



Analyse, optimisation et conception d'un préhenseur sous-actionné avec des articulations à contact roulant pour les prothèses du membre supérieur

Mémoire

Jean-Michel Boisclair

Maîtrise en génie mécanique - avec mémoire
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

**Analyse, optimisation et conception d'un préhenseur
sous-actionné avec des articulations à contact
roulant pour les prothèses du membre supérieur**

Mémoire

Jean-Michel Boisclair

Sous la direction de:

Clément Gosselin, directeur de recherche

Résumé

Ce mémoire présente la conception d'un préhenseur sous-actionné pour une prothèse de membre supérieur. La main développée est entièrement actionnée par un seul câble. Le choix de ses composantes et l'optimisation de leurs paramètres lui permet toutefois de répondre à plusieurs besoins des utilisateurs, notamment une adaptation aux objets menant à une qualité de prise accrue, une simplicité de contrôle permettant son utilisation avec un harnais et une haute résistance aux impacts.

L'articulation à contact roulant est d'abord présentée de même que les calculs la définissant. Les différents câbles la constituant sont facilement remplaçables, assurent une ouverture passive proportionnelle aux forces gravitationnelles et permettent de se déformer momentanément hors de leur plan de fermeture.

Un doigt sous-actionné utilisant trois articulations à contact roulant est ensuite conçu afin de maximiser deux critères de performance représentant des requis importants, mais opposés : la distribution des forces de contact sur un objet et la capacité à le retenir. Un modèle mathématique calculant les forces appliquées et une analyse de l'impact des paramètres sur les critères de performance ont permis de converger vers une solution intéressante en utilisant une optimisation par algorithme génétique. Le doigt optimisé ainsi obtenu est testé expérimentalement et comparé à une solution de base afin de valider ses performances supérieures, surtout lorsque recouvert, de même que les calculs effectués.

Finalement, quatre doigts et un pouce, lui aussi optimisé, sont réunis dans un prototype de main sous-actionnée. Trois modes de préhension actionnés manuellement, une articulation à contact roulant dans la paume, un mécanisme flottant à trois étages et plusieurs recouvrements ont également été intégrés afin d'augmenter la quantité, la stabilité et la force des prises. Les tests et la vidéo jointe à ce mémoire prouvent que ce prototype effectue avec aisance plusieurs tâches et prises de la vie courante.

Table des matières

Résumé	ii
Table des matières	iii
Liste des tableaux	v
Liste des figures	vi
Remerciements	ix
Introduction	1
1 Articulation à contact roulant	6
1.1 Limite d'une articulation rigide	6
1.2 Description de l'articulation à contact roulant	9
1.3 Notation et analyse statique	12
1.3.1 Couple d'actionnement	15
1.3.2 Couple de retour élastique	18
1.3.3 Couple gravitationnel	21
1.4 Conclusion	23
2 Conception d'un doigt sous-actionné	24
2.1 Critères de performance	25
2.1.1 Distribution des forces	26
2.1.2 Capacité à retenir	27
2.2 Modèle mathématique	28
2.2.1 Forces de contact	29
2.2.2 Première méthode	32
2.2.3 Deuxième méthode	34
2.2.4 Choix de la méthode	35
2.3 Optimisation	38
2.3.1 Analyse des paramètres	40
2.3.2 Résultats d'optimisation	43
2.4 Fabrication du prototype	45
2.5 Tests expérimentaux	50
2.5.1 Description du montage	50
2.5.2 Résultats	52
2.5.3 Discussion des résultats	54

2.6	Conclusion	57
3	Conception d'une main sous-actionnée	59
3.1	Conception d'un pouce	62
3.1.1	Positionnement des articulations	63
3.1.2	Optimisation des paramètres	65
3.1.3	Validation	67
3.2	Assemblage de la main	69
3.2.1	Position des doigts	70
3.2.2	Articulation hamatum-métacarpienne	72
3.2.3	Mécanisme flottant	73
3.2.4	Recouvrement de la paume	77
3.3	Tests expérimentaux	78
3.4	Discussion	81
3.5	Conclusion	85
	Conclusion	87
A	Graphiques de l'analyse statistique	89
A.1	Indice pour la capacité à retenir	92
A.2	Indice pour la distribution	94
B	Photos de Prises	96
	Bibliographie	103

Liste des tableaux

2.1	Paramètres et bornes utilisées lors de l'optimisation à dimension minimale. . .	39
2.2	Ratios entre les paramètres d'un doigt sous-actionné permettant d'obtenir un indice de performance global optimal. Voir les figures 1.5 et 2.6 pour la nomenclature.	41
2.3	Solution comparative et solution optimale retenues pour la fabrication de prototypes.	46
2.4	Résultat d'extraction d'objets.	56
3.1	Solution à 13 et 22 paramètres retenