de la main. Ces muscles permettent d'obtenir une préhension puissante. Tel que montré à la figure 1.1 (a), un premier muscle permet la fermeture de chacun des doigts et un second la fermeture du pouce. Nos mains sont également pleinement actionnées (40 muscles actionnent les 20 degrés de liberté de la main [22]) et permettent une manipulation agile. Cependant, nous ne nous attarderons pas sur ce sujet dans le cadre de ce mémoire.

Le type de sous-actionnement utilisé pour actionner la main humaine est similaire à la technique dite du sous-actionnement à tendons. D'autres exemples de mécanismes utilisant ce genre d'actionnement sont également présentés à la figure 1.1. Notons que

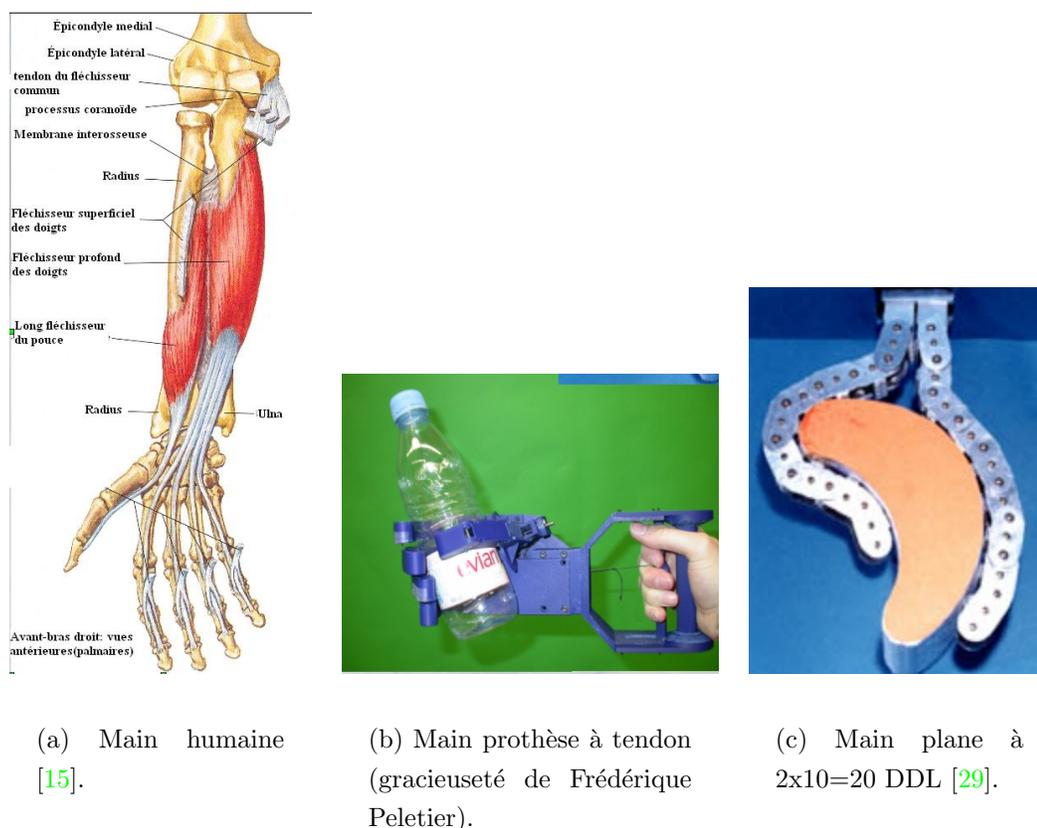


FIG. 1.1 – Exemples de sous-actionnements à tendons.

le terme DDL utilisé dans le sous-titre de la troisième figure est l'abréviation de degré de liberté et sera utilisé comme tel dans le reste du mémoire. La figure 1.2 illustre le principe de fonctionnement. Il s'agit d'un câble soit enroulé, soit placé en position de butée aux jointures et fixé au bout du doigt. Cette architecture, en plus d'être très légère et compacte, donne l'opportunité d'éloigner les actionneurs du mouvement de la main. Grâce à cette stratégie, il est possible de réduire considérablement les dimensions du préhenseur.

L'unidirectionalité des liaisons (tendons) est un problème majeur du sous-actionnement à tendons. En effet, les câbles ne sont utilisables qu'en tension. Par conséquent, si l'on désire contrôler autant la fermeture que l'ouverture de la main le nombre d'actionneurs doit être multiplié par deux (2). En plus de faire grimper les coûts de fabrication du préhenseur, cela complexifie grandement le contrôle.

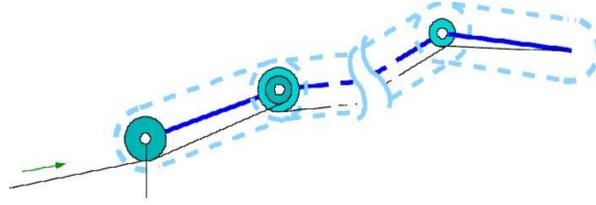


FIG. 1.2 – Fonctionnement du sous-actionnement à tendons (reproduite avec la permission de Lionel Birglen).

1.3 Le sous-actionnement à barres

Un autre type de sous-actionnement qui fait actuellement l'objet de plusieurs travaux est le sous-actionnement à barres. Des études récentes [1, 9, 10] ont permis de mieux comprendre le comportement de ce mécanisme et d'élaborer des architectures de grandes qualités. Le domaine spatial (figure 1.3 (a)), le domaine nucléaire et le domaine du divertissement (figure 1.3 (b)) montrent actuellement un vif intérêt pour cette technologie. Bien que le sous-actionnement à tendons soit d'un point de vue théorique supérieur au sous-actionnement à barre, en pratique, c'est une toute autre chose. Contrairement aux mécanismes à tendons les barres n'usent pas et sont en mesure de fournir un effort beaucoup plus important que les tendons.



(a) Main Sarah-CSA [28].



(b) Main Lego [26].

FIG. 1.3 – Exemples de sous-actionnements à barre.

Le fonctionnement de ce type de sous-actionnement est illustré à la figure 1.4. En a), le doigt est dans sa configuration initiale et aucune force extérieure n'est appliquée

sur celui-ci, excepté l'actionnement si le doigt est en mouvement. Le doigt se comporte comme un corps unique en rotation autour d'un pivot fixe. En b), la phalange proximale entre en contact avec l'objet. En c), la phalange distale se referme sur l'objet et pivote par rapport à la phalange proximale en position de butée sur l'objet. Au cours de cette phase de fermeture l'actionneur doit produire un effort supérieur à la force nécessaire pour étendre le ressort. Finalement, en d), toutes les phalanges sont en contact avec l'objet. Le doigt a complété la prise. La force appliquée à l'actionneur est distribuée parmi les phalanges.

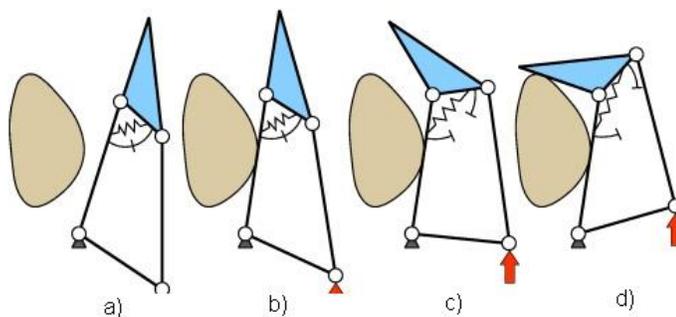


FIG. 1.4 – Séquence de fermeture d'un doigt à deux (2) phalanges actionné par un mécanisme à cinq barres.

1.4 Le sous-actionnement à engrenages

Les chercheurs ont également élaboré de nombreuses autres méthodes permettant de limiter le nombre d'actionneurs par degré de liberté. On peut voir sur la figure 1.5 un nouveau type de sous-actionnement soit le sous-actionnement à engrenages. Étant donné la complexité de fabrication des engrenages ce type de sous-actionnement est très rarement utilisés dans l'industrie.

1.5 Les mécanismes compliant

Nous vivons actuellement une véritable course à la miniaturisation. Les rayons des grands magasins sont bondés de gadgets de plus en plus compacts à un prix de plus en plus raisonnable. Prenons par exemple les lecteurs MP3 qui possèdent une capacité

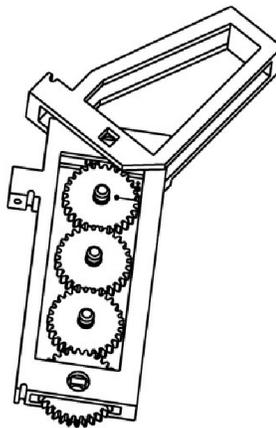


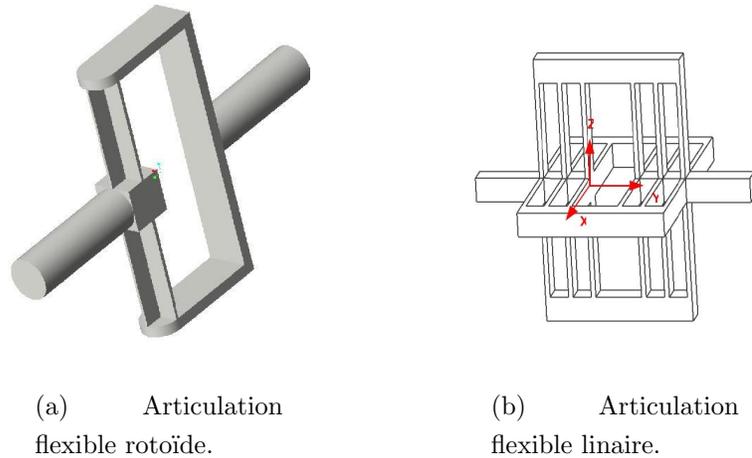
FIG. 1.5 – Sous-actionnement à engrenages (reproduite avec la permission de Lionel Birglen).

de stockage faramineuse placée dans un contenant à peine plus gros qu'une gomme à effacer ou encore les ordinateurs portatifs qui ont une puissance de calcul comparable à celle d'un ordinateur de table. Pour obtenir un tel degré de miniaturisation, les ingénieurs ont dû adapter la structure mécanique, les capteurs et la précision des moteurs des robots qui participent à la fabrication de ces produits. Les guidages linéaires et rotatifs classiques atteignent actuellement la limite physique de précision possible [5]. Les problèmes de lubrification, de nettoyage et de frottement sont très limitatifs dans l'utilisation de telles articulations.

Les mécanismes compliant permettent de faire un pas en avant dans le domaine de la robotique. L'arrivée de ces articulations permet de faire un bon de plusieurs ordres de grandeur dans la précision des manipulateurs. L'absence de lubrification, de frottement, d'usure, de jeu et la possibilité d'obtenir une fabrication monobloc permettent d'obtenir un assemblage compact, précis et rigide.

Un mécanisme compliant utilise l'élasticité des matériaux pour produire un mouvement. En modifiant la géométrie d'une articulation, il est possible de créer des liaisons de très grande qualité, flexibles dans une direction et très rigides dans les autres. Il est également possible de fabriquer des articulations linéaires ainsi bien que rotatives. La figure 1.6 montre deux (2) types d'articulations flexibles. Le premier représente une liaison rotoïde et le second une liaison translationnelle.

Les articulations flexibles sont utilisées dans plusieurs mécanismes, de la simple

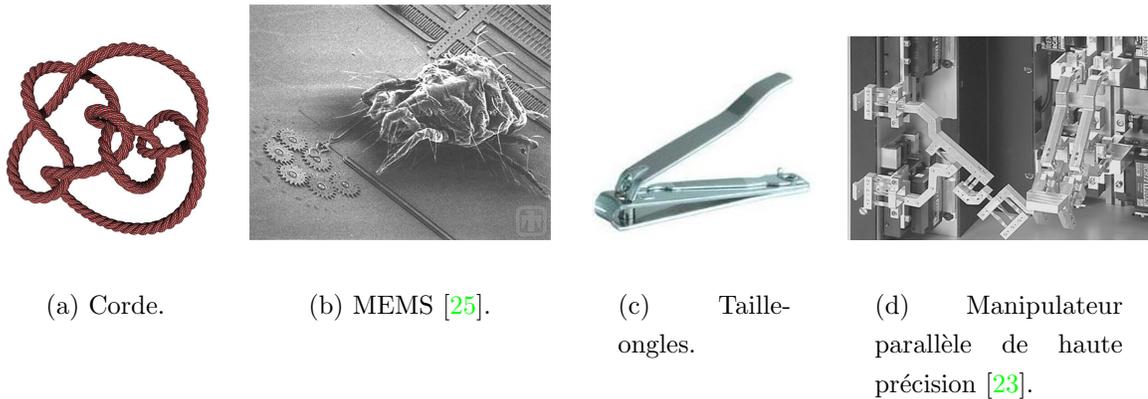


(a) Articulation flexible rotoïde.

(b) Articulation flexible linéaire.

FIG. 1.6 – Exemples d’articulations flexibles [14].

corde aux systèmes micro-électro-mécaniques (MEMS) et du taille-ongle au robot parallèle de haute précision (voir figure 1.7).



(a) Corde.

(b) MEMS [25].

(c) Taille-ongles.

(d) Manipulateur parallèle de haute précision [23].

FIG. 1.7 – Exemples de mécanismes flexibles.

Malheureusement, l’utilisation des mécanismes compliant ne comporte pas que des avantages. En effet, la course des liaisons flexibles est limitée par l’élargissement maximale que peut subir le matériau. Parce qu’une articulation flexible doit toujours travailler dans la zone de déformation élastique, une élargissement trop importante peut induire des déformations permanentes et rendre l’articulation inutilisable. Un autre inconvénient majeur de ce genre de technologie est la force de rappel dans les articulations. Malgré l’optimisation étroite des géométries flexibles, il est impossible d’obtenir une rigidité nulle. Finalement, le modèle théorique précis du comportement des articulations flexibles est habituellement ardu à obtenir. Les articulations flexibles suivent

généralement un mouvement complexe et ont une rigidité qui peut être variable selon la position.

En résumé, la difficulté avec l'utilisation des articulations flexibles est de bien comprendre leur comportement et non de les réaliser.

Chapitre 2

Architecture global du doigt

Ce chapitre présente le cheminement pour arriver à déterminer l'architecture finale. L'utilisation du sous-actionnement et des articulations flexibles semble être une avenue très intéressante pour ce genre d'application. Chaque technologie possède des forces et des faiblesses. Il est donc crucial de bien sélectionner le mécanisme qui convient le mieux pour donner le mouvement à une main dimensionnée sous la barre du centimètre cube, ce qui est l'objectif de ce travail. Ce mécanisme devra également pouvoir être utilisable en médecine et dans plusieurs autres applications.

2.1 Choix du sous-actionnement

De manière à obtenir un doigt peu coûteux et facile à fabriquer il est important de garder l'architecture aussi simple que possible. Dans ce sens, l'utilisation du sous-actionnement pour limiter le nombre d'actionneurs par degré de liberté peut être une solution fort intéressante.

Bon nombre de mécanismes sous-actionnés ont été imaginés pour accomplir une variété de tâches. Les systèmes les plus connus sont, tel que mentionné au chapitre 1, le sous-actionnement à tendons, le sous-actionnement à barres et le sous-actionnement à engrenages.

Le problème avec ce type de mécanisme est la difficulté inhérente à la miniaturisation de chacune des pièces. Les sous-actionnements à tendons et à engrenages seraient très complexes à construire à petite échelle et requéreraient une technique d'assemblage élaborée. Le nombre de pièces en mouvement augmente également la difficulté de bien nettoyer et de bien stériliser la main (dans le cas des applications médicales). Le mécanisme recherché doit aussi être robuste et adapté à une large gamme de géométries.

En conclusion, seul le sous-actionnement à barres possède l'ensemble des caractéristiques recherchées. Il est robuste, flexible, comporte très peu de pièces en mouvement et il est facile à fabriquer en plus d'avoir largement fait ses preuves dans le passé pour d'autres applications.

Les expériences passées au laboratoire de robotique de l'Université Laval avec la main MARS, la main SARAH-CSA et les travaux présentés en [9] ont montrées que l'utilisation de deux (2) ou de trois (3) phalanges est suffisante pour la préhension. C'est donc appuyé sur les bases des travaux passés que le nombre de phalanges de la main miniature sera limité à un maximum de trois (3). Les sections suivantes présenteront la méthodologie utilisée pour déterminer la meilleure géométrie d'architecture de sous-actionnement à barre utilisant deux (2) ou trois (3) phalanges.

2.2 Choix de l'architecture des doigts à deux (2) phalanges

La prochaine étape est de déterminer l'arrangement idéal des barres du mécanisme. Les tableaux 2.1 et 2.2 présentent une analyse comparative réalisée sur plusieurs types d'agencements.

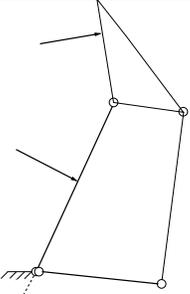
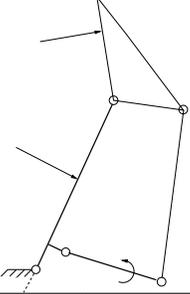
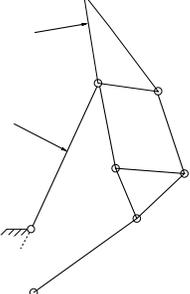
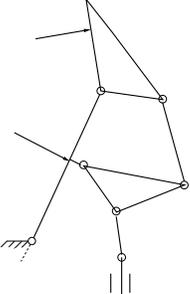
L'analyse réalisée dans ce tableau est purement qualitative. Elle a pour but de comparer les mécanismes entre eux et n'a nullement la prétention de présenter des résultats absolus et basés sur des calculs complexes. L'auteur a créé le tableau de manière à présenter les architectures les plus répandues [9, 19] aux lecteurs en faisant ressortir leurs forces et leurs faiblesses. Une analyse plus poussée, explicitée mathématiquement, des critères de sélection aurait été vaine et très peu utile dans la recherche de l'architecture idéale. Une simple analyse comparative est suffisante pour mettre en lumière la configuration idéale.

L'objectif des travaux actuels est de générer une architecture qui performe bien face à l'ensemble des critères fournis dans les tableaux. Les doigts ayant obtenus la note mauvais (★) sont rejetés de facto. Par la suite on choisit le doigt avec le moins de lacune possible. L'analyse montre bien que le doigt b) est celui qui semble le plus adapté pour l'ensemble des critères de sélection. Cette géométrie est simple, facilement miniaturisable et possède un comportement maintes fois éprouvé.

Le doigt a) est habituellement privilégié pour des mains traditionnelles qui sont plus volumineuses et qui peuvent utiliser des articulations rotoïdes classiques. Cette architecture utilise une articulation qui relie plus de deux corps entre eux. Ce type de liaison est excessivement complexe à réaliser avec des articulations flexibles. Le tableau 2.3 montre toutes les manières de remplacer cette articulation.

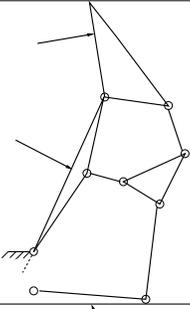
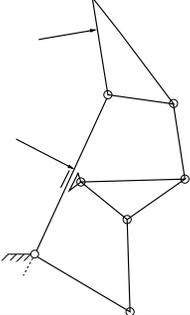
Cette liaison doit limiter la rotation de chacune des articulations lors de la phase de fermeture du doigt. Ceci permet de réduire la longueur des articulations et d'augmenter la vie en fatigue. Le modèle trois (3) (tableau 2.3) découple complètement les articulations qui actionnent la seconde phalange de ceux qui actionnent la première. C'est-à-dire que le quatre barres demeure en position non déformée aussi longtemps que la phalange distale ne se referme pas sur l'objet. Cet arrangement permet de diminuer

Tableau 2.1 – Liste des architectures les plus répandues à deux (2) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres.

		Débattement angulaire limité	Répartition des forces équilibrées	Usinabilité	Compacité	Stabilité de la prise
a)		★★	★★★★	★★★★	★★★★	★★★
b)		★★★	★★★★	★★★★	★★★★	★★★
c)		★★★★	★★★	★★	★	★★★
d)		★★★★	★★★★	★★	★	★★★

(★★★★ : excellent, ★★★ : bon, ★★ : moyen, ★ : mauvais)

Tableau 2.2 – Liste des architectures les plus répandues à deux (2) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres (suite).

		Débattement angulaire limité	Répartition des forces équilibrées	Usinabilité	Compacité	Stabilité de la prise
e)		★★★★	★★★★	★★	★	★★★★
f)		★★★	★★★★	★	★	★★★★

(★★★★ : excellent, ★★★ : bon, ★★ : moyen, ★ : mauvais)

l'amplitude des rotations angulaires moyennes de 30% en comparaison avec les autres modèles. Cette valeur a été calculée en réalisant une moyenne du débattement angulaire de chacune des articulations sur l'ensemble des configurations possibles du préhenseur. Si l'on remplace l'articulation problématique par la configuration du modèle trois (3) (tableau 2.3) on obtient exactement l'architecture b) du tableau 2.1. Cette architecture finale est présentée à la figure 2.1.

Tableau 2.3 – Liaison entre la base et les tiges g et b .

Modèle 1	Modèle 2	Modèle 3	Modèle 4

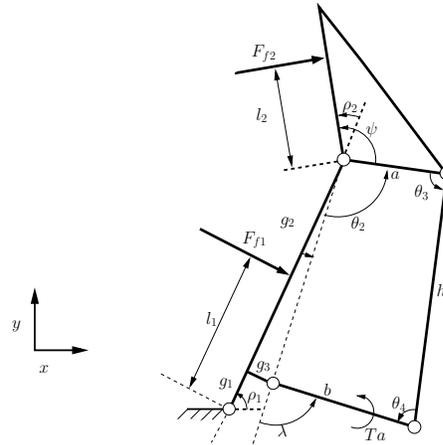
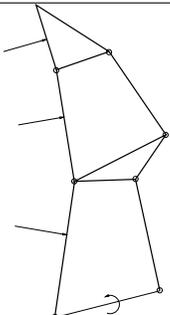
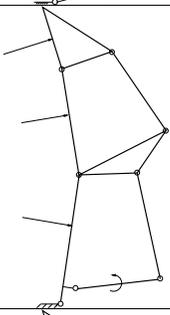
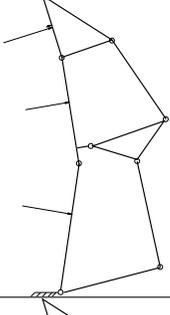
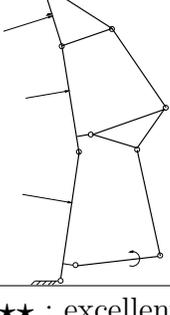


FIG. 2.1 – Architecture du doigt à deux (2) phalanges retenue.

2.3 Choix de l'architecture des doigts à trois (3) phalanges

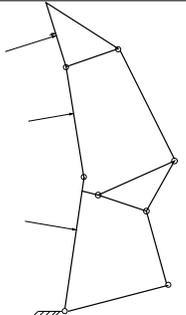
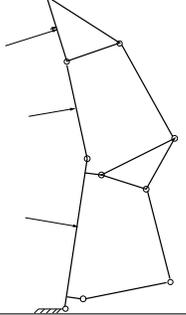
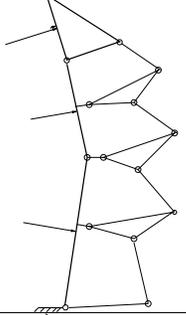
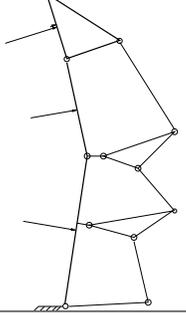
Pour faire le choix de l'architecture à trois (3) phalanges on utilise le même tableau comparatif que celui développé pour les doigts à deux (2) phalanges. Tel qu'expliqué pour le tableau 2.1, l'analyse est purement qualitative et suffit amplement à faire ressortir l'architecture gagnante. Les tableaux 2.4 à 2.6 présentent cette analyse.

Tableau 2.4 – Liste des architectures les plus répandues à trois (3) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres.

		Débattement angulaire limité	Répartition des forces équilibrées	Usinabilité	Compacité	Stabilité de la prise
A)		***	*****	***	****	***
B)		****	*****	***	****	***
C)		****	*****	***	****	***
D)		****	*****	****	****	***

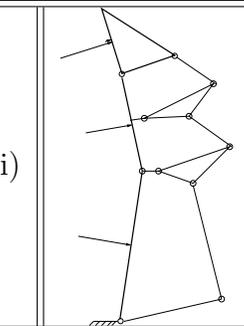
(**** : excellent, *** : bon, ** : moyen, * : mauvais)

Tableau 2.5 – Liste des architectures les plus répandues à trois (3) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres (suite).

		Débattement angulaire limité	Répartition des forces équilibrées	Usinabilité	Compacité	Stabilité de la prise
E)		★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★ ★ ★
F)		★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★ ★ ★
G)		★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★	★	★ ★ ★ ★
H)		★ ★ ★ ★	★ ★ ★ ★	★	★	★ ★ ★ ★

(★ ★ ★ ★ : excellent, ★ ★ ★ : bon, ★ ★ : moyen, ★ : mauvais)

Tableau 2.6 – Liste des architectures les plus répandues à trois (3) phalanges utilisant un sous-actionnement à barres (suite).

		Débattement angulaire limité	Répartition des forces équilibrées	Usinabilité	Compacité	Stabilité de la prise
i)		★★★★	★★★★	★	★	★★★★

(★★★★ : excellent, ★★★ : bon, ★★ : moyen, ★ : mauvais)

En se référant aux tableaux de décision 2.4 à 2.6, il y a neuf (9) doigts à trois (3) phalanges qui sont réalisables. Parmi ceux-ci certains possèdent quelques faiblesses marquées en comparaison avec les autres. Par exemple, les modèles a), b), c) et e) ont une liaison double (trois (3) membrures qui se joignent en un seul point) qui nécessite un usinage fin. Cette liaison induit en plus, lors du mouvement d'une membrure, des contraintes additionnelles inutiles à l'intérieur des membrures immobiles l'une par rapport à l'autre. À la lumière des tableaux on peut constater que les doigts d) et f) sont à égalité.

Le modèle d) est un assemblage du modèle à deux (2) phalanges choisi à la section 2.3 jumelé à un second quatre barres utilisé pour activer la première phalange. De ce fait, il devient beaucoup plus aisé de pousser l'étude de ce modèle que de recommencer l'analyse à la base. Ce modèle a l'avantage supplémentaire de limiter les débattements de certaines articulations. En effet, dans le modèle f) la liaison qui unit la première phalange au triangle (pièce b2 sur la figure 4.9) est sollicitée dès la fermeture de la seconde phalange. En utilisant le modèle d) on limite l'utilisation des articulations et on peut récupérer l'analyse faite sur le doigt à deux (2) phalanges.

2.4 Choix de la géométrie des articulations flexibles

L'utilisation des articulations flexibles est une excellente solution pour la miniaturisation en général. Ces articulations sont habituellement faciles à construire et n'utilisent pas de partie mobile. Ils sont faciles à laver et à stériliser. Il suffit de déterminer la meilleure géométrie pour obtenir les caractéristiques suivantes :

- un (1) degré de liberté en rotation
- une bonne rigidité dans les autres directions
- une amplitude de mouvement appréciable
- une articulation aussi compacte que possible.

Un brainstorming a permis de recenser six (6) articulations potentiellement intéressants pour ce genre d'application. Ces articulations sont analysées et comparées entre elles à l'intérieur du tableau comparatif 2.7. Cette analyse est basée sur les travaux passés [5, 7, 11, 14, 20] et sur les connaissances de l'auteur.

À première vue, l'articulation f) semble parfaite. Elle excelle dans presque toutes les catégories. Cependant à l'échelle millimétrique, les géométries complexes sont irréalisables. Pour cette raison, la géométrie la plus appropriée est celle de l'articulation a). Elle est compacte, résistante et possède une bonne rigidité dans les autres directions. Par contre, l'amplitude de mouvement limitée de cette articulation représente un problème. Pour passer outre cette lacune, la partie centrale de articulation, plus étroite, sera allongée pour permettre un plus grand débattement angulaire. La diminution de rigidité dans les autres directions est acceptable en raison de la présence du mécanisme à quatre barres fermé (voir figure 2.1) qui procure de la rigidité à la structure.

Pour adapter l'articulation aux applications médicales un côté de l'articulation en col sera tronqué. Cette modification permettra au préhenseur d'offrir une surface uniforme du côté extérieur au doigt de manière à éviter de déchirer le matériel biologique plus fragile. La géométrie retenue, présentée à la figure 2.2, permet d'obtenir une grande amplitude de mouvement avec un dimensionnement raisonnable. La notation lame sur la figure est utilisée et sera utilisée dans les pages qui suivent pour désigner une articulation unissant deux corps par une poutre rectangulaire mince.

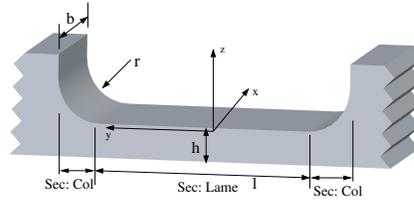
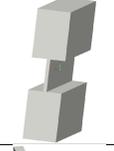
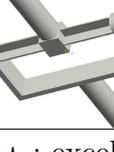


FIG. 2.2 – Articulation déformable.

Pour conclure, ce chapitre a fourni un aperçu général de la structure des doigts et des articulations qui seront utilisées pour donner le mouvement à ceux-ci. Dans les prochains chapitres nous pousseront davantage l'analyse et présenteront le choix des matériaux, les méthodes de calcul et l'optimisation réalisée pour construire le meilleur doigt possible.

Tableau 2.7 – *Tableau comparatif des articulations flexibles.*

		Amplitude de mouvement	Compacité	Durabilité	Rigidité dans les autres directions
a)		★	★★★★	★★★★	★★★
b)		★★★	★★★★	★★★	★
c)		★★★★	★★★	★★★	★
d)		★★★	★	★	★★★
e)		★★★	★★★★	★	★★★
f)		★★★★	★	★★★★	★★★★

(★★★★ : excellent ★★★ : bon, ★★ : moyen, ★ : mauvais)

Chapitre 3

Choix des matériaux

Le choix des matériaux est primordial pour la miniaturisation de la main. Tel que mentionné dans les chapitres précédents, pour réduire suffisamment les dimensions de la main pour qu'elle soit utilisable en chirurgie, l'utilisation d'articulations déformables s'impose. De plus, en raison du nombre limité de phalanges utilisées pour englober les objets, chacune des articulations devra être en mesure de subir une grande déformation. Une déformation permanente aurait comme effet de modifier les paramètres de design du doigt et par le fait même son comportement général. Le matériau choisi devra également être compatible avec l'organisme et facilement stérilisable.

3.1 Recherche sur les matériaux

3.1.1 Les polymères

Tout d'abord, les polymères tels les caoutchoucs, silicones et autres sont certes un choix très intéressant lorsque l'on recherche un matériau capable de s'étirer considérablement sans subir de déformation permanente. L'inconvénient avec ces polymères est leur très faible tolérance aux écarts de température et l'incompatibilité totale avec certains procédés de stérilisation comme les rayons gamma (les rayons gamma entraînent la destruction des liaisons polymériques). Malgré cette incompatibilité, certains polymères tels le téflon et le polydymethylsiloxane sont toutefois utilisés mais destinés à un usage unique.

3.1.2 Les alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme ont également un potentiel fort intéressant pour ce genre d'application. En effet, certains alliages disposent d'une capacité impressionnante d'élongation élastique. Ils se plient, s'étirent et se déforment sans aucune déformation résiduelle avec une amplitude 10 à 100 fois plus grande que les alliages métalliques conventionnels. Cette caractéristique hors du commun est appelée superélasticité et se produit sous la température de transformation austénite martensite (A_f) des alliages à mémoire de forme. Cette impression d'élasticité supplémentaire est en réalité un changement réversible de phase. Dans un premier temps, le matériau réagit comme un métal standard et s'étire linéairement en fonction de la contrainte appliquée. Dans un second temps, lorsque la contrainte devient suffisamment élevée, la transformation de phase austénitique à martensitique se produit. C'est à ce moment que l'on tire la pleine performance du matériau. Ce phénomène est illustré à la figure 3.1 avec un trombone qui se déforme. La structure cristalline est présentée avant et après déformation.

De nombreuses applications dans le domaine médical sont recensées dans le passé pour certains alliages à base de titane. La section 3.3 présente quelques exemples. Il est possible d'obtenir un alliage à mémoire de forme stérilisable et biocompatible. Le nitinol par exemple semble excessivement prometteur.

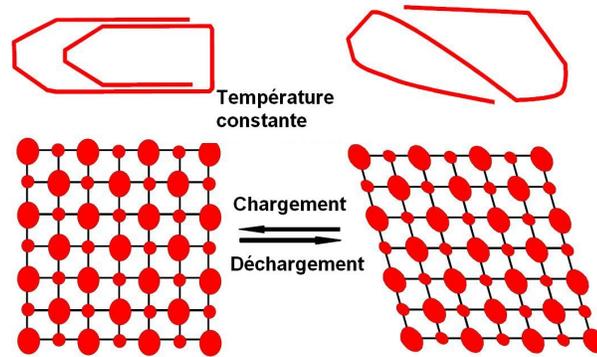


FIG. 3.1 – Transformation de la phase austénitique à martensitique [27].

3.1.3 Les métaux standards

Les alliages métalliques standards possèdent une zone de déformation élastique linéaire fonction de la contrainte induite dans le matériel. La déformation élastique maximale (ϵ) peut être calculée comme suit : $\epsilon = \frac{\sigma_{max}}{E}$. Où σ_{max} est la contrainte maximale que le matériau peut supporter sans se déformer de façon permanente et E le module d'élasticité du matériel. De façon à optimiser l'étirement, il importe de choisir le métal ayant la contrainte de limite élastique la plus élevée possible avec un module d'élasticité faible. Le tableau 3.1 présente certains des métaux ayant les meilleures propriétés.

À la lumière de ces informations on peut conclure que les déformations applicables pour les métaux sont loin d'être suffisantes et sont très limitées en comparaison avec les polymères et les alliages à mémoire de forme.

3.2 Choix d'un matériau pour la fabrication des articulations déformables

Tel que mentionné précédemment, les alliages à mémoire de forme possèdent un potentiel intéressant pour ce genre d'applications. La compatibilité avec les procédés de stérilisation, la biocompatibilité comparable à l'acier inoxydable chirurgical et la flexibilité inespérée du nitinol font de cet alliage le choix numéro un (1).

Tableau 3.1 – *Tableau comparatif des déformations maximales pour les métaux se comportant selon la loi de Hooke.*

	Contrainte élastique maximale (σ_y)	Module d'élasticité (E)	Déformation possible (ϵ_y)
AISI Type 302 Acier inoxydable 25% Bande écrouie	515 MPa	193 GPa	0,27%
Elgiloy alliage de Co-Cr-Ni Bande laminée à froid à 85% Traité thermiquement	2120 MPa	190 GPa	1,12%
Bande de Brush Wellman Beryllium Copper alliage 190 Revenu (UNS C17200)	1250 MPa	131 GPa	0,95%
Bande de Brush Wellman Beryllium Nickel - alliage 360, MH8 laminé	1413 MPa	200 GPa	0,71%
Timetal 15-3 alliage de titane (Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al) ; Vieilli à 538 °	1050 MPa	103 GPa	1,02%

(Les propriétés des matériaux listés dans le tableau ci-haut sont tirées du site www.matweb.com)

Bien que le nickel est un métal fortement toxique pour l'organisme, le nitinol (51% nickel, 49% titane) serait, selon plusieurs études [18], meilleur que l'acier inoxydable de série 300 ou encore que le titane pur quand à la biocompatibilité et la résistance à la corrosion. Il est cependant crucial d'obtenir un bon fini de surface (couche d'oxyde ou autres) pour maximiser la résistance à la corrosion et bloquer la libération du nickel contenu dans l'alliage.

La figure 3.2 présente la courbe contrainte versus déformation du nitinol dans la zone élastique. Cette courbe contient deux zones bien distinctes. La première partie évolue linéairement et se comporte selon la loi de Hooke. La seconde correspond au changement de phase discuté à la section 3.1.2 et possède une pente beaucoup plus faible que la première. On remarque également une forte hystérésis entre la partie chargement et

déchargement. Cette différence entre les deux courbes n'affecte pas le comportement global de la main. En effet, le préhenseur applique les efforts sur les objets suite à une déformation des articulations (fermeture des doigts sur l'objet). Pour cette raison, seule la courbe de chargement est pertinente pour l'analyse statique du comportement de la main au chapitre 4.

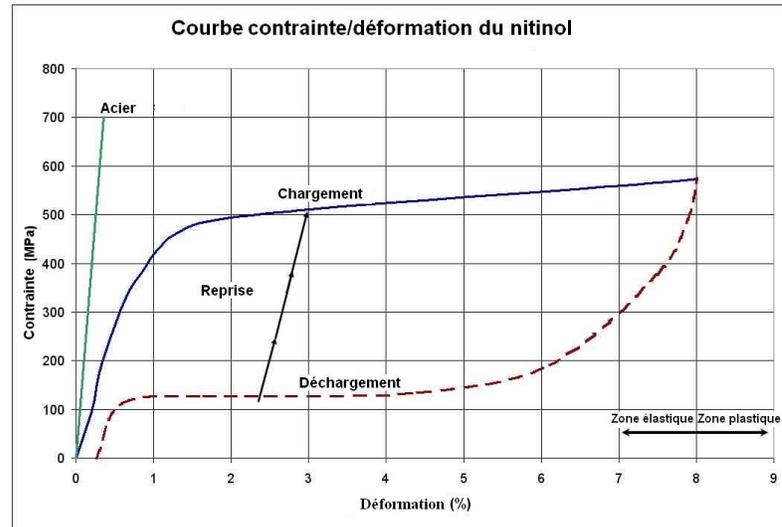


FIG. 3.2 – Courbe contrainte versus déformation du nitinol (Ni,Ti).

Voici les propriétés mécaniques du nitinol [27] :

- module de Young
 - austénite.....70 à 80 GPa
 - martensite.....23 à 41 GPa
- coefficient de poisson.....0.33
- déformation élastique
 - 1 cycle.....max : 8%
 - 100 cycles.....5%
 - 100 000 cycles.....3%
- limite ultime
 - recuit..... 900 MPa
 - travail à froid.....1900 MPa
- déformation plastique
 - recuit.....20 à 60%
 - travail à froid.....5 à 20%.

3.3 Applications

Les extraordinaires propriétés du nitinol font de ce métal un excellent choix dans plusieurs domaines de pointe. On utilise les propriétés superélastiques et à mémoire de forme en aérospatiale, dans l'industrie de l'automobile comme en formule 1, dans le domaine médical et même dans certains appareils électroménagers. Bien entendu, la majorité des applications tirent profit de l'effet mémoire de forme et l'utilisent comme actionneur.

Cette section a comme objectif de présenter quelques applications du nitinol dans le domaine médical, domaine d'intérêt de la présente recherche.

En médecine, contrairement au reste des applications, le nitinol est utilisé dans 90% des cas pour ces propriétés superélastiques. L'excellente résistance à la corrosion du nitinol fait de ce dernier un matériau de choix pour la médecine moderne.

3.3.1 Applications dans le domaine médical des propriétés superélastiques

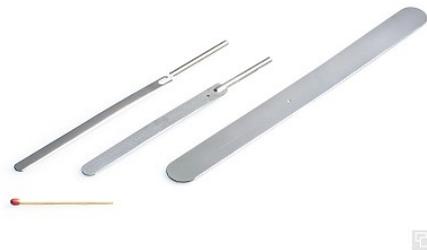


FIG. 3.3 – Spatule utilisée pour les interventions au cerveau [27].

La figure 3.3 montre un instrument utilisé dans le cadre d'interventions neurochirurgicales. La spatule flexible peut être réutilisée après avoir été stérilisée par la chaleur humide.

La sonde figure 3.4 est utilisée lors des opérations à coeur ouvert pour mesurer le diamètre interne des vaisseaux coronariens. En raison de sa grande flexibilité la sonde



FIG. 3.4 – Sonde [27]

peut se promener à l'intérieur des vaisseaux. Elle est de plus pleinement réutilisable.



FIG. 3.5 – Tendeur de tissu [27].

L'outil figure 3.5 est utilisé lors d'opérations à coeur ouvert. Il est utilisé pour maintenir l'abdomen en position ouverte et laisser le libre accès aux organes internes. Il a été découpé au laser et recuit pour obtenir la force désirée lors de la dilatation.

3.3.2 Application dans le domaine médical des propriétés à mémoire de forme

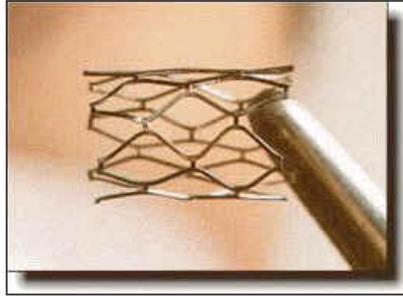


FIG. 3.6 – Endoprothèse vasculaire [27].

Cette prothèse se place à l'intérieur des vaisseaux sanguins. Suite à l'application dans le corps humain la chaleur interne réchauffe le métal jusqu'à dépasser le point de transition austénite/martensite. Au point de transition, l'endoprothèse vasculaire gonfle et débloque les vaisseaux obstrués.

Les différentes applications du nitinol dans l'industrie médicale prouvent bien que ce métal est tout approprié à notre application. Les études montrent même qu'il est aussi sinon plus résistant à la corrosion que l'acier inoxydable de série 300. Les déformations élastiques vont au-delà des espérances et la rigidité est très acceptable. Le nitinol est donc le choix par excellence pour la construction des mains sous-actionnées miniaturisées.

3.4 Validation et modélisation des propriétés mécaniques des échantillons de nitinol disponibles

Bien que les propriétés soient clairement identifiées dans les abaques, il est primordial de s'assurer de la qualité du métal dont on dispose. Afin de retracer la courbe de l'ingénieur dans la zone élastique de cet alliage, le montage présenté à la figure 3.7 a été réalisé. La lame utilisée est 0,25 mm d'épaisseur et 2,5 mm de longueur.



FIG. 3.7 – Montage pour tester les articulations en nitinol.

Les tests sont effectués en flexion. On utilise une lamelle de nitinol encastrée à chaque extrémité à l'intérieur de poutres d'aluminium. On fixe une des deux (2) poutres pour obtenir l'encastrement d'une extrémité et des masses calibrées sont suspendues à l'autre extrémité pour obtenir la flexion. Pour chaque masse placée à l'extrémité de la tige d'aluminium, on note la déflexion angulaire par rapport à l'horizontale. Utilisant cette information, il est possible de retrouver le pourcentage de déformation en fonction de la contrainte induite dans le matériel avec les équations (3.1) et (3.2). Seul le moment résultant de l'effort est utilisée, la force est négligée.

$$\epsilon = \frac{\theta y}{l}. \quad (3.1)$$

$$\sigma = \frac{My}{I_z}. \quad (3.2)$$

Où y est la position de la fibre neutre, l la longueur de l'articulation, θ est l'angle de rotation, M le moment appliqué sur la tige et I_z est moment d'inertie par rapport à l'axe z .

Les résultats de l'expérimentation sont présentés à l'annexe A. Afin d'être en mesure de réutiliser cette information pour construire un modèle statique du comportement du doigt, l'outil Cftool du logiciel Matlab a été utilisé pour approximer la courbe contrainte versus déformation. Cet outil permet d'optimiser les coefficients d'une équation pour la faire passer le plus près possible d'une série de points.

Si l'on observe la courbe (figure 3.2) du nitinol on remarque qu'elle se comporte comme une courbe e^{-x} ou encore comme une courbe \sqrt{x} . En jumelant les deux (2) courbes avec un polynôme d'ordre cinq (5), il est possible d'obtenir une courbe qui passe par les points désirées comme le montre la Figure 3.8.

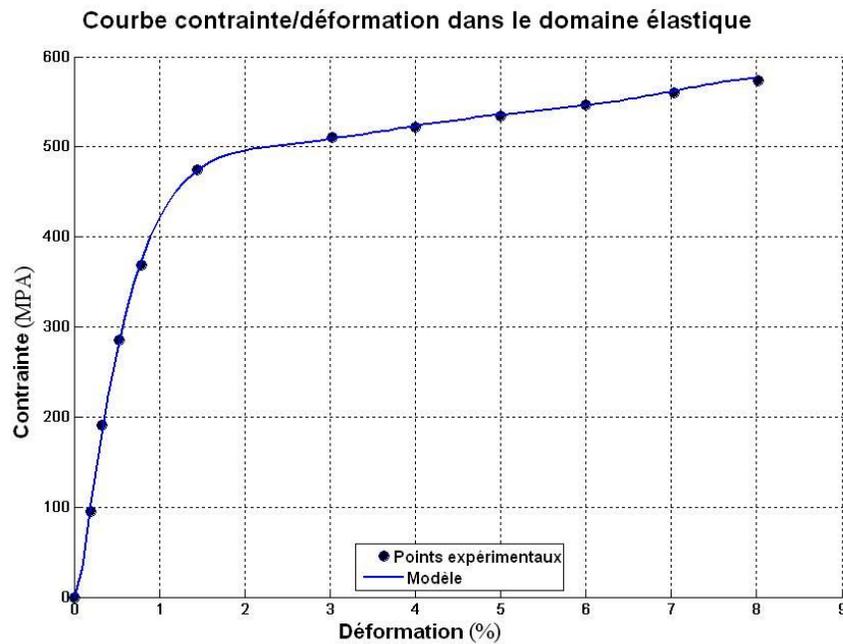


FIG. 3.8 – Modélisation des contraintes en fonction des déformations pour le nitinol.

L'équation fournie par Cftool qui modélise le plus justement la contrainte σ (MPa) en fonction de la déformation relative ϵ est :

$$\sigma(\epsilon) = Ae^{-\epsilon} + B\sqrt{\epsilon} + C\epsilon + D\epsilon^2 + E\epsilon^3 + F\epsilon^4 + G\epsilon^5 + H. \quad (3.3)$$

Les coefficients optimaux sont :

$$A = -2970$$

$$B = -273$$

$$C = -1680$$

$$D = 585$$

$$E = -99,6$$

$$F = 8,52$$

$$G = -0,291$$

$$H = 2970$$

La complexité de la fonction est justifiée en raison de la nécessité d'obtenir deux (2) zones distinctes. Tel que spécifié dans la section 3.2, au moment de la transformation austénite à martensite le module d'élasticité du matériel change brusquement.

Chapitre 4

Calcul des forces résultantes sur les phalanges

Toute optimisation débute par le développement d'une méthode de calcul appropriée pour quantifier les caractéristiques à améliorer. Dans le cas qui nous concerne, les distributions des forces exercées par les phalanges sur l'objet représentent l'élément à optimiser. Le présent chapitre sera donc consacré au développement d'une méthode de calcul des forces exercées par les phalanges. Cette méthode est basée sur les travaux virtuels.

4.1 Hypothèses simplificatrices

Les calculs effectués dans le présent chapitre incluent des hypothèses. Ces hypothèses simplificatrices permettent de construire un modèle simple et facile d'utilisation pour l'étude approfondie des doigts déformables.

4.1.1 Centre de rotation de l'articulation déformable fixe

Tout d'abord, les articulations sont considérées comme l'union discrète de deux barres. En réalité, le type d'articulation préconisé pour cette architecture permet un mouvement relatif du centre de rotation (voir figure 4.1). La figure 4.2 reproduite de [6] montre le déplacement du centre de rotation de l'articulation en fonction de la rotation et de la longueur de cette dernière.

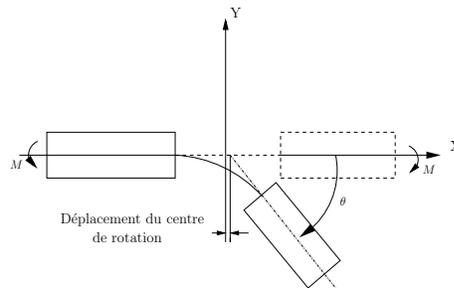


FIG. 4.1 – Déplacement du centre de rotation d'une articulation de type lame.

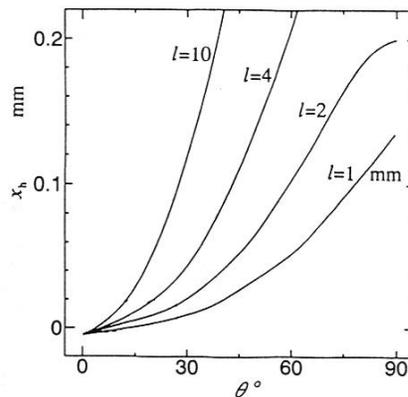


FIG. 4.2 – Déplacement du centre de rotation d'une articulation déformable de type lame (épaisseur : 0,16 mm, largeur : 2 mm).

La précision pour ce type de préhenseur n'est pas importante. Vu la très légère modification de la géométrie globale de notre doigt engendrée par ce déplacement, on néglige en première approximation ce phénomène.

4.1.2 Un seul degré de liberté par articulation

Deuxièmement, une articulation compliant possède 6 degrés de liberté. Ce qui permet d'utiliser une géométrie pour réaliser un mouvement spécifique est la différence de rigidité entre chacun de ces degrés de liberté. Prenons par exemple l'articulation présentée à la figure 2.2 qui possède trois (3) degrés de liberté, soit deux (2) en rotation et un (1) en translation. Voici les rapports de rigidité des différents degrés de liberté entre eux ¹.

- Comparaison entre la rigidité angulaire transverse et la rigidité angulaire naturelle² : $\frac{K_{\theta_z}}{K_{\theta_x}} = \left(\frac{b}{h}\right)^2$. Si $b > 10h$ alors $\frac{K_{\theta_z}}{K_{\theta_x}} > 100$.
- Comparaison entre la rigidité en torsion et la rigidité angulaire naturelle : $\frac{K_{\theta_y}}{K_{\theta_x}} = \frac{4G}{E} \simeq 1, 5$.
- Comparaison entre la rigidité en traction-compression et la rigidité en translation naturelle³ : $\frac{K_y}{K_z} = \left(\frac{l}{h}\right)^2$. Si $l > 10h$ alors $\frac{K_y}{K_z} > 100$.
- Comparaison entre la rigidité en translation transverse et la rigidité en translation naturelle : $\frac{K_x}{K_z} = \left(\frac{b}{h}\right)^2$. Si $b > 10h$ alors $\frac{K_x}{K_z} > 100$.

À la lumière des équations fournies ci-haut ⁴ on peut conclure qu'une articulation de type lame possède réellement trois (3) degrés de liberté soit un (1) en translation selon l'axe Z, et deux (2) en rotation selon les axes X et Y. En raison de l'utilisation d'un système de sous-actionnement à quatre (4) barres fermées on peut négliger la torsion dans l'articulation.

Pour modéliser le comportement du doigt, seule la rigidité angulaire naturelle sera utilisée. Les déplacements produits selon l'axe Z seront négligés.

¹Pour la direction de mouvement voir figure 2.2.

²On appelle la rotation effectuée par rapport à l'axe des X, rotation naturelle.

³La translation naturelle représente la translation selon l'axe Z.

⁴Ces équations sont tirées de [5].

Sachant que la raideur en translation naturelle (K_z) est donnée par :

$$K_z = \frac{12EI_x}{l^3} \quad (4.1)$$

où E est le module d'élasticité du matériau, I_x le moment d'inertie par rapport à l'axe X et l la longueur de la lame.

Pour une articulation de 2 mm de long, de 5 mm de large et 0,1 mm d'épaisseur la rigidité translationnelle naturelle est typiquement de 37500 N/m. Le graphique 4.3 présente les efforts produits dans l'articulation en fonction de la force sur la seconde phalange. Les paramètres utilisés pour le calcul des forces aux articulations sont le résultat de l'optimisation classique présenté dans le tableau 5.2 de la section 5.3.

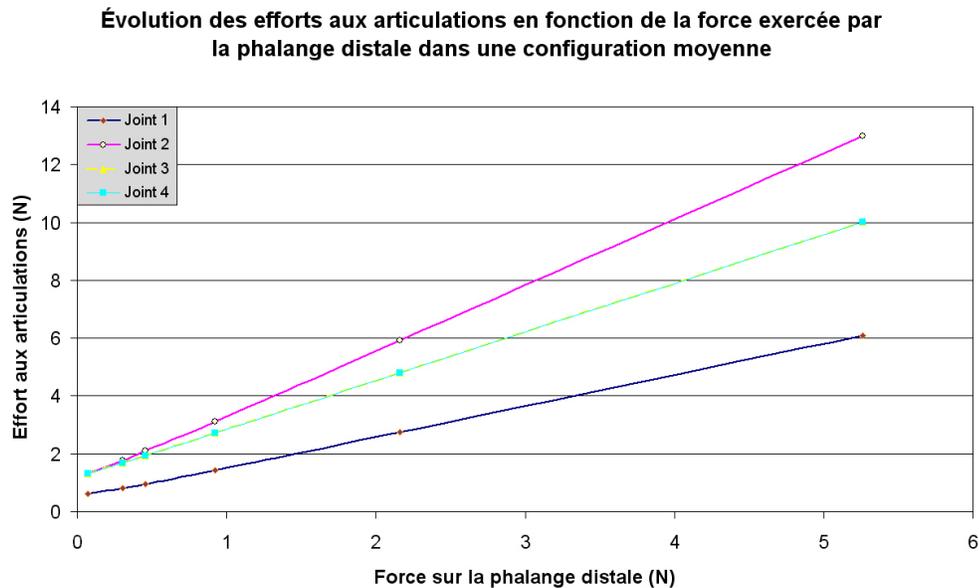


FIG. 4.3 – Efforts aux articulations.

Pour obtenir un ordre de grandeur de la translation, on suppose une lame non déformée subissant tout l'effort transversal aux articulations (force dans le sens de la translation naturelle (Z sur la figure 2.2)). Dans cette situation l'articulation deux (2) (figure 2.1) avec les dimensions fournies précédemment subissant une force sur la seconde phalange de 5,25 N se déplacerait de 0,35 mm selon Z. Considérant, les dimensions des articulations, ce déplacement serait considérable. Cependant, on peut assumer que les efforts seront, pour une utilisation normale, beaucoup plus faibles et

que le déplacement pourra être négligé. Donc pour vérifier l'hypothèse selon laquelle le degré de liberté en translation naturelle est fixée, les efforts aux phalanges doivent être limités. Il est fortement envisageable que ce soit le cas lors de la préhension de matériel biologique.

4.2 Calcul des efforts aux phalanges pour un doigt à 2 phalanges

À la lumière des analyses du chapitre 2, une seule architecture fut retenue pour la construction d'un doigt à deux (2) phalanges utilisant des articulations déformables. De manière à limiter le débattement angulaire au minimum la tige b est fixée sur la tige g_3 (voir figure 4.4). Cette géométrie permet à l'angle λ de demeurer en position non déformée aussi longtemps que la phalange distale ne se referme pas sur l'objet.

4.2.1 Modèle géométrique

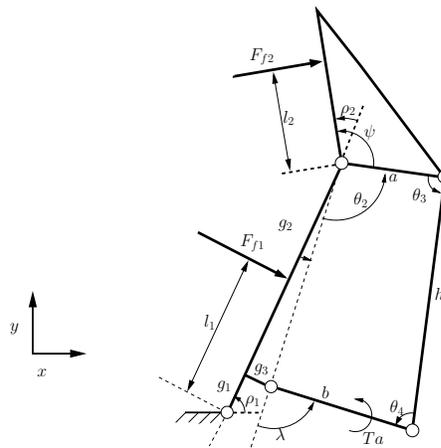


FIG. 4.4 – Doigt sous-actionné à deux (2) phalanges utilisant des articulations déformables.

La rigidité de chacune des articulations a été volontairement omise sur la figure 4.4 pour s'assurer de la clarté de celle-ci. La rigidité angulaire est k_1 pour ρ_1 , k_2 pour θ_2 , k_3 pour θ_3 , k_4 pour θ_4 et k_5 pour λ .

Les équations développées en [5] permettent de relier chacun des angles d'un quatre barres en fonction d'un seul. Lors du développement mathématique, la valeur θ_2 sera conservée pour faciliter la lecture. Ultérieurement θ_2 sera exprimé comme :

$$\theta_2 = \rho_2 - \psi + \pi - \arctan\left(\frac{g_3}{g_2}\right) \quad (4.2)$$

de manière à obtenir l'ensemble de la géométrie en fonction des valeurs d'orientation des phalanges ρ_1 et ρ_2 .

Débutons par exprimer λ en fonction de θ_2 :

$$\lambda(\theta_2) = \pi + \arctan\left(\frac{B}{A}\right) \pm \arccos\left(\frac{C}{\sqrt{(A^2 + B^2)}}\right) \quad (4.3)$$

où

$$\begin{aligned} A(\theta_2) &= 2ab \cos \theta_2 - 2b\sqrt{g_2^2 + g_3^2} \\ B(\theta_2) &= 2ab \sin \theta_2 \\ C(\theta_2) &= g_2^2 + g_3^2 + b^2 + a^2 - h^2 - 2a\sqrt{g_2^2 + g_3^2} \cos \theta_2. \end{aligned} \quad (4.4)$$

Puis

$$\theta_3(\theta_2) = \arctan\left[\pi + \frac{b \sin \lambda - a \sin \theta_2}{\sqrt{g_2^2 + g_3^2} + b \cos \theta_2 - a \cos \theta_2}\right] - \theta_2. \quad (4.5)$$

Finalement on obtient l'angle θ_4 en posant la somme des angles intérieurs d'un quadrilatère égale à 2π .

$$\theta_4 = 2\pi - (\pi - \lambda) - \theta_2 - \theta_3. \quad (4.6)$$

Le même exercice est également réalisé pour relier les vitesses angulaires du mécanisme entre elles. Notez que $\dot{\theta}_2 = \dot{\rho}_2$.

$$\frac{\dot{\lambda}}{\dot{\theta}_2} = \frac{a \sin \theta_3}{b \sin(\theta_2 + \theta_3 - \lambda)} \quad (4.7)$$

et

$$\frac{\dot{\theta}_3}{\dot{\theta}_2} = \frac{-a \sin(\lambda - \theta_2) - h \sin(\theta_2 + \theta_3 - \lambda)}{h \sin(\theta_2 + \theta_3 - \lambda)} \quad (4.8)$$

pour trouver $\dot{\theta}_4$ on dérive la formule 4.6 ce qui donne :

$$\dot{\theta}_4 = \dot{\lambda} - \dot{\rho}_2 - \dot{\theta}_3. \quad (4.9)$$

4.2.2 Méthode des travaux virtuels

En se basant sur les équations développées en [1] il est possible de déduire les forces qu'exercent chacune des phalanges sur un objet. Les efforts seront fonction du couple appliqué à l'actionneur et de l'orientation des phalanges distale et proximale et valide pour l'ensemble des configurations possibles. Pour ce faire, nous allons utiliser la méthode des travaux virtuels. Cette méthode permet de limiter le calcul aux efforts qui effectuent un travail. En évitant de compiler les efforts internes, on limite le nombre d'opérations mathématiques et on allège le fardeau de calcul.

Tout d'abord, considérons que le travail en entrée du système égale le travail en sortie

$$\mathbf{t}^T \boldsymbol{\omega} = \mathbf{f}^T \mathbf{v} \quad (4.10)$$

où \mathbf{t} est le vecteur des couples internes aux articulations du mécanisme incluant les couples de rappel des articulations déformables et le couple à l'actionneur, $\boldsymbol{\omega}$ est le vecteur de vitesses articulaires, \mathbf{f} est le vecteur des forces aux phalanges et \mathbf{v} est le vecteur des vitesses des points de contact des forces aux phalanges.

On définit alors la matrice Jacobienne de transmission des vitesses \mathbf{J} comme étant :

$$\mathbf{v} = \mathbf{J} \dot{\boldsymbol{\rho}} = \begin{bmatrix} l_1 & 0 \\ l_2 + (g_1 + g_2) \cos(\rho_2) & l_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\rho}_1 \\ \dot{\rho}_2 \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

et la matrice Jacobienne de transmission de couple :

$$\boldsymbol{\omega} = \mathbf{T} \dot{\boldsymbol{\rho}} = \begin{bmatrix} \dot{\rho}_1 \\ \dot{\rho}_2 \\ \dot{\lambda} \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ 0 & \frac{\dot{\lambda}}{\dot{\theta}_2} \\ 0 & \frac{\dot{\theta}_3}{\dot{\theta}_2} \\ 0 & \frac{\dot{\lambda}}{\dot{\theta}_2} - \frac{\dot{\theta}_3}{\dot{\theta}_2} - 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\rho}_1 \\ \dot{\rho}_2 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

et le vecteur \mathbf{t} est défini comme suit :

$$\mathbf{t} = \begin{bmatrix} T_a - k_1(\Delta\rho_1) \\ -k_2(\Delta\theta_2) \\ T_a - k_5(\Delta\lambda) \\ -k_3(\Delta\theta_3) \\ -k_4(\Delta\theta_4) \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

où T_a est le couple à l'actionneur. La présence de T_a à deux (2) endroits dans la matrice \mathbf{t} s'explique par le fait que non seulement la rotation de ρ_1 produit un travail avec le couple à l'actionneur T_a mais également la rotation de l'articulation λ . En substituant les équations (4.11) et (4.12) dans l'équation (4.10) on obtient l'équation suivante :

$$\mathbf{t}^T \mathbf{T} \dot{\boldsymbol{\rho}} = \mathbf{f}^T \mathbf{J} \dot{\boldsymbol{\rho}}. \quad (4.14)$$

Puisque cette dernière équation est valide pour tout vecteur de forces $\dot{\boldsymbol{\rho}}$, on peut écrire le vecteur de force, \mathbf{f} , comme

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{T}^T \mathbf{t}. \quad (4.15)$$

L'équation (4.15) peut être développée grâce à un logiciel de calcul symbolique mais les équations obtenues sont trop complexes pour être présentées ici. Seuls les résultats numériques seront utilisés.

4.2.3 Méthode Newtonienne

La méthode des travaux virtuels a l'avantage de réduire le fardeau de calcul en évitant d'avoir à calculer les efforts internes au mécanisme. Cependant, lors du design des membrures, il importe de bien connaître les efforts appliqués aux articulations. De plus, travaillant avec des liaisons compliantes, on doit connaître les forces auxquelles seront soumises les articulations. Pour ce faire, la méthode d'équilibre statique qui consiste à poser la somme des efforts sur chacune des membrures égale zéro (0) en position statique est préconisée. De cette manière on a pu, à la sous-section 4.1.2, déterminer les efforts transversaux à l'articulation et ainsi montrer que l'on peut négliger la translation naturelle. Cette méthode est également utilisée en guise de validation de la méthode des travaux virtuels. Pour chacune des tiges on fait la somme des forces en X et en Y puis on tire la troisième équation en faisant la somme des moments par rapport à un point choisi sur le corps.

Corps a

$$\begin{aligned} F_{2x} - F_{3x} + F_{f2} \cos(\rho_1 + \rho_2 - \frac{\pi}{2}) &= 0 \\ F_{2y} - F_{3y} + F_{f2} \sin(\rho_1 + \rho_2 - \frac{\pi}{2}) &= 0 \\ k_3(\theta_3 - \theta_{30}) - k_2(\theta_2 - \theta_{20}) - F_{f2}l_2 - F_{3y}a \cos(\rho_1 + \rho_2 - \psi) + F_{3x}a \sin(\rho_1 + \rho_2 - \psi) &= 0. \end{aligned} \quad (4.16)$$

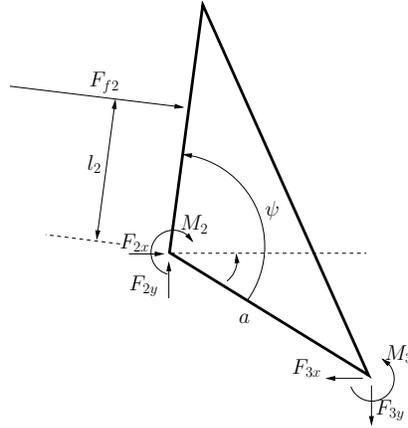


FIG. 4.5 – DCL de la tige a.

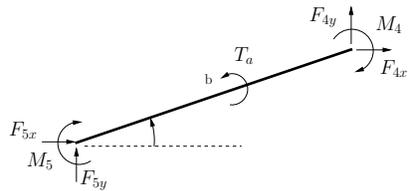
Corps b

FIG. 4.6 – DCL de la tige b.

$$\begin{aligned}
 F_{5x} + F_{4x} &= 0 \\
 F_{5y} + F_{4y} &= 0 \\
 Ta - k_5(\lambda - \lambda_0) - k_4(\theta_4 - \theta_{40}) - F_{4x}b \sin(\rho_1 + \lambda - \pi + \arctan(\frac{g_3}{g_2})) \\
 + F_{4y}b \cos(\rho_1 + \lambda - \pi + \arctan(\frac{g_3}{g_2})) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.17}$$

Corps g

$$\begin{aligned}
 F_{1x} - F_{2x} - F_{5x} + F_{f1} \sin \rho_1 &= 0 \\
 F_{1y} - F_{2y} - F_{5y} - F_{f1} \cos \rho_1 &= 0 \\
 -k_1(\rho_1 - \rho_{10}) + k_2(\theta_2 - \theta_{20}) + k_5(\lambda - \lambda_0) - F_{f1}l_1 + F_{2x}(g_1 + g_2) \sin \rho_1 \\
 - F_{2y}(g_1 + g_2) \cos \rho_1 + F_{5x}(g_1 \sin \rho_1 - g_3 \cos \rho_1) \\
 - F_{5y}(g_1 \cos \rho_1 + g_3 \sin \rho_1) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.18}$$

Corps h

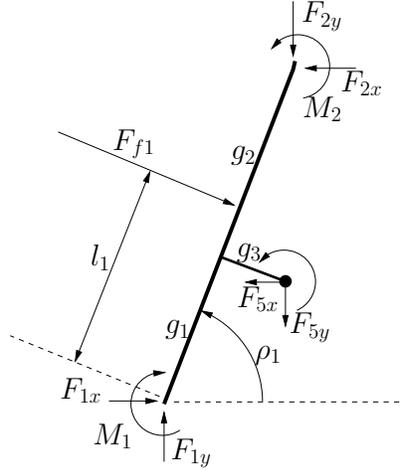


FIG. 4.7 – DCL de la tige g.

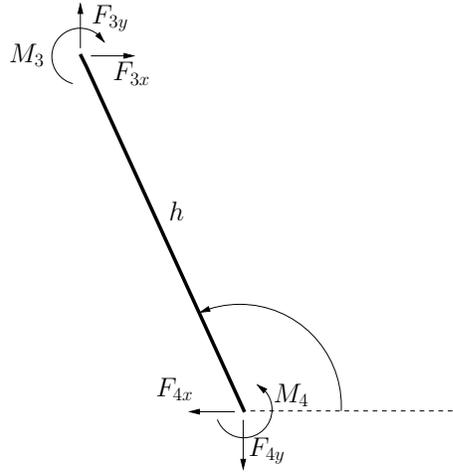


FIG. 4.8 – DCL de la tige h.

$$\begin{aligned}
 F_{3x} - F_{4x} &= 0 \\
 F_{3y} - F_{4y} &= 0 \\
 -k_3(\theta_3 - \theta_{30}) + k_4(\theta_4 - \theta_{40}) - F_{3x}h \sin(\rho_1 + \lambda - \theta_4 + \arctan(\frac{g_3}{g_2})) \\
 + F_{3y}h \cos(\rho_1 + \lambda - \theta_4 + \arctan(\frac{g_3}{g_2})) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.19}$$

Nous obtenons alors un système de douze (12) équations linéaires à douze (12) inconnues. La résolution de ce système est réalisée numériquement à l'aide de Matlab et Maple.

4.3 Calcul des efforts aux phalanges pour un doigt à trois (3) phalanges

Comme pour les doigts à deux (2) phalanges, seule la géométrie retenue sera étudiée.

4.3.1 Analyse géométrique

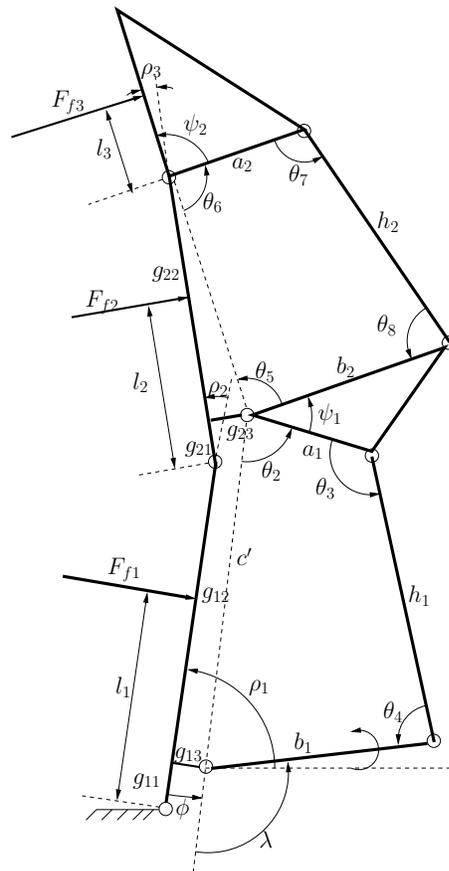


FIG. 4.9 – Architecture d'un doigt sous-actionné à trois (3) phalanges.

4.3.1.1 Analyse géométrique du quatre-barres supérieur

L'orientation du quatre-barres supérieur, celui composé des tiges g_2, h_2, b_2, a_2 , est déterminée en utilisant les équations présentées à la section 4.2.1. Voici les équations réécrites avec les variables de la figure 4.9.

Débutons par exprimer θ_5 en fonction de θ_6 :

$$\theta_5(\theta_6) = \arctan\left(\frac{B_2}{A_2}\right) \pm \arccos\left(\frac{C_2}{\sqrt{(A_2^2 + B_2^2)}}\right) \quad (4.20)$$

où

$$\begin{aligned} A_2(\theta_6) &= 2a_2b_2 \cos \theta_6 - 2b_2\sqrt{g_{22}^2 + g_{23}^2} \\ B_2(\theta_6) &= 2a_2b_2 \sin \theta_6 \\ C_2(\theta_6) &= g_{22}^2 + g_{23}^2 + b_2^2 + a_2^2 - h_2^2 - 2a_2\sqrt{g_{22}^2 + g_{23}^2} \cos \theta_6. \end{aligned} \quad (4.21)$$

Puis

$$\theta_7(\theta_6) = \arctan\left[\pi + \frac{b_2 \sin \theta_5 - a_2 \sin \theta_6}{\sqrt{g_{22}^2 + g_{23}^2} + b_2 \cos \theta_6 - a_2 \cos \theta_6}\right] - \theta_6 \quad (4.22)$$

et finalement on obtient l'angle θ_8 en posant la somme des angles intérieurs d'un quadrilatère égale à 2π .

$$\theta_8 = 2\pi - \theta_5 - \theta_6 - \theta_7. \quad (4.23)$$

On utilise également les équations utilisées à la section 4.2.1 pour relier les vitesses angulaires du mécanisme entre elles. Notez que $\dot{\theta}_6 = \dot{\rho}_3$.

$$\frac{\dot{\theta}_5}{\dot{\theta}_6} = -\frac{-a_2 \sin \theta_7}{b_2 \sin(\theta_6 + \theta_3 + \theta_5)} \quad (4.24)$$

et

$$\frac{\dot{\theta}_7}{\dot{\theta}_6} = \frac{a_2 \sin(\theta_5 + \theta_6) - h_2 \sin(\theta_6 + \theta_7 + \theta_5)}{h_2 \sin(\theta_6 + \theta_7 + \theta_5)} \quad (4.25)$$

pour trouver $\dot{\theta}_8$ on dérive la formule 4.23 ce qui donne

$$\dot{\theta}_8 = -\dot{\theta}_5 - \dot{\rho}_3 - \dot{\theta}_7. \quad (4.26)$$

4.3.1.2 Analyse géométrique du quatre-barres inférieur

La boucle inférieure du doigt est composée d'un système à cinq (5) barres [16], soit g_1, g_2, a_1, h_1 et b_1 . Connaissant la position angulaire des phalanges un (1) et deux (2)

il est possible de ramener le système à un quatre-barres conventionnel en utilisant la liaison virtuelle c' . La longueur de celle-ci est donnée par l'équation (4.27) :

$$c' = \sqrt{g_{12}^2 + g_{13}^2 + g_{21}^2 + g_{23}^2 + 2\sqrt{g_{12}^2 + g_{13}^2}\sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2}\cos\theta_x} \quad (4.27)$$

où

$$\theta_x = \arctan\left(\frac{g_{12}}{g_{13}}\right) + \arctan\left(\frac{g_{21}}{g_{23}}\right) + \rho_2. \quad (4.28)$$

Avec ces équations nous pouvons maintenant trouver l'angle ϕ que fait cette tige virtuelle avec la phalange proximale.

$$\phi = \arctan\left(\frac{g_{12}}{g_{13}}\right) - \arcsin\left(\frac{\sin\theta_x\sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2}}{c'}\right). \quad (4.29)$$

On utilise ensuite les équations des quatre-barres pour résoudre pour chacun des angles de la boucle inférieure. Connaissant l'orientation des phalanges on peut tout d'abord déduire l'angle θ_2 .

$$\theta_2 = \pi - \theta_5 + \arctan\left(\frac{g_{23}}{g_{22}}\right) + \rho_2 - \psi_1 - \phi. \quad (4.30)$$

Ensuite on exprime λ en fonction de θ_2 :

$$\lambda(\theta_2) = \pi + \arctan\left(\frac{B}{A}\right) \pm \arccos\left(\frac{C}{\sqrt{(A^2 + B^2)}}\right) \quad (4.31)$$

où

$$\begin{aligned} A_1(\theta_2) &= 2a_1b_1\cos\theta_2 - 2b_1c' \\ B_1(\theta_2) &= 2a_1b_1\sin\theta_2 \\ C_1(\theta_2) &= g_{12}^2 + g_{13}^2 + b_1^2 + a_1^2 - h_1^2 - 2a_1c'\cos\theta_2. \end{aligned} \quad (4.32)$$

Puis

$$\theta_3(\theta_2) = \arctan\left[\pi + \frac{b_1\sin\lambda - a_1\sin\theta_2}{c' + b_1\cos\theta_2 - a_1\cos\theta_2}\right] - \theta_2 \quad (4.33)$$

et finalement on obtient l'angle θ_4 en posant la somme des angles intérieurs d'un quadrilatère égale à 2π .

$$\theta_4 = \pi + \lambda - \theta_2 - \theta_3. \quad (4.34)$$

Les vitesses angulaires sont reliées entre elles en dérivant les équations de contrainte géométrique d'un cinq-barres. Premièrement, la contrainte en X s'exprime comme voici :

$$\begin{aligned} 0 = & b_1 \cos(\rho_1 + \lambda - \pi + \phi) + h_1 \cos(\rho_1 + \lambda - \theta_4 + \phi) \\ & - a_1 \cos(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}}{g_{22}}) - \theta_5 - \psi_1) - \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \cos(\rho_1 + \arctan(\frac{g_{13}}{g_{12}})) \\ & - \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \cos(\rho_1 + \rho_2 - \arctan(\frac{g_{23}}{g_{21}})). \end{aligned} \quad (4.35)$$

La contrainte en Y :

$$\begin{aligned} 0 = & b_1 \sin(\rho_1 + \lambda_1 - \pi + \phi) + h_1 \sin(\rho_1 + \lambda_1 - \theta_4 + \phi) \\ & - a_1 \sin(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}g_{22}}{g_{21}}) - \theta_5 - \psi_1) - \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin(\rho_1 + \rho_2 \\ & - \arctan(\frac{g_{23}}{g_{21}})) - \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \sin(\rho_1 + \arctan(\frac{g_{13}}{g_{12}})). \end{aligned} \quad (4.36)$$

Pour terminer on sait que la somme des angles internes d'un cinq-barres est toujours constante alors :

$$Cte = \rho_2 - \lambda_1 - \phi - \theta_5 + \theta_3 + \theta_4. \quad (4.37)$$

En dérivant chacune des équations (4.35) à (4.37) on obtient :

$$\begin{aligned} 0 = & -b_1(\dot{\rho}_1 + \dot{\lambda} + \dot{\phi}) \sin(\rho_1 + \lambda - \pi + \phi) - h_1(\dot{\rho}_1 + \dot{\lambda}_1 - \dot{\theta}_4 + \dot{\phi}) * \\ & \sin(\rho_1 + \lambda - \theta_4 + \phi) + a_1(\dot{\rho}_1 + \dot{\rho}_2 - \dot{\theta}_5) \sin(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}}{g_{22}}) - \theta_5 - \psi_1) \\ & + \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \dot{\rho}_1 \sin(\rho_1 + \arctan(\frac{g_{13}}{g_{12}})) \\ & + \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} (\dot{\rho}_1 + \dot{\rho}_2) \sin(\rho_1 + \rho_2 - \arctan(\frac{g_{23}}{g_{21}})) \end{aligned} \quad (4.38)$$

$$\begin{aligned} 0 = & b_1(\dot{\rho}_1 + \dot{\lambda}_1 + \dot{\phi}) \cos(\rho_1 + \lambda_1 - \pi + \phi) + h_1(\dot{\rho}_1 + \dot{\lambda}_1 - \dot{\theta}_4 + \dot{\phi}) * \\ & \cos(\rho_1 + \lambda_1 - \theta_4 + \phi) - a_1(\dot{\rho}_1 + \dot{\rho}_2 - \dot{\theta}_5) \cos(\rho_1 + \rho_2 + \arctan g_{23}/g_{22} - \theta_5 - \psi_1) \\ & - \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} (\dot{\rho}_1 + \dot{\rho}_2) \cos(\rho_1 + \rho_2 - \arctan(\frac{g_{23}}{g_{21}})) - \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \dot{\rho}_1 * \\ & \cos(\rho_1 + \arctan(\frac{g_{13}}{g_{12}})) \end{aligned} \quad (4.39)$$

$$0 = \dot{\rho}_2 - \dot{\lambda}_1 - \dot{\phi} - \dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_4. \quad (4.40)$$

On a maintenant trois (3) équations fonction de $\dot{\rho}_1$, $\dot{\rho}_2$, $\dot{\lambda}$, $\dot{\phi}$, $\dot{\theta}_3$, $\dot{\theta}_4$, $\dot{\theta}_5$. Pour utiliser l'équation matricielle (4.15) on doit exprimer chaque vitesse angulaire ($\dot{\lambda} + \dot{\phi}$, $\dot{\theta}_3$, $\dot{\theta}_4$) en fonction des vitesses angulaires relatives des phalanges soient : $\dot{\rho}_1$, $\dot{\rho}_2$ et $\dot{\rho}_3$.

Les équations (4.27), (4.28) et (4.29) sont dérivées et manipulées pour obtenir $\dot{\phi}$ en fonction de $\dot{\rho}_2$.

$$\dot{\phi} = -\frac{\cos(A)\sqrt{g_{21}^2+g_{23}^2} - \frac{\sin(A)^2(g_{21}^2+g_{23}^2)\sqrt{g_{13}^2+g_{12}^2}}{B}}{\sqrt{B-\sin(A)^2*(g_{21}^2+g_{23}^2)}}\dot{\rho}_2 \quad (4.41)$$

où

$$\begin{aligned} A &= \arctan\left(\frac{g_{12}}{g_{13}}\right) + \arctan\left(\frac{g_{21}}{g_{23}}\right) + \rho_2 \\ B &= g_{12}^2 + g_{13}^2 + g_{21}^2 + g_{23}^2 - 2\sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2}\sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \cos\left(\arctan\left(\frac{g_{12}}{g_{13}}\right) + \arctan\left(\frac{g_{21}}{g_{23}}\right) + \rho_2\right). \end{aligned} \quad (4.42)$$

On obtient alors un système à trois (3) équations ((4.38),(4.39) et (4.40)) linéaires à trois (3) inconnues ($\dot{\lambda}$, $\dot{\theta}_3$ et $\dot{\theta}_4$) et trois (3) variables ($\dot{\rho}_1$, $\dot{\rho}_2$ et $\dot{\rho}_3$) que l'on peut facilement résoudre.

4.3.2 Méthode des travaux virtuels

Les vitesses angulaires de chacune des articulations étant exprimées en fonction de $\dot{\rho}_1$, $\dot{\rho}_2$ et $\dot{\rho}_3$, on peut également pour la géométrie à trois (3) phalanges utiliser l'équation (4.15). Encore une fois, la méthode des travaux virtuels est privilégiée en raison de sa simplicité et de la facilité de calcul.

On définit la matrice Jacobienne de transmission des vitesses \mathbf{J} ($\mathbf{v} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\rho}}$) :

$$\mathbf{v} = \begin{bmatrix} l_1 & 0 & 0 \\ l_2 + A \cos(\rho_2) & l_2 & 0 \\ l_3 + A \cos(\rho_2 + \rho_3) + B \cos(\rho_3) & l_3 + B \cos(\rho_3) & l_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\rho}_1 \\ \dot{\rho}_2 \\ \dot{\rho}_3 \end{bmatrix} \quad (4.43)$$

où

$$\begin{aligned} A &= (g_{11} + g_{12}) \\ B &= (g_{21} + g_{22}). \end{aligned} \quad (4.44)$$

Puis la matrice Jacobienne de transmission de couple \mathbf{T} ($\boldsymbol{\omega} = \mathbf{T}\dot{\boldsymbol{\theta}}$) :

$$\boldsymbol{\omega} = \begin{bmatrix} \dot{\lambda} \\ \dot{\rho}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \\ \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_6 \\ \dot{\theta}_7 \\ \dot{\theta}_8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ T_{41} & T_{42} & T_{43} \\ T_{51} & T_{52} & T_{53} \\ 0 & 0 & Y_2 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & X_2 \\ 0 & 0 & -Y_2 - 1 - X_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\rho}_1 \\ \dot{\rho}_2 \\ \dot{\rho}_3 \end{bmatrix}. \quad (4.45)$$

et voici les coefficients de la matrice \mathbf{T} régissant le mouvement des articulations constituant la boucle inférieure :

$$T_{11} = \frac{-b_1 \sin \theta_4 - \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \sin(B + \theta_4) - a_1 \sin A + \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin(C - \theta_4)}{b_1 \sin \theta_4}$$

$$T_{12} = \frac{-a_1 \sin A + \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin(C - \theta_4)}{b_1 \sin \theta_4}$$

$$T_{13} = \frac{a_1 a_2 \cos(A - \theta_7) - a_1 a_2 \cos(A + \theta_7)}{b_1 b_2 \cos(-\theta_4 + D) - b_1 b_2 \cos(\theta_4 + D)}$$

$$T_{41} = \frac{-a_1 \sin B - \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \sin B + \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin C - h_1 \sin \theta_4}{h_1 \sin \theta_4}$$

$$T_{42} = \frac{-a_1 \sin B + \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin C - h_1 \sin \theta_4}{h_1 \sin \theta_4}$$

$$T_{43} = \frac{a_2 a_1 \cos(-\theta_7 + B) - a_2 a_1 \cos(\theta_7 + B) + a_2 h_1 \cos(\theta_7 - \theta_4) - a_2 h_1 \cos(\theta_7 + \theta_4)}{b_2 h_1 \cos(-\theta_4 + D) - b_2 h_1 \cos(\theta_4 + D)}$$

$$T_{51} = \frac{a_1 b_1 \sin B - a_1 h_1 \sin A - b_1 \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin C + b_1 \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \sin B + h_1 \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin(C - \theta_4)}{b_1 h_1 \sin \theta_4} - \frac{h_1 \sqrt{g_{13}^2 + g_{12}^2} \sin(B + \theta_4)}{b_1 h_1 \sin \theta_4}$$

$$T_{52} = \frac{a_1 b_1 \sin B - a_1 h_1 \sin A - b_1 \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin C + h_1 \sqrt{g_{21}^2 + g_{23}^2} \sin(C - \theta_4)}{b_1 h_1 \sin \theta_4}$$

$$T_{53} = \frac{-a_2 a_1 b_1 \cos(-\theta_7 + B) + a_2 a_1 b_1 \cos(\theta_7 + B) + a_2 a_1 h_1 \cos(A - \theta_7) - a_2 a_1 h_1 \cos(A + \theta_7)}{b_2 h_1 b_1 \cos(-\theta_4 + D) - b_2 h_1 b_1 \cos(\theta_4 + D)}$$

où

$$\begin{aligned}
A &= -\lambda_1 + \theta_4 - \phi + \rho_2 + \arctan\left(\frac{g_{23}}{g_{22}}\right) - \theta_5 - \psi_1 \\
B &= \arctan\left(\frac{g_{13}}{g_{12}}\right) - \lambda_1 - \phi \\
C &= -\rho_2 + \arctan\left(\frac{g_{23}}{g_{21}}\right) + \lambda_1 + \phi \\
D &= \theta_6 + \theta_7 - 2\pi + \theta_5
\end{aligned} \tag{4.46}$$

et ceux régissant le mouvement de la partie supérieure :

$$\begin{aligned}
Y_2 &= \frac{\dot{\theta}_5}{\dot{\theta}_6} = \frac{a_2 \sin \theta_7}{b_2 \sin(\theta_6 + \theta_7 + \theta_5)} \\
X_2 &= \frac{\dot{\theta}_7}{\dot{\theta}_6} = \frac{a_2 \sin(\theta_5 + \theta_6) - h_2 \sin(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)}{h_2 \sin(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)}.
\end{aligned}$$

Le vecteur \mathbf{t} est défini comme suit :

$$\mathbf{t} = \begin{bmatrix} T_a - k_{11}(\Delta\lambda + \Delta\phi) \\ T_a - k_1(\Delta\rho_1) \\ -k_2(\Delta\theta_2) \\ -k_3(\Delta\theta_3) \\ -k_4(\Delta\theta_4) \\ -k_5(\Delta\theta_5) \\ -k_6(\Delta\theta_6) \\ -k_7(\Delta\theta_7) \\ -k_8(\Delta\theta_8) \end{bmatrix}. \tag{4.47}$$

Pour la résolution du système matriciel $\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{T}^T \mathbf{t}$, il est encore une fois nécessaire d'utiliser les outils informatiques.

4.3.3 Méthode Newtonienne

Comme pour le doigt à deux (2) phalanges, il peut devenir utile de connaître les forces auxquelles seront soumises les articulations. La méthode classique qui consiste à poser la somme des efforts sur chacune des membrures égale zéro en position statique est utilisée. Pour chacune des tiges on fait la somme des forces en X et en Y puis on tire la troisième équation en faisant la somme des moments par rapport à un point choisi sur le corps.

Cette méthode est utilisée encore une fois dans ce document pour valider la méthode des travaux virtuels. Les équations présentées dans ce document seront également utilisées à l'intérieur de travaux futurs.

Voici les équations statiques de chacun des corps et le diagramme du corps libre pour chacun d'eux.

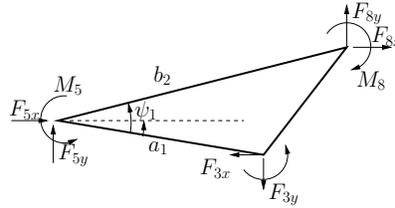


FIG. 4.10 – DCL de la tige a_1 .

$$\begin{aligned}
 F_{5x} - F_{3x} + F_{8x} &= 0 \\
 F_{5y} - F_{3y} + F_{8y} &= 0 \\
 k_5(\theta_5 - \theta_{50}) - k_8(\theta_8 - \theta_{80}) + k_3(\theta_3 - \theta_{30}) - F_{3y}a_1 \cos(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}}{g_{22}}) - \theta_5 - \psi_1) \\
 + F_{3x}a_1 \sin(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}}{g_{22}}) - \theta_5 - \psi_1) + F_{8y}b_2 \cos(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}}{g_{22}}) - \theta_5) \\
 - F_{8x}b_2 \sin(\rho_1 + \rho_2 + \arctan(\frac{g_{23}}{g_{22}}) - \theta_5) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.48}$$

Corps b_1

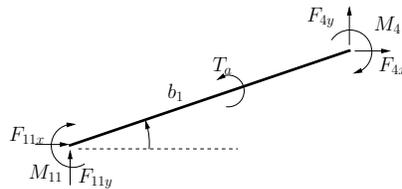
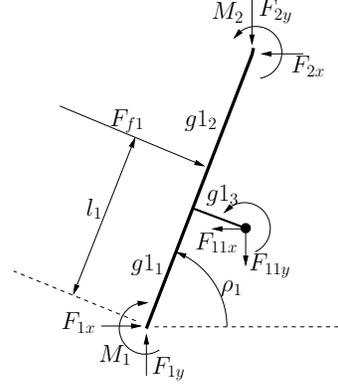


FIG. 4.11 – DCL de la tige b_1 .

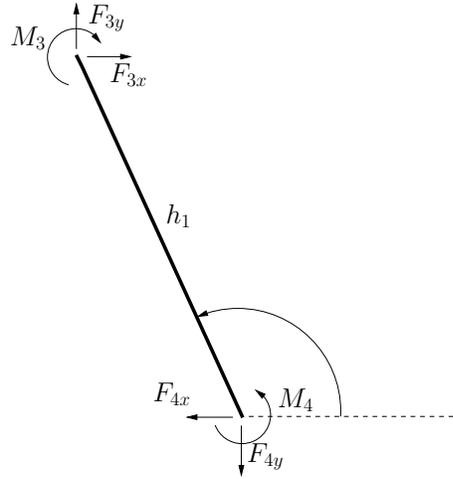
$$\begin{aligned}
 F_{11x} + F_{4x} &= 0 \\
 F_{11y} + F_{4y} &= 0 \\
 Ta - k_{11}((\lambda_1 + \phi) - (\lambda_{10} - \phi_0)) - k_4(\theta_4 - \theta_{40}) + F_{4y}b_1 \cos(\rho_1 + \lambda - \pi + \phi) \\
 - F_{4x}b_1 \sin(\rho_1 + \lambda - \pi + \phi) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.49}$$

Corps g_1

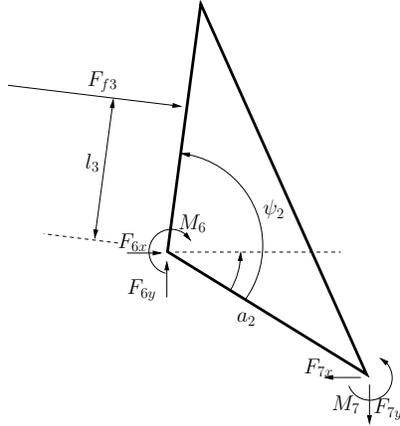
FIG. 4.12 – DCL de la tige g_1 .

$$\begin{aligned}
 -F_{2x} + F_{1x} - F_{11x} + F_{f1} \sin \rho_1 &= 0 \\
 -F_{2y} + F_{1y} - F_{11y} - F_{f1} \cos \rho_1 &= 0 \\
 -k_1(\rho_1 - \rho_{10}) + k_2(\theta_2 - \theta_{20}) + k_{11}((\lambda_1 + \phi) - (\lambda_{10} - \phi_0)) - F_{f1}l_1 \\
 -F_{2y}(g_{11} + g_{12}) \cos \rho_1 \\
 +F_{2x}(g_{11} + g_{12}) \sin \rho_1 + F_{11x}(g_{11} \sin \rho_1 - g_{13} \cos \rho_1) \\
 -F_{11y}(g_{11} \cos \rho_1 + g_{13} \sin \rho_1) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.50}$$

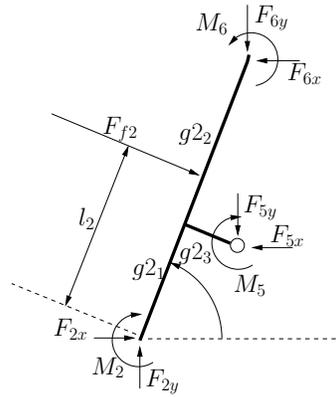
Corps h_1

FIG. 4.13 – DCL de la tige h_1 .

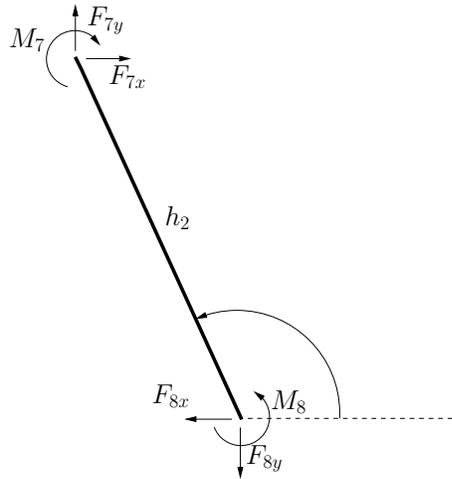
$$\begin{aligned}
 -F_{4x} + F_{3x} &= 0 \\
 -F_{4y} + F_{3y} &= 0 \\
 k_4(\theta_4 - \theta_{40}) - k_3(\theta_3 - \theta_{30}) - F_{3x}h_1 \sin(\rho_1 + \lambda - \theta_4 + \phi) \\
 +F_{3y}h_1 \cos(\rho_1 + \lambda - \theta_4 + \phi) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.51}$$

Corps a_2 FIG. 4.14 – DCL de la tige a_2 .

$$\begin{aligned}
 F_{6x} - F_{7x} + F_{f3} \cos(\rho_1 + \rho_2 + \rho_3 - \frac{\pi}{2}) &= 0 \\
 F_{6y} - F_{7y} + F_{f3} \sin(\rho_1 + \rho_2 + \rho_3 - \frac{\pi}{2}) &= 0 \\
 -k_6(\theta_6 - \theta_{60}) + k_7(\theta_7 - \theta_{70}) + F_{7x}a_2 \sin(\rho_1 + \rho_2 + \rho_3 - \psi_2) \\
 -F_{7y}a_2 \cos(\rho_1 + \rho_2 + \rho_3 - \psi_2) - F_{f3}l_3 &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.52}$$

Corps g_2 FIG. 4.15 – DCL de la tige g_2 .

$$\begin{aligned}
 F_{2x} - F_{5x} - F_{6x} + F_{f2} \sin(\rho_1 + \rho_2) &= 0 \\
 F_{2y} - F_{5y} - F_{6y} - F_{f2} \cos(\rho_1 + \rho_2) &= 0 \\
 -k_2(\theta_2 - \theta_{20}) - k_5(\theta_5 - \theta_{50}) + k_6(\theta_6 - \theta_{60}) - F_{f2}l_2 + F_{6x}(g_{21} + g_{22}) \sin(\rho_1 + \rho_2) \\
 -F_{6y}(g_{21} + g_{22}) \cos(\rho_1 + \rho_2) + F_{5x}(g_{21} \sin(\rho_1 + \rho_2) - g_{23} \cos(\rho_1 + \rho_2)) \\
 -F_{5y}(g_{21} \cos(\rho_1 + \rho_2) + g_{23} \sin(\rho_1 + \rho_2)) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.53}$$

Corps h_2 FIG. 4.16 – DCL de la tige h_2 .

$$\begin{aligned}
 -F_{8x} + F_{7x} &= 0 \\
 -F_{8y} + F_{7y} &= 0 \\
 k_8(\theta_8 - \theta_{80}) - k_7(\theta_7 - \theta_{70}) - F_{7x}h_2 \sin(\rho_1 + \rho_2 + \rho_3 - \psi_2 + \theta_7) \\
 + F_{7y}h_2 \cos(\rho_1 + \rho_2 + \rho_3 - \psi_2 + \theta_7) &= 0.
 \end{aligned} \tag{4.54}$$

Nous obtenons alors un système de 21 équations et 21 inconnues. Ce système linéaire doit être résolu numériquement en raison de la complexité des équations obtenues pour exprimer chacune des variables.

4.4 Calculs associés à l'articulation flexible retenue au chapitre 2

Tel que présenté à la figure 4.17 voici la liaison flexible qui sera utilisée pour donner le mouvement à la structure.

Pour calculer le débattement angulaire et la rigidité en rotation on divise l'articulation en deux (2) parties. D'un côté la partie en col et de l'autre la partie plane dite en lame.

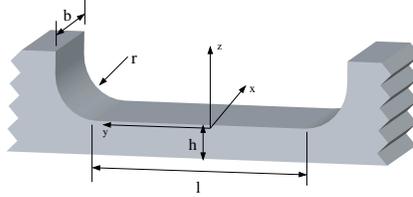


FIG. 4.17 – Articulation compliant.

Tel que présenté au chapitre 3, le matériel utilisé pour construire les articulations déformables se comporte non linéairement. Les équations fondamentales de la résistance des matériaux reposent sur l'hypothèse que les métaux se comportent linéairement dans la zone de déformation élastique. Cependant, tel n'est pas le cas avec le nitinol. Cette partie présente les modifications effectuées aux formules habituelles pour les rendre valides pour n'importe lequel des matériaux. Ces formules supposent que la longueur est au moins cinq (5) fois l'épaisseur pour que la théorie des poutres soit valide citeOberg2000.

4.4.1 Articulation à lame

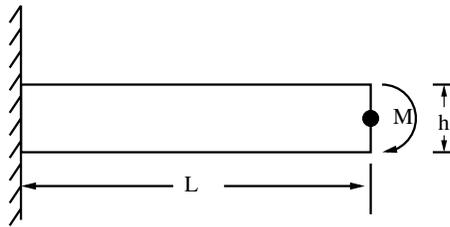


FIG. 4.18 – Poutre encastrée.

La méthode pour calculer l'amplitude de mouvement de la partie en lame est développée ci-bas. Commençons par présenter les équations classiques de résistance des matériaux :

$$\frac{1}{\rho} = \frac{M}{EI} \quad (4.55)$$

$$\rho\theta = L \quad (4.56)$$

$$\epsilon = \frac{h}{2\rho} \quad (4.57)$$

où ρ est le rayon de courbure, E le module d'élasticité, I le moment d'inertie de la section, M le moment appliqué, θ la pente de la déformée, L la longueur de la poutre, h sa hauteur et ϵ l'élongation relative.

En combinant les équations (4.56) et (4.57) on obtient l'équation (4.58) pour exprimer l'angle en fonction de la déformation dans le matériel :

$$\theta_{lame} = \frac{2L\epsilon}{h}. \quad (4.58)$$

À l'aide de cette équation et de la régression (3.3) on peut exprimer la contrainte dans l'articulation en fonction de sa déformation angulaire. Ensuite, pour obtenir le moment fléchissant on utilise cette contrainte jumelée avec la formule 4.59.

$$M = \frac{2I\sigma}{h}. \quad (4.59)$$

4.4.2 Articulation à col

Bien que la partie en col soit modifiée en raison de la nécessité d'obtenir un côté plan, les formules pour les articulations à col sont utilisées pour faire le calcul des débattements angulaires. L'amplitude maximale du mouvement trouvée sera sous-estimée par rapport à la réalité.

La course angulaire d'une articulation de type col est estimable [5] par la formule 4.60.

$$\theta_{col} = \frac{3\pi\epsilon\sqrt{r}}{4\sqrt{h}} \quad (4.60)$$

où r est le rayon de courbure de l'arrondi.

Cependant, la partie en col est plus robuste que la partie lame. On peut donc imaginer que cette dernière n'atteindra jamais sa pleine amplitude sans quoi la partie mince subira des déformations permanentes. On calcule alors la déformation de la partie en col à partir de celle obtenue dans la partie lame. Pour ce faire on suppose que l'effort

est le même dans les deux (2) partie ($M_{col} = M_{lame}$). Cette hypothèse permet d'écrire l'équation suivante :

$$\frac{K_{lame}}{K_{col}} = \frac{\theta_{col}}{\theta_{lame}}. \quad (4.61)$$

Les équations de rigidité des deux (2) parties pour des matériaux conventionnels sont bien connues et sont données aux équations (4.62). L'équation de rigidité de la partie en lame est disponible dans tout les bons livres de résistance des matériaux et la rigidité de la partie en col est tirée de [5]

$$K_{lame} = \frac{Ebh^3}{12L} \text{ et } K_{col} = \frac{2Ebh^{2.5}}{9\pi\sqrt{r}} \quad (4.62)$$

alors

$$\frac{\theta_{col}}{\theta_{lame}} = \frac{3\pi\sqrt{r}h}{8L}. \quad (4.63)$$

Pour connaître l'amplitude de mouvement maximale que pourra produire la partie circulaire ou utilise l'équation (4.63) où l'on remplace θ_{lame} par $\theta_{lame_{max}}$ (débattement angulaire maximum de la partie lame). Cette formule permet également d'estimer à partir de l'amplitude totale de l'articulation, la course de chacune des parties. Par exemple :

$$\theta_{lame} = \frac{8L\theta_{tot}}{8L + 3\pi\sqrt{r}h} \text{ et } \theta_{col} = \theta_{tot} - \theta_{lame}. \quad (4.64)$$

Les équations développées précédemment seront utiles dans les chapitres suivants pour prédire le comportement des doigts et tenter de les optimiser. La méthode des travaux virtuels sera utilisée dans la majorité des cas pour limiter les temps de calcul et permettre de tester une plus large gamme de configurations. Seule l'étape du design final et de la miniaturisation nécessitera l'utilisation de la méthode Newtonienne pour prédire les forces internes aux mécanismes.

Chapitre 5

Optimisation

Ce chapitre présente la démarche d'optimisation utilisée pour obtenir le meilleur doigt possible. Tout d'abord, les caractéristiques du doigt idéal seront présentées ainsi que les critères permettant de les évaluer numériquement. Jumelée au modèle mathématique de l'expression des forces sur les phalanges présenté au chapitre 4, l'expression mathématique des ces critères permettra d'utiliser les outils informatiques pour déterminer la géométrie du doigt qui sera la plus adaptée pour réaliser les tâches qui lui seront demandées.

Dans une deuxième partie, les techniques d'optimisation utilisées pour choisir le meilleur doigt selon les critères élaborés précédemment seront présentées. La première technique consiste à limiter l'étude des paramètres à ceux ayant le plus d'influence sur le comportement global. L'autre méthode utilise les algorithmes génétiques. Ces algorithmes permettent astucieusement de balayer une large gamme de géométries pour trouver l'optimum.

5.1 Critères de performance pour un doigt à deux (2) phalanges

L'architecture globale déterminée le modèle mathématique des doigts construit et le matériau déformable choisi, la prochaine étape est de déterminer quelles caractéristiques le doigt miniature déformable doit posséder pour avoir le meilleur comportement possible. Les critères suggérés dans ce mémoire pour l'optimisation des doigts l'ont été de manière à élaborer la meilleure géométrie adaptée pour une vaste gamme de configurations.

Plusieurs critères de performance ont été suggérés au paravant pour les mains utilisant des articulations traditionnelles [10]. Cependant, pour des dimensions en deçà du centimètre, l'utilisation de tels critères serait inappropriée. Les mécanismes déformables amènent leur lot de nouveaux phénomènes qui modifient grandement les paradigmes habituels.

5.1.1 Premier critère : force sur la première phalange

L'effort sur la première phalange doit être faible durant toute la séquence de fermeture de la seconde phalange. Cette force doit être aussi faible que possible de façon à éviter de déformer les objets plus flexibles.

Pour évaluer ce critère, on fait la somme, sur toute la plage de mouvement du doigt ($\rho_{20} > \rho_2 > \frac{\pi}{2}$ et $\rho_{10} > \rho_1 > \frac{3\pi}{4}$), de la force sur la première phalange lorsque la seconde phalange amorce le contact. Cette amorce de contact peut être traduite mathématiquement comme une force nulle (ni positive, ni négative) sur la phalange. Ce critère est exprimé mathématiquement sous la forme suivante :

$$\min C_1, \text{ où } C_1 = \int_{\rho_{20}}^{\frac{\pi}{2}} \int_{\rho_{10}}^{\frac{3\pi}{4}} F_{f_1} d\rho_1 d\rho_2 \quad \text{quand } F_{f_2} = 0 \quad (5.1)$$

où F_{f_i} est la force sur la i^{eme} phalange et où ρ_1 et ρ_2 sont les variables articulaires de ces mêmes phalanges. Les valeurs que prennent ρ_1 et ρ_2 en position non-déformée sont notées ρ_{10} et ρ_{20} .

5.1.2 Second critère : répartition des forces

Lors de la préhension, les forces doivent être réparties le plus également possible entre les phalanges. L'objectif est d'éviter de concentrer tous les efforts en un seul point de manière à conserver le mieux possible la géométrie originale des objets à saisir.

Pour quantifier ce critère on choisit la force la plus élevée produite par les phalanges et on la divise par la somme de ces forces. Le cas idéal est d'obtenir deux (2) forces égales. Alors l'indice de performance correspondant à ce critère serait égal à une demi ($\frac{1}{2}$). À l'autre extrême, où une des deux (2) forces est réellement supérieure à l'autre, l'indice est égal à un (1). On somme l'ensemble des valeurs pour chacune des orientations possibles. On exprime mathématiquement ce critère de la façon suivante :

$$\min C_2, \text{ où } C_2 = \int_{\rho_{20}}^{\frac{\pi}{2}} \int_{\rho_{10}}^{\frac{3\pi}{4}} \frac{\max(F_{f_1}, F_{f_2})}{F_{f_1} + F_{f_2}} d\rho_1 d\rho_2 \quad (5.2)$$

5.1.3 Troisième critère : équilibre des forces

La force dans la direction X doit être deux (2) fois supérieure à celle exercée en Y . En effet, les doigts travaillent en opposition dans la direction X (F_x) et en collaboration dans la direction Y (F_y). La paume de la main équilibre la force en Y (F_y) produite par les doigts qui travaillent ensemble dans cette direction.

Donc la somme sur toute la plage de mouvement de la différence entre les forces en Y et deux (2) fois les forces en X doit être aussi faible que possible. Mathématiquement, on écrit :

$$\min C_3, \text{ où } C_3 = \int_{\rho_{20}}^{\frac{\pi}{2}} \int_{\rho_{10}}^{\frac{3\pi}{4}} 2\Sigma F_y - \Sigma F_x d\rho_1, d\rho_2 \quad (5.3)$$

5.1.4 Quatrième critère : séquence de contact

Finalement, de manière à éviter de saisir l'objet avec l'extrémité du doigt et ainsi obtenir une faible surface de contact de préhension (une surface de contact réduite aug-

mente la possibilité de déformer l'objet agrippé), la phalange distale doit faire contact après la phalange proximale.

On peut évaluer cette caractéristique en calculant les couples $\tau_{f_i=0}$ nécessaire à l'actionneur pour obtenir une amorce de contact sur chacune des phalanges dans une orientation ρ_i donnée. Le couple nécessaire pour amener la seconde phalange à sa position ρ_2 finale doit être plus élevé que celui nécessaire pour amener la première dans sa position ρ_1 final, ceci de manière à obtenir un contact de la phalange proximale avant la fermeture de la phalange distale.

$$\begin{aligned} \text{Si } & \left(\tau_{f_1=0} \leq \tau_{f_2=0} \quad \forall \quad \rho_{2_0} > \rho_2 > \frac{\pi}{2}, \rho_{1_0} > \rho_1 > \frac{3\pi}{4} \right) \\ & \text{alors } C_4 = 1 \\ & \text{autrement } C_4 = 0 \end{aligned} \tag{5.4}$$

5.1.5 Critère global

En combinant chacun de ces critères on exprime le critère global de la manière suivante :

$$C_{tot} = \frac{1}{C_4} \left(\left(\frac{C_1}{\eta_1} \right)^2 + \left(\frac{C_2}{\eta_2} \right)^2 + \left(\frac{C_3}{\eta_3} \right)^2 \right) \tag{5.5}$$

où η_i est un facteur de pondération utilisé pour normaliser chaque critère ou contrôler leur impact sur le choix final. Les critères sont élevés au carré et additionnés entre eux afin de pénaliser les doigts qui ont une faiblesse marquée dans un critère en particulier. Rappelons que l'objectif est de construire une main optimale sans lacune majeure.

On remarque que seul le critère numéro quatre doit être maximisé. En effet, si ce dernier prends la valeur nulle il aura comme effet de faire tendre le critère vers l'infini et faire rejeté d'emblée la géométrie évaluée. Ce critère doit être respecté pour qu'une géométrie puis être retenue.

Les critères listés et exprimés mathématiquement, la prochaine étape est de présenter les méthodes qui ont permis de trouver le meilleur agencement de paramètres pour ces critères.

5.2 Analyse des paramètres

L'architecture présentée à la figure 4.4 possède douze (12) paramètres différents à optimiser soit : ψ , a , b , h , g_1 , g_2 , g_3 , k_1 , k_2 , k_3 , k_4 et k_5 . De manière à limiter le nombre de ces paramètres à tester, l'approche développée dans [10] sera mise de l'avant. Conformément à cette méthode, les angles de transmission (θ_3 et θ_4) doivent être égaux à 90 degrés lorsque les phalanges sont dans une orientation moyenne ($\rho_2 = \frac{2\rho_{20} + \pi}{4}$). Pour obtenir cette configuration les paramètres h et ψ doivent être dépendants des longueurs des barres a , b et dans notre cas de $\sqrt{g_1^2 + g_2^2}$.

La figure 5.1 présente l'effet des longueurs g_1 et g_3 sur le second critère (la longueur appelée g sur le graphique représente l'addition de g_1 et g_2). Rappelons que le second critère (section 5.1.2) juge la répartition des forces sur l'ensemble des phalanges et que une demi ($\frac{1}{2}$) est une répartition parfaite et un (1) représente un effort concentré sur une seule phalange. Ce graphique montre que, pour obtenir une répartition plus équilibrée des forces, les longueurs g_1 et g_3 doivent être réduites au minimum.

Il est montré [9] que le comportement d'un doigt standard est principalement dicté par le rapport $R = \frac{b}{a}$. Donc pour minimiser l'épaisseur du doigt la longueur de a est réduite autant que les interférences mécaniques le permettent.

Les raideurs des articulations k_1 , k_2 , k_3 , k_4 et k_5 font également partie des paramètres à optimiser. Conformément au premier critère (section 5.1.1) selon lequel la force sur la première phalange ne doit pas être trop importante au moment de la fermeture de la seconde, la rigidité des articulations constituant le quatre barres utilisé pour actionner la fermeture de la seconde phalange doit être aussi faible que possible. Ces ressorts travaillent ensemble et restreignent la fermeture de cette phalange. La raideur de l'articulation correspondant à ρ_1 est utile pour retenir la barre qui comprend g_1 , g_2 et g_3 et ainsi limiter la pression qu'exerce cette dernière sur l'objet.

Pour résumer, cette analyse a permis de limiter le nombre total de paramètres à optimiser à deux (2), soit le ratio de longueur $R = \frac{b}{a}$ et le ratio de raideur $R_k = \frac{k_{\rho_1}}{k_{\theta_2}}$.

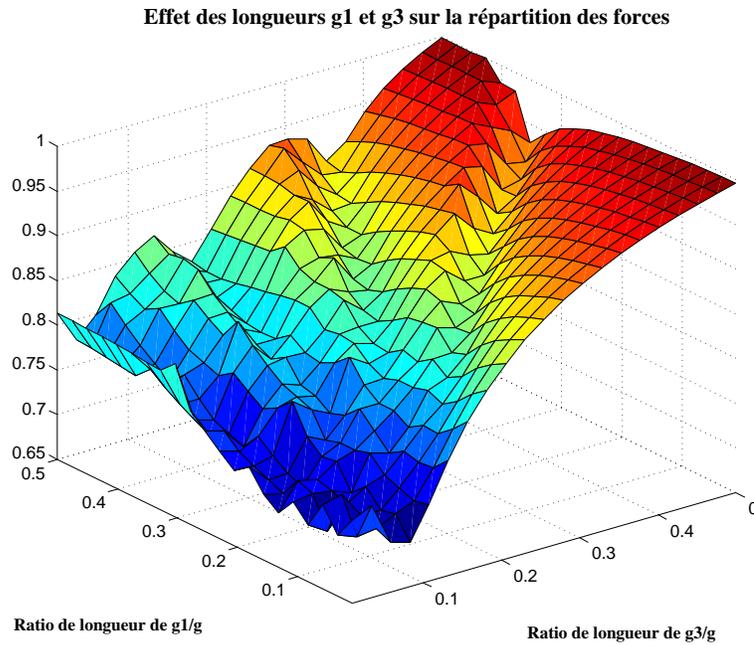


FIG. 5.1 – Effet sur le critère deux (2) des longueurs g_1 et g_3 .

5.3 Optimisation des paramètres R et R_k

La figure 5.2 représente les quatre critères d'optimisation en fonction des paramètres R et R_k . Les graphiques des critères un (1) à trois (3) sont normalisés entre zéro (0) et un (1) puis élevés au carré pour accentuer les écarts selon la formule suivante :

$$\left(\frac{C_i}{\max(C_i)} \right)^2 \quad (5.6)$$

Le dernier graphique, celui présentant l'indice associé au critère numéro quatre (4) montre le pourcentage d'orientation (ρ_1 et ρ_2) que le doigt est capable d'atteindre sans risque d'agripper l'objet avec l'extrémité du doigt. L'auteur considère comme acceptable

un doigt qui répond à ce critère dans 80% des cas. Il est difficile d'obtenir de meilleurs résultats en raison des ressorts qui ne sont pas précontraints. Le principe est simple. Un ressort en position non déformée n'exerce aucun effort sur les membrures qu'il relie. Ces membrures sont alors libres de se mouvoir infinitésimalement. Plus les ressorts s'étirent et plus le mouvement est limité par ceux-ci. Cependant, il est important de garder en tête que ce critère représente un risque qu'une mauvaise prise soit réalisée et non une certitude. Notons que le terme stable est utilisé sur le quatrième graphique de la figure 5.2 pour désigner les prises qui se déroulent selon la séquence normale (voir section 1.3).

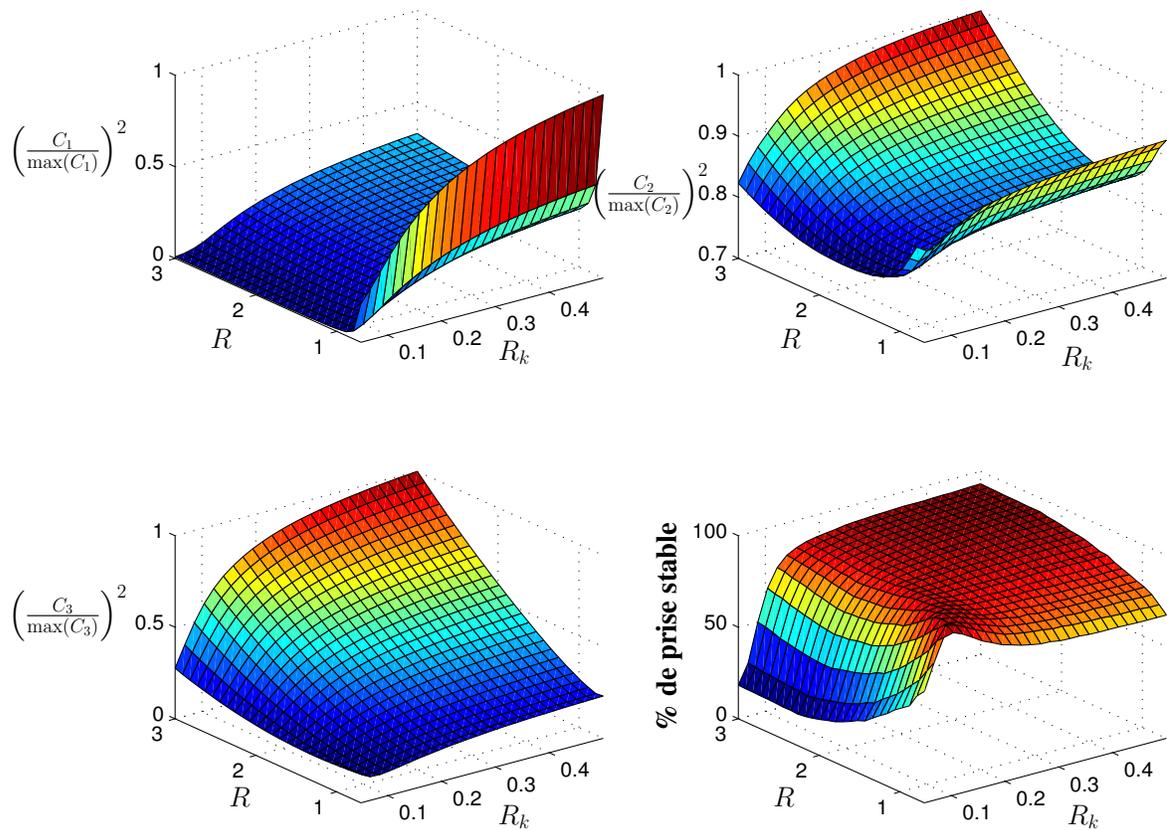


FIG. 5.2 – Indices associés aux critères de performance 1, 2, 3 et 4.

De manière à choisir la géométrie de doigt optimale, l'indice de performance global est tracé à la figure 5.3.

Une fois les graphiques d'optimisation tracés (en omettant le critère quatre (4)),

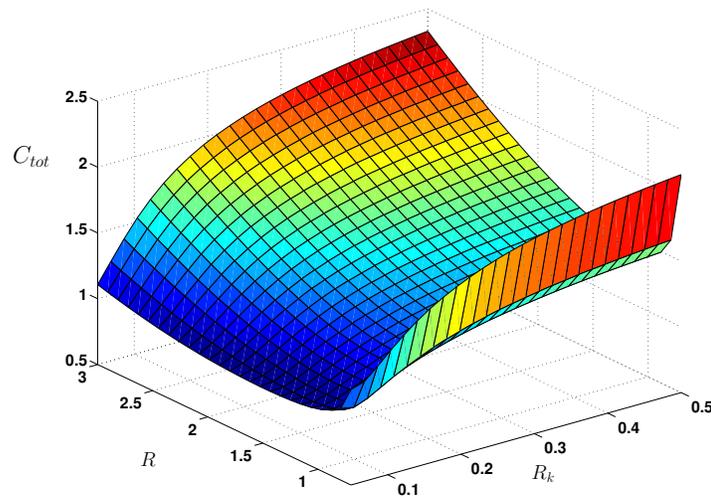


FIG. 5.3 – Indice associé au critère de performance global.

la procédure à suivre est itérative. Un point qui semble optimal est sélectionné sur le graphique 5.3. Le graphique du critère quatre (4) est utilisé en guise de validation pour vérifier s’il peut agripper plus de 80% des géométries possibles sans aucun risque. Si ce dernier ne respecte pas le critère quatre (4) on recommence la séquence jusqu’au moment où la géométrie respecte bien chacun des critères.

Par exemple, prenons le doigt de la section 6.7 construit en plastique et nitinol. Les valeurs de g_1 , g_2 , g_3 et a qui respectent les contraintes géométriques sont présentées dans le tableau 5.1.

Tableau 5.1 – Géométrie du doigt.

g_1	g_2	g_3	a
6 mm	54 mm	10 mm	8 mm

Le graphique 5.3 montre que le doigt optimal devra posséder un ratio R qui tend vers 1,2 et un ratio R_k qui tend vers 0,05 . Cependant, le quatrième graphique de la figure 5.2 montre que la zone de risque acceptable pour ce type de doigt est très étroite. Une erreur de construction peut entraîner une augmentation importante du risque d’agripper l’objet uniquement avec la phalange distale. De plus, l’expérience passée a montré que les doigts avec un paramètre R près de un (1) ont tendance à

éjecter les objets. Pour éviter cette situation les paramètres seront choisis sur la partie plateau du quatrième graphique de la figure 5.2. Les paramètres idéaux sont présentés au tableau 5.2.

Tableau 5.2 – *Dimensions optimisées selon la méthode classique.*

	ψ	b	h	R_k
Optimisation classique	134,5 deg	18,8 mm	53,8 mm	0,15

5.4 Optimisation par algorithmes génétiques

L'intelligence artificielle et plus particulièrement les algorithmes génétiques sont utilisés de manière à valider la démarche de la section 5.2.

5.4.1 Introduction aux algorithmes génétiques

L'algorithme génétique est une méthode d'optimisation développée dans le but d'analyser efficacement une large gamme de possibilités. Cette méthode est régulièrement utilisée dans les procédés de design et dans certains logiciels d'optimisation. Bien que l'intelligence artificielle n'en est qu'à ses premiers balbutiements, on voit apparaître des utilisations dans toutes les sphères d'activités.

Les algorithmes génétiques fonctionnent sur le principe de sélection naturelle décrite par Darwin. Prenons par exemple une population ayant des gènes ou paramètres propres à chaque individu. La performance de ces individus est évaluée selon un critère bien précis. Ceux qui répondent le mieux à ce critère auront, tout comme dans le principe de sélection naturelle, plus de chance de survivre. De plus, ces individus plus performants ont tendance à se reproduire entre eux. Le mélange du génome des meilleurs spécimens a de bonnes probabilités de produire des enfants supérieurs. On croise par la suite le reste de la population pour mélanger les gènes et tester la plus large gamme de solutions possibles. Il est également important d'introduire des mutations génétiques

dans l'évolution. Ces mutations permettent de vérifier des gènes qui ne sont pas présents dans la population initiale.

Cette évolution est perpétuée pour un nombre défini de générations ou jusqu'au moment où le critère est suffisamment faible pour satisfaire l'utilisateur.

5.4.2 Optimisation avec l'outil Gatool de Matlab

Dans le cas qui nous préoccupe, les individus sont des doigts à deux (2) phalanges et leur génome est constitué des gènes suivant : ψ , a , b , h , g_1 , g_2 , g_3 , k_1 , k_2 , k_3 , k_4 et k_5 . On utilise ces algorithmes pour déterminer l'agencement de paramètres qui répond le mieux au critère global présenté à la section 5.1.

L'outil Gatool du logiciel Matlab est utilisé pour l'optimisation. L'optimisation est réalisée sur 300 générations à raison de 100 individus par génération. Les paramètres sont modifiés pour optimiser des valeurs oscillant entre 0 et 1.

Les valeurs de g_1 et g_3 ont comme minimum les valeurs du tableau 5.1 et peuvent être augmentées. La valeur de a est gardée constante. Les valeurs à optimiser avec les algorithmes génétiques sont g_1 , g_3 , h , R , ψ et R_k .

La figure 5.4 montre l'évolution des générations au fur et à mesure que l'optimisation évolue. La courbe du haut montre la moyenne des valeurs obtenues pour la population globale et la courbe du bas montre le pointage du meilleur individu.

Selon cette analyse les valeurs fournies dans le tableau 5.3 sont les paramètres qui donnent le meilleur comportement possible pour les doigts. Les valeurs *min* dans le tableau signifient que ce paramètre doit être minimisé.

Tableau 5.3 – *Dimensions optimisées avec les algorithmes génétiques.*

	g_1	g_3	ψ	b	h	R_k
Optimisation par algorithmes génétiques	<i>min</i>	<i>min</i>	160 deg	9,8 mm	50 mm	0,2

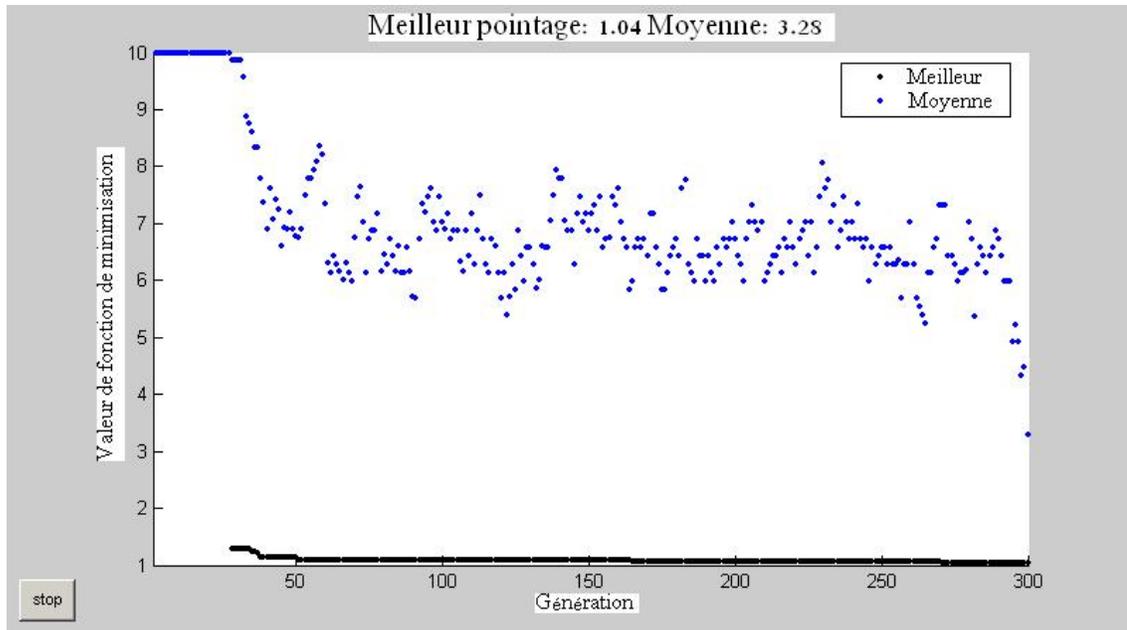


FIG. 5.4 – Dynamique de l’algorithme génétique lors de l’optimisation d’un doigt à deux (2) phalanges.

Parce que la formulation mathématique des deux problèmes est différente, différents résultats sont, tel qu’attendu, obtenus. En effet, ces valeurs ne correspondent pas exactement aux valeurs déterminées par la méthode classique et diffèrent également de la méthode développée dans [10]. Puisque que la méthode des algorithmes génétiques permet de balayer une plus large gamme de solution on obtient évidemment un meilleur résultat qu’avec l’optimisation classique qui est plus restrictive. En effet, le doigt optimisé en utilisant les algorithmes génétiques est théoriquement 30% supérieur par rapport au premier critère, 4% par rapport au second et moins bon de 4% par rapport au troisième. Suite à ces résultats, les doigts présentés au chapitre 6 sont construits pour tester la validité de ces critères et vérifier si cet écart de pointage sur les critères justifie l’utilisation des algorithmes génétiques.

Chapitre 6

Prototypes

À cette étape-ci du projet, les architectures du doigt et des articulations flexibles ont été élaborées. Un matériau superélastique répondant à tous les critères de biocompatibilité a été trouvé pour fabriquer les articulations flexibles. Une méthode de calcul des forces sur chacune des phalanges a été mise au point pour des articulations flexibles. Puis à partir de cette méthode de calcul, quatre (4) critères ont été élaborés pour maximiser le comportement du doigt. Suite à toutes ces étapes est venu le temps de présenter les premiers prototypes physiques des doigts ainsi que de la main toute entière. Dans ce chapitre, nous présenterons l'ensemble des prototypes élaborés durant le projet ainsi que les analyses réalisées sur ceux-ci.

6.1 Construction des articulations flexibles en plastique

Les lames les plus minces qu'il est possible de fabriquer avec la machine à prototypage rapide (FDM (Fused Deposition Modeling)) du laboratoire de robotique sont d'une épaisseur de 0,305 mm. Les dimensions des mains en plastique sont limitées en raison de la contrainte d'épaisseur et de la précision de la machine FDM. Suite à plusieurs essais sur les longueurs des articulations ainsi que sur l'épaisseur et la grosseur des membrures, les dimensions idéales des différentes parties de la main ont été fixées aux valeurs suivantes :

- épaisseur de la main : 5 mm
- largeur des membrures : 2 mm
- longueur des articulations : 0,8 mm.

Pour ce faire le modèle informatique a été dessiné à l'aide du logiciel Pro-Engineer Wildfire, illustré à la figure 6.1.

Le modèle est ensuite importé dans le logiciel Insight pour fabriquer les articulations. Ce logiciel guide la fabrication du modèle CAO sur la machine à prototypage rapide. L'annexe B explique en détail la méthode de fabrication des articulations en plastique.

6.2 Main plane en plastique

Les premiers prototypes sont fabriqués en prototypage rapide (FDM). Ils ont comme objectif d'expérimenter le principe général des doigts sous-actionnés déformables et de tester les capacités de miniaturisation de la machine. Pour déterminer la géométrie de ces derniers, on utilise l'optimisation réalisée en [10]. Bien que cette optimisation ait été faite pour les doigts utilisant des articulations rotoïdes régulières, elle permettra de construire un doigt avec un comportement acceptable.

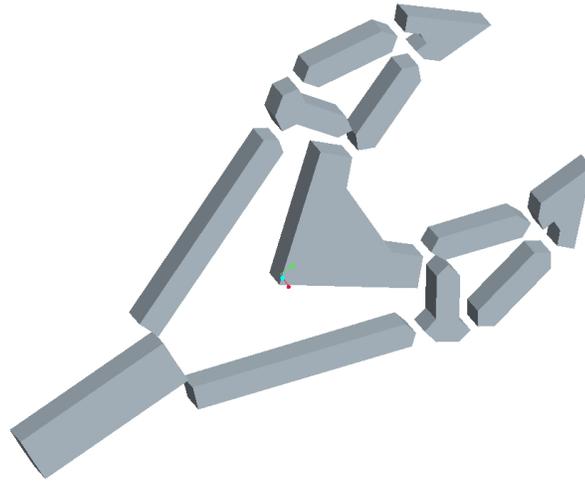


FIG. 6.1 – Modèle CAO d’une main plane en plastique avec deux (2) doigts à deux (2) phalanges.

Les résultats obtenus sont satisfaisants (voir figure 6.3). Cependant, avant toute utilisation des mains en plastique, il est important d’affaiblir les articulations pour donner de la souplesse à la main et faciliter la fermeture des doigts. Pour ce faire, il suffit de bouger manuellement les phalanges pour déformer plastiquement chacune des articulations. Cette déformation plastique a comme effet d’amincir les articulations et de permettre une amplitude de mouvement élastique supérieure. Cette étape permet alors d’augmenter la durée de vie de la main et de faciliter la préhension des objets.

6.3 Doigt plan en nitinol

Les mains en prototypage rapide sont bonnes mais ont une durée de vie limitée. En plus, le plastique n’est pas approprié dans le contexte d’interventions chirurgicales. Il est impossible à stériliser et il n’est pas biocompatible avec l’organisme.

Le métal (voir figure 6.4) a été fourni gratuitement par la compagnie Johnson Matthey. Deux (2) épaisseurs ont été reçues, soit 0,25 mm et 0,1 mm. Pour les besoins de cette recherche les épaisseurs fournies sont suffisantes.

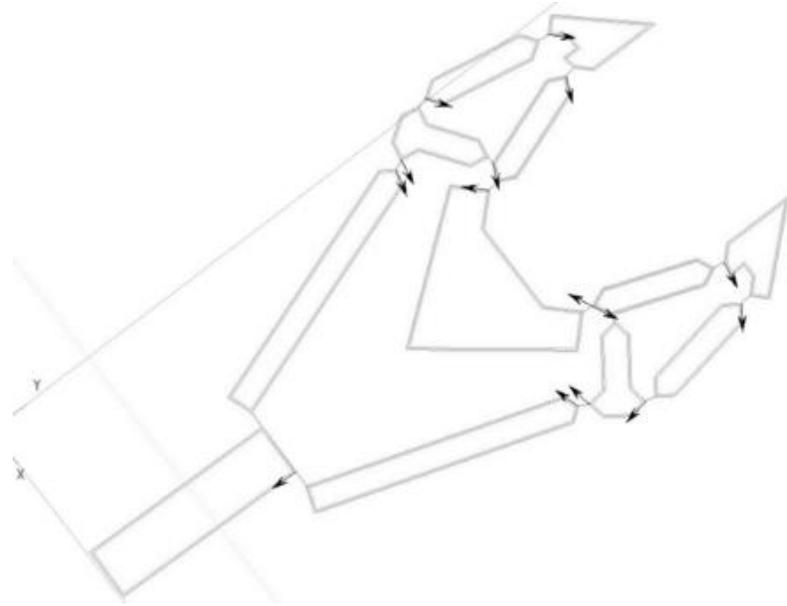


FIG. 6.2 – Image de la main plane importée dans Insight une fois les articulations rajoutées.

Les mains sont découpées par EDM à fil. La compagnie Outillage G M, une entreprise d'usinage à St-Romuald (Québec), a accepté de faire les prototypes.

Pour obtenir la pleine précision de la machine avec un nouveau matériau, plusieurs essais sont habituellement requis. Afin de limiter les dépenses, le nombre d'essais sera réduit. Les spécifications de la machine pour des matériaux conventionnels sont :

- épaisseur maximum usinable : 10 po
- précision : 0,0002 po
- élévation de température de la pièce : La pièce chauffe légèrement en surface cependant l'immersion devrait réduire l'impact du réchauffement sur le matériel. En première approximation on néglige son effet sur la superélasticité du matériau.
- coût : 150\$ /prototype
- détail en trois (3) dimensions : La machine possède quatre (4) axes et peut être orientée de façon à donner une coupe tridimensionnelle
- épaisseur du fil : 0,012 po
- rayon minimal des arrondis : 0,006 po.

Les prototypes en métal sont optimisés encore une fois selon les critères de performance développés en [10]. Le modèle CAO créé avec le logiciel ProEngineer est présenté à la



FIG. 6.3 – Main plane à deux (2) phalanges fabriquée en prototypage rapide de type FDM.

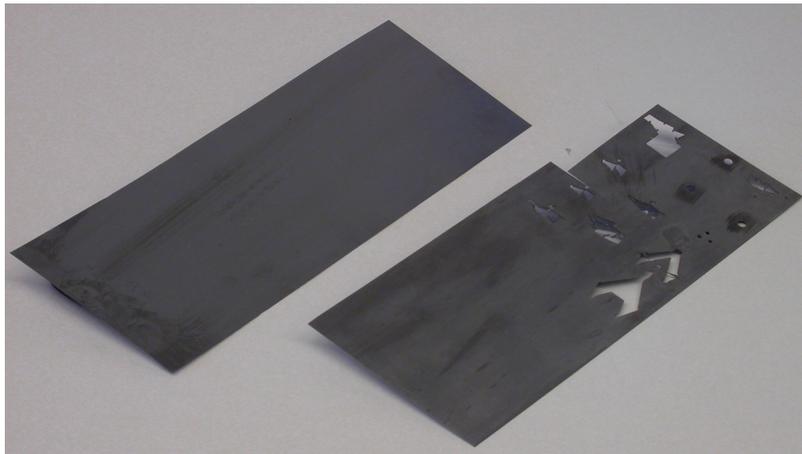


FIG. 6.4 – Feuilles de nitinol.

figure 6.5.

Suite à l'étude du premier prototype fabriqué en nitinol (figure 6.6), on remarque quelques anomalies.

- De visu on constate que la pièce comporte des irrégularités de surface. Ces irrégularités peuvent être attribuables à la présence d'attaches (métal non taillé) qui maintiennent la pièce stable lors de l'usinage. Ces attaches sont taillées uniquement lorsque la pièce est entièrement terminée. Pour cette raison, il est donc impossible de réaliser une passe de finition.
- Le fini de surface est rugueux. Le gérant de l'entreprise d'usinage a signalé que

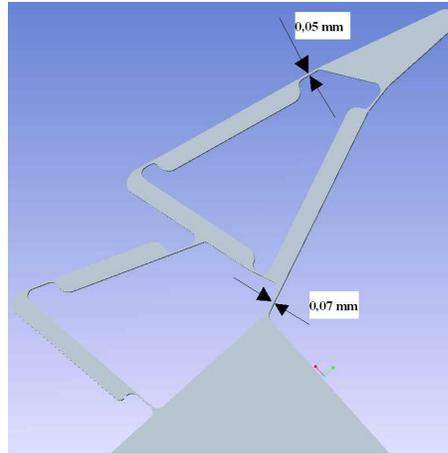


FIG. 6.5 – Modèle CAO du premier doigt fabriqué en nitinol.

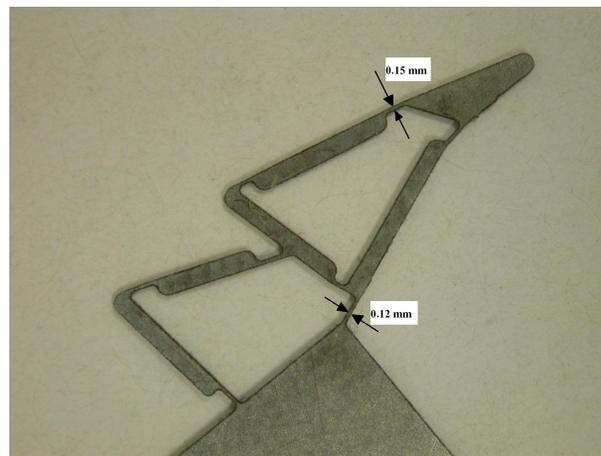


FIG. 6.6 – Premier prototype fabriqué en nitinol usiné par EDM à fil.

son employé a utilisé la méthode manuelle pour régler les paramètres de la machine. Pour obtenir un meilleur fini et s'approcher de la précision de la machine, il aurait dû utiliser les réglages automatiques générés par le logiciel.

- La précision obtenue sur l'épaisseur des articulations est douteuse. Cette erreur est de l'ordre de 300% sur une articulation d'épaisseur de 0,05 mm. Sachant que la rigidité des articulations flexibles est égale à : $\frac{k_E h^3}{L}$ où k_E est une constante fonction du type de matériau, L est la longueur de l'articulation et h l'épaisseur, une telle erreur modifie la rigidité d'un facteur 27 (3^3). Le comportement prévu est alors complètement différent de celui obtenu. Cette erreur affecte également le débattement des articulations. En effet, le débattement angulaire est directement proportionnel à l'épaisseur. Le débattement total est réduit d'un facteur trois (3).

6.4 Main en nitinol

Suite aux lacunes du prototype précédent, il est maintenant impératif d'apporter certaines modifications au concept. C'est dans cette optique que la main en nitinol est fabriquée. Cette fois il s'agit d'une main plane complètement sous-actionnée avec deux doigts à deux phalanges. Voici le résultat de l'usinage :

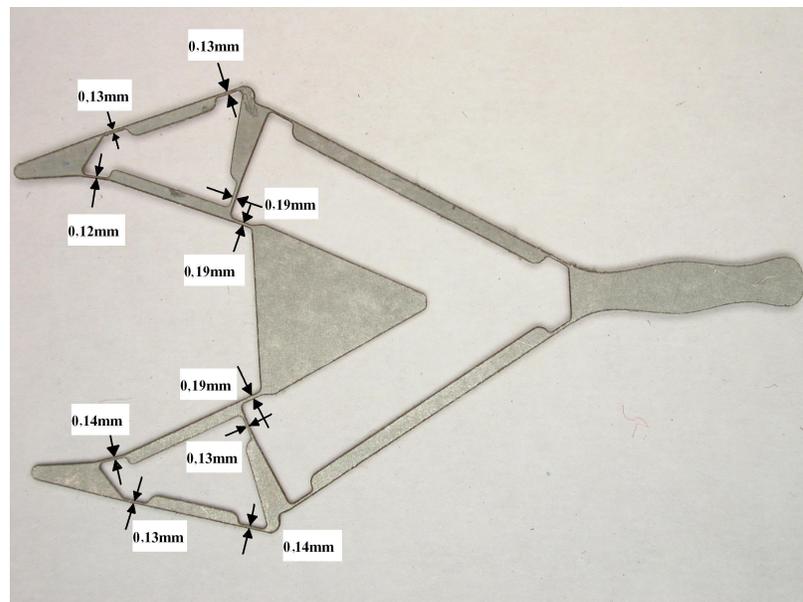


FIG. 6.7 – Main fabriquée en nitinol usinée par EDM à fil.

Les articulations formant les quatre-barres de sous-actionnement doivent avoir une épaisseur de 0,09 mm et l'articulation flexible retenant le doigt à la base doit être de 0,12mm. Les épaisseurs présentées sur la figure 6.7 ont été mesurées à l'aide d'un vernier.

Les mesures sur la main semblent entachées d'une erreur constante de +0,05mm. Cette erreur correspond à un écart de 50 % par rapport à la valeur désirée. L'amplitude de mouvement des articulations est réduite de 66,66% ($\frac{1}{1,5}$) et la raideur augmentée de 338% ($150\%^3$). Cette augmentation de raideur n'influence cependant pas significativement le rapport des rigidités passant de 2,37 désiré à 2,50 sur le prototype. Le

préhenseur est pleinement fonctionnel pour des débattements raisonnables. Pour obtenir les dimensions désirées, le rayon de l'outil devra être compensé de $0,025\text{mm}$ ($\frac{0,05}{2}\text{mm}$) supplémentaire.

Bien que cette main possède quelques lacunes, on peut penser que, suite à quelques essais subséquents, il sera possible d'obtenir la finesse nécessaire à la fabrication d'une main avec la dimension hors tout inférieure au centimètre. De plus, l'utilisation d'une machine EDM plus précise et d'un fil plus fin permettrait d'augmenter grandement la précision.

6.5 Main en trois (3) dimensions fabriquée en plastique

Les prototypes plans comportent plusieurs avantages de conception. Cependant, les doigts ne peuvent se refermer sur des objets de petite taille. En effet, les doigts entrent rapidement en contact. C'est pour remédier à ce problème que la main plane à trois (3) doigts a été construite. Elle est fabriquée avec trois (3) couches de doigts différentes, deux (2) droites et un (1) gauche, tel que présenté à la figure 6.8. Les couches sont soudées les unes aux autres pour former une main à trois (3) doigts faites de trois (3) couches distinctes. Le doigt solitaire se glisse entre les deux (2) doigts qui lui sont opposés pour réaliser une prise complète.

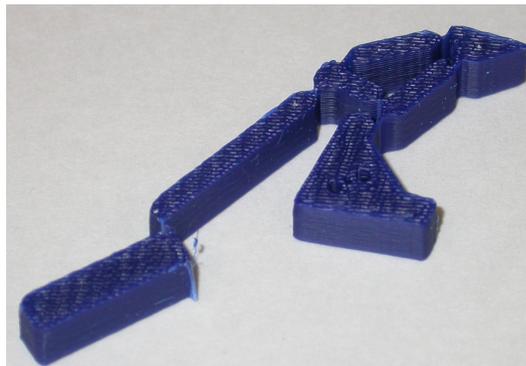


FIG. 6.8 – Pièce utilisée pour construire la main présentée à la figure 6.9.

La main complète est montrée à la figure 6.9.



FIG. 6.9 – Main en trois (3) dimensions utilisant des doigts à deux (2) phalanges.

6.6 Amélioration du sous-actionnement entre les doigts

Le sous-actionnement entre les doigts utilisé sur le modèle de la figure 6.9 utilise une articulation rotoïde placée à la base de l'actionneur (tige à la base du doigt). Cependant, ce type d'architecture a tendance à faire culbuter le mécanisme de sous-actionnement lorsqu'il atteint le point où toutes les forces créent un couple dans le même sens sur l'actionneur (voir figure 6.10).

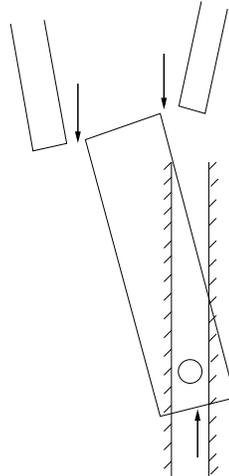


FIG. 6.10 – Schéma démontrant le mouvement de bascule produit par la première architecture.

Dans l'optique d'éliminer ce mouvement de bascule, la tige d'actionnement sera fixée à l'intérieur d'une encoche qui empêche le mouvement de rotation de la tige actionneur. Pour permettre le sous-actionnement, une tige servant de balancier est placée entre la tige d'actionnement et les deux (2) tiges qui relient le mécanisme de sous-actionnement aux doigts. Le modèle montré à la figure 6.11 utilise cette stratégie.



FIG. 6.11 – Main plane à deux (2) phalanges avec un sous-actionnement à bascule.

Cette main est encore une fois instable. C'est-à-dire qu'une fois l'objet saisi, si l'on applique une force extérieure latérale, les doigts n'auront pas tendance à ramener l'objet. Ils suivront plutôt le mouvement de celui-ci. Ce phénomène s'explique par le type de sous-actionnement utilisé. Le schéma 6.12 montre le principe. Lorsqu'un objet tire dans un sens, le bras de levier de la force exercée par la tige qui unit le triangle de sous-actionnement au doigt opposé au mouvement diminue pendant que l'autre augmente. Ceci a pour effet de faciliter le mouvement dans le sens du déplacement de l'objet.

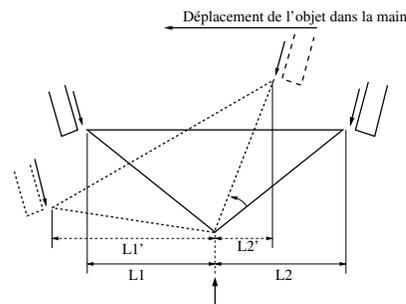


FIG. 6.12 – Schéma explicatif montrant l'instabilité de la main figure 6.11.

Pour remédier à ce problème le nouveau mécanisme de sous-actionnement utilisera un triangle inversé (voir figure 6.13). Cette nouvelle architecture aura comme effet d'augmenter le bras de levier de la force exercée par la tige qui unit le doigt opposé au mouvement à la pièce de sous-actionnement. Cette nouvelle architecture aura tendance à ramener naturellement l'objet au centre de la main.

La photo 6.14 montre la main utilisant le sous-actionnement stabilisé.

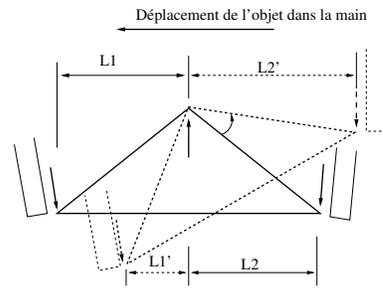


FIG. 6.13 – Schéma explicatif du sous-actionnement stabilisé.



FIG. 6.14 – Photo de la main utilisant le sous-actionnement stabilisé.

Pour compléter l'étude de ce type d'architecture, un modèle n'utilisant pas de triangle de sous-actionnement mais bien une tige positionnant les trois (3) articulations de la bascule sur la même ligne est construit. Ce nouveau modèle correspond au cas limite entre l'instabilité et la stabilité. En effet, lorsque l'on saisit des objets avec ce modèle (figure 6.15) le préhenseur n'a d'autre tendance que celle naturelle des ressorts à revenir en position non déformée.

Les améliorations apportées au mécanisme initial sont significatives et favorisent la stabilité de l'objet dans la main. En effet, les doigts tendent à s'opposer au mouvement de l'objet dans la main et conservent naturellement cet objet au centre de la paume.



FIG. 6.15 – Préhenseur sous-actionné à la limite de la stabilité.

6.7 Doigts en plastique et nitinol

Tel que mentionné à la section 6.2 les doigts présentés précédemment sont optimisés suivant la méthode développée en [10]. Tel que prévu les résultats sont acceptables et montrent le potentiel du système. Le chapitre 5 montre qu'il est possible d'améliorer le comportement de celui-ci en variant le rapport de longueur R et le rapport des rigidités R_k . Ce chapitre fournit deux (2) méthodes d'optimisation viables qui donnent des résultats qui varient légèrement. Ces résultats sont retranscrits dans le tableau 6.1.

Tableau 6.1 – *Dimensions optimisées.*

	g_1	g_3	ψ	b	h	R_k
Optimisation classique	min	min	134,5 deg	18,8 mm	53,8 mm	0,15
Optimisation algorithmes génétiques	min	min	160 deg	9,8 mm	50 mm	0,2

Pour être en mesure de tester le comportement d'une architecture optimisée, les doigts sont agrandis d'un facteur 20. L'utilisation du nitinol uniquement pour les articulations et du plastique pour l'ensemble de la structure permet de fabriquer un doigt à faible coût avec de grandes dimensions. Les articulations sont fabriquées avec des plaques de nitinol minces (figure 6.16) percées aux extrémités, insérées et collées à l'intérieur des tiges de plastique. Le fixatif utilisé est un mélange de fondant à plastique et de colle à jauge de contrainte.



FIG. 6.16 – Articulation flexible utilisée pour les prototypes en plastique et nitinol.

Une batterie de tests fut réalisée sur les prototypes. Nonobstant la difficulté d'obtenir les dimensions exactes avec les techniques de fabrication disponibles, les résultats sont relativement près du modèle. Ces résultats sont fournis à l'annexe C.

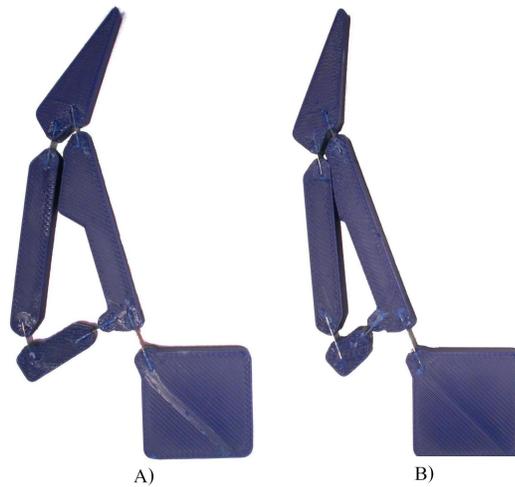


FIG. 6.17 – Doigt optimal obtenu en utilisant : A) la méthode classique B) les algorithmes génétiques.

La qualité des prises est évaluée qualitativement sur plusieurs géométries d'objet. Tel que mentionné au chapitre 5, la répartition des forces sur les phalanges ne varie pas significativement entre les deux (2) modèles. Cette analyse corrobore ces résultats et prouve encore une fois que la méthode d'optimisation développée est suffisante. En effet, l'amélioration des performances obtenue sur le doigt optimisé avec les algorithmes génétiques n'est pas suffisamment concluante pour justifier l'utilisation d'une méthode plus élaborée qui alourdit la tâche de calcul. De plus, la petitesse de la section interne du quatre-barres qui actionne le doigt donnerait du fil à retordre pour la miniaturisation de ce modèle.

Conclusion

Ce mémoire jette les bases de la construction d'une main flexible sous-actionnée utilisable en télé-médecine. Il représente la fusion de deux(2) domaines importants de recherche au Laboratoire de robotique de l'Université Laval, soit les mains sous-actionnées et les mécanismes déformables.

En effet, c'est sur ces recherches que s'est appuyé l'ensemble du développement des préhenseurs miniatures. L'utilisation du sous-actionnement à barres a permis de limiter le nombre d'actionneurs et de simplifier le contrôle de l'architecture. Les articulations déformables représentent une solution au problème de lubrification, de nettoyage et de stérilisation des articulations miniaturisées. C'est donc en jumelant ces technologies que l'on a pu atteindre un degré de miniaturisation suffisant.

Les manipulateurs sous-actionnés nécessitent un débattement angulaire relativement important. Pour cette raison, l'utilisation des matériaux standards tels l'aluminium et l'acier n'est pas appropriée. Les métaux à mémoire de forme se démarquent pour ce type d'applications. Le nitinol, par exemple, tolère une déformation allant jusqu'à 8% tout en étant aussi biocompatible que l'acier chirurgical. Bien que cet alliage de nickel et titane soit usinable avec les méthodes traditionnelles de fabrication, les procédés d'électro-érosion sont fortement conseillés. Cette technique est idéale pour la fabrication des liaisons déformables car elle a l'avantage de produire des pièces de grande précision à petite échelle.

Le préhenseur final doit permettre une prise stable et une distribution uniforme des efforts sur l'ensemble des phalanges. De façon à quantifier ces caractéristiques, un modèle basé sur les travaux virtuels est développé. Ce modèle permet de déterminer la force exercée sur les phalanges en fonction de l'orientation de celles-ci et de la force à l'actionneur. Il est désormais possible de quantifier chacun des quatre (4) critères de performance listés au chapitre 5 pour une large gamme de géométries.

Une analyse poussée du doigt sous-actionné a permis de montrer que le comportement global de ce dernier dépend principalement de deux (2) paramètres : le ratio de longueur $R = \frac{b}{a}$ et le ratio de rigidité $R_k = \frac{k_{\rho_1}}{k_{\theta_2}}$ (voir figure 2.1). En balayant l'ensemble des valeurs possibles et acceptables pour ces paramètres on trouve aisément celui qui possède le comportement le plus approprié pour notre application. Les algorithmes génétiques ont par la suite validé la qualité de la méthode.

Finalement, les prototypes ont été fabriqués à la fois pour tester le méthode de fabrication et valider le choix de la géométrie globale. À la lumière des essais on peut conclure que la démarche est viable et peut être adoptée.

Lors de recherches futures, il serait pertinent de :

- appliquer la méthode d'optimisation et de fabrication développée ici pour construire un doigt à trois (3) phalanges. Cette architecture permettrait une plus grande flexibilité pour la préhension et par conséquent une meilleure adaptabilité.
- sous-actionner l'ensemble des doigts séparément. Prenons par exemple le cas d'une main plane à trois(3) doigts. Les doigts du côté double sont liés entre eux. Ces derniers pourraient être libérés en utilisant une plate forme triangulaire reliant les trois doigts. Les articulations à utiliser pourraient être flexibles de type cardan.
- quantifier l'impact du déplacement du centre de rotation d'une articulation flexible de type lame sur le comportement des doigts.
- construire les doigts en position moyenne ($\frac{\rho_{max} + \rho_{min}}{2}$). Cette configuration permettrait de diminuer le débattement angulaire d'un facteur deux (2). Cette nouvelle position non déformée nécessiterait une nouvelle analyse des rapports de rigidité.
- construire une main capable à la fois de prendre des objets cylindriques et des objets sphériques.

En terminant, il est important de réaliser qu'un défi important dans toute cette aventure est sans contredit le procédé de fabrication.

Références

- [1] Birglen, L., and Gosselin, C., 2003, “On the Force Capabilities of Underactuated Fingers”, *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Taipei, Taiwan, pp. 1139-1145.
- [2] Butterfass, J., Grebenstein, M., Liu, H. and Hirzinger, G., 2001, “DLR-Hand II : Next generation of a dextrous robot hand”, *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, Korea, pp. 109-114.
- [3] Chen, F. Y., 1982, “Gripping Mechanisms for Industrial Robots : An overview”, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 17, No. 5, pp. 299-311.
- [4] Den Boer, K.T., Herder, J.L., Sjoerdsma, W., Meijer, D.W., Gouma, D.J., Stassen, H.G., 1999, “Sensitivity of laparoscopic dissectors, what can you feel?”, *Surgical Endoscopy*, Vol. 13, pp. 869-873.
- [5] Henein, S., 2001, “Conception des guidages flexibles”, *Presses poly. et univers. romandes*. Lausanne, Suisse, pp. 47-55.
- [6] Horie, M., Mozaki, T., Ikegami, K., and Kobayashi, F., 1997, “Design System of Superelastic Hinges and Its Application to Micromanipulators”, *JSME International Journal Series C*, Vol. 40, No. 2, 1997, pp. 323-328.
- [7] Howell, L. L., 2001, “Compliant Mechanisms”, *Wiley-Interscience*.
- [8] Jacobsen, S.C., Wood, J.E., Knutti, D. F., and Biggers, K.B., 1984, “The UTAH/-M.I.T. Dextrous Hand : Work in Progress”, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 3, No. 4, pp. 21-50.
- [9] Laliberté T., Gosselin, C., 1998, “Simulation and Design of Underactuated Mechanical Hands”, *Mechanisms and Machine Theory*, Vol. 33, No. 1/2, pp. 39-57.
- [10] Laliberté, T., Gosselin, C., 2001, “Development of a Three-DOF Underactuated Finger”, *Proceedings of Canadian Committee for the Theory of Machines and Mechanisms*, Montréal, Canada, pp. 17-18.
- [11] Lobontiu, N., 2003, “Compliant Mechanisms : Design of Flexure Hinges”, *CRC Press*.
- [12] Mason, M.T., Salisbury, J.K., 1985, “Robot Hands and the Mechanics of Manipulations”, *The MIT Press*, Cambridge.
- [13] McCarthy, J.M., 2000, “Geometric Design of Linkages”, *Springer-Verlag*, New-York, USA.

- [14] Moon, Y.-M., Trease, B.P., Kota, S., 2002, "Design of large-displacement compliant joints", *Proceedings of DETC'02 ASME 2002 Design Engineering Technical Conferences and Computer and Information in Engineering Conference*, Montreal, Canada.
- [15] Netter, F.H., 2003, "Atlas d'anatomie humaine", *Masson*, Paris.
- [16] Oberg, E., Jones, F.D., Horton, H.L., and Ryffel, H.H., 2000, "Machinery's Handbook 26", *Industrial Press*, New-York, USA.
- [17] Okada, T., 1979, "Object-Handling System for Manual Industry", *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. SMC-9, No. 2, pp. 79-89.
- [18] Shabalovskaya, S.A., 2002, "Surface, corrosion and biocompatibility aspect of Nitinol as an implant material", *Bio-Medical Materials and Engineering* 12, pp. 69-109.
- [19] Shimojima, H., Yamamoto, K. and Kawawita, K., 1987, "A Study of Grippers with Multiple Degrees of Mobility", *JSME International Journal*, Vol. 30, pp. 515-522.
- [20] Smith, S. S., 2000, "Flexures : Elements of Elastic Mechanisms", Gordon and Breach Science Publisher. *JSME International Journal*, Vol. 30, pp. 515-522.
- [21] Taylor, R.H., Lavallee, S., Burdea, G. and Mosges, R., eds, 1996, *Computer-Integrated Surgery*, MIT Press, Cambridge, Mass.
- [22] Tubiana, R. and Thomine, J-M., "La main, anatomie fonctionnelle et examen clinique", *Masson*, Paris, 1990.
- [23] "Aspects on design of high precision parallel robots", <http://www.emeraldinsight.com/Insight/ViewContentServlet?Filename=Published/EmeraldFullTextArticle/Articles/0330240106.html>.
- [24] "Laprosopic Cholecystectomy", http://www.laparoscopy.com/pictures/lap_chol.html.
- [25] "Images MEMS", www.ritalan.com/archives/2004/10/.
- [26] "Lego self-adaptative hand", <http://robots.hackaday.com/entry/1234000277050611/>.
- [27] "Memory-Metalle GmbH", <http://www.memory-metalle.de>.
- [28] "Préheuseurs sous-actionnés du Laboratoire de robotique de l'Université Laval", <http://wwwrobot.gmc.ulaval.ca/recherche/theme04f.html>.
- [29] "The Soft Gripper of Tokyo Institute of Technology", http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/snake/sg/sg_e.html.

Annexe A

Résultat du test en flexion sur une lame de nitinol

Cette annexe présente le tableau des résultats utilisé pour tracer la courbe de l'ingénieur du nitinol dans la zone élastique.

Tableau A.1 – *Tableau des résultats*

Déflexion (degrés)	Déformation (%)	Moment (Nm)	Contrainte (kPa)
0.0	0.00	0.000	0.00
2.7	0.20	0.010	95.67
4.5	0.33	0.015	191.33
7.2	0.53	0.019	284.87
10.8	0.79	0.029	368.49
19.9	1.45	0.045	474.79
41.6	3.02	0.051	510.22
55.0	4.00	0.056	522.31
68.8	5.00	0.057	534.68

Les paramètres recueillis lors de l'expérimentation sont la déflexion angulaire en degrés et le moment appliqué à l'extrémité de la tige. À partir de ces valeurs on utilise la formule 4.58 pour calculer le pourcentage d'élongation ϵ et la formule 4.59 pour calculer l'effort maximal présent dans le matériau.

$$\epsilon = \frac{\theta_{lame} h}{2L} \text{ et } \sigma = \frac{Mh}{2I}$$

Annexe B

Fabrication des articulations en plastique

La fabrication des articulations déformables est un défi important de la conception des modèles en plastique. La précision de la machine à prototypage rapide contraint fortement la miniaturisation des modèles et l'épaisseur des articulations flexibles.

L'épaisseur minimum que la machine à prototypage peut donner est de 0,305 mm. Avec une telle épaisseur il est impossible de pouvoir actionner le doigt avec des articulations de longueur raisonnable sans déformer de façon permanente l'articulation. Une fois cette déformation induite dans le matériel, une lame de 1 mm de long peut atteindre jusqu'à 90° de débattement et plus. Pour de telle amplitude l'articulation résiste à plus de cycles que ce que les expérimentateurs avaient la patience de réaliser. En effet, ce type d'articulation ne semble pas céder en fatigue mais plutôt lorsqu'il est soumis à une contrainte trop importante.

Démarche

- Modéliser la pièce dans un logiciel de dessin
- Enregistrer le modèle en format .stl. Les valeurs de *ChordHeight* et de *AngleControl* sont respectivement de 0,02 et 0,5.



- Ouvrir le logiciel Insight
- Ouvrir le fichier .stl préalablement enregistré dans le logiciel de dessin

- Diviser la pièce en couches successives de plastique.



- Ajouter le matériel de support



- Effacer les couches supérieures pour conserver uniquement celle du dessous.

- Se mettre en vue de côté

- Faire apparaître toutes les couches de plastique



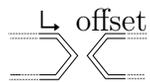
- Supprimer les couches supérieures

↳ Edit

↳ Delete

- Réduire le contour pour obtenir une seconde couche interne à celle présente :

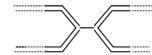
↳ Edit



- Scinder chacune des extrémités de chacune des pointes formant les articulations.



- Dessiner une ligne unissant les deux (2) pointes formant l'articulation :



↳ Edit

↳ Draw

↳ Curve

- Relier les lignes dessinées avec celles formant le contour

↳ Edit

↳ Merge

↳ Open curve

- Créer un groupe formé de tous les contours externes incluant l'articulation

↳ Toolpath

↳ Custom groupe

↳ New Remplacer les paramètres par ceux-ci :

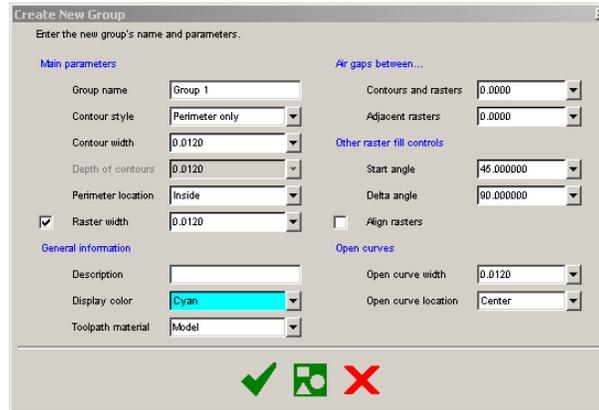


FIG. B.1 – Fenêtre de création de groupes.

- ↳ Sélectionner tous les contours extérieurs puis cliquer sur : ADD
- Copier cette première couche sur toute la hauteur en z
- Edit
 - Copy through z
 - Remplacer les paramètres par ceux-ci :

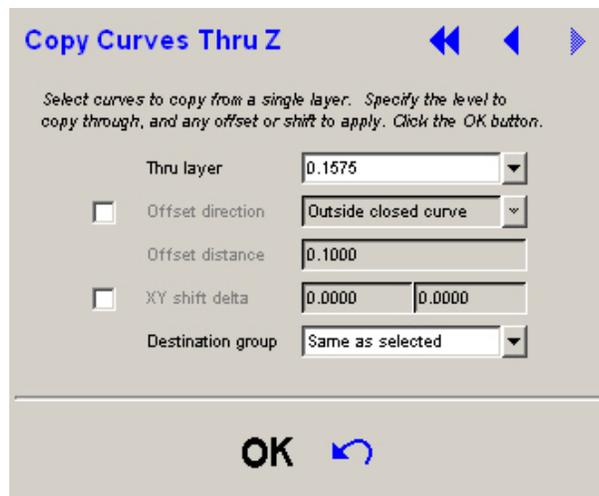


FIG. B.2 – Fenêtre d'extrusion des couches.

- Enregistrer le tout
- * Afin de conserver la position de la fibre neutre de la couche formant l'articulation on prend comme dégagement (offset) la moitié de l'épaisseur du trait de plastique le plus fin réalisable avec la machine ($0,305 \text{ mm}/2 = 0,1525 \text{ mm}$). Voici un schéma de l'articulation une fois fabriquée :

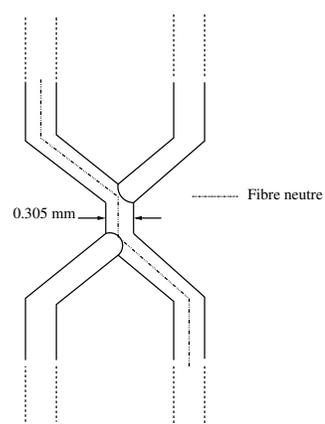


FIG. B.3 – Schéma de l'articulation à lame fabriquée par FDM.

Annexe C

Validation expérimentale du modèle théorique

Cette annexe contient les résultats des tests réalisées sur les deux (2) doigts en plastique et nitinol. Ces tests ont pour but de valider expérimentalement le modèle mathématique.

À l'aide de deux (2) dynamomètres placés astucieusement à l'actionneur et sur les phalanges on peut mesurer la répartition des forces sur les phalanges. De manière à simplifier la démarche, seule la force nécessaire à l'actionneur pour amener le doigt dans une certaine configuration et la force exercée sur la phalange proximale pour obtenir une force nulle sur la phalange distale dans cette même configuration seront mesurées.

Tableau C.1 – *Doigt fabriqué avec les dimensions optimisées selon la méthode classique*

ρ_1	ρ_2	Force à l'actionneur (N)		Force sur la 1 ^{re} phalange (N)	
		Modèle Théorique	Prototype	Modèle Théorique	Prototype
75°	45°	2.48	2	1.62	1.3
	60°	4.05	3.1	2.71	2.6
	90°	4.56	4.5	3.13	3.6
120°	45°	2.36	2.4	0.57	N/A
	60°	4.19	3	1.41	1.4
	90°	5.72	5.7	1.93	2.6
145°	45°	3.1	3.2	0.19	N/A
	60°	5.94	5	0.76	1.1
	90°	9.83	9.1	1.01	2

Les valeurs qui ont été impossibles à obtenir soit en raison des contraintes géométriques, des limites des appareils de mesure ou tout simplement dû aux imperfections du montage sont inscrites comme étant N/A.

Tableau C.2 – *Doigt fabriqué avec les dimensions optimisées avec les algorithmes génétiques*

ρ_1	ρ_2	Force à l'actionneur (N)		Force sur la 1 ^{re} phalange (N)	
		Modèle Théorique	Prototype	Modèle Théorique	Prototype
75°	45°	6.91	3.5	3.35	2.3
	60°	6.69	4	3.37	3
	90°	5.33	4.5	2.79	3.1
120°	45°	5.31	3	0.66	N/A
	60°	6.1	4	0.89	N/A
	90°	7.48	7.5	1.05	2
145°	45°	6.1	N/A	-0.19	N/A
	60°	7.79	N/A	-0.06	N/A
	90°	15.26	N/A	-0.02	N/A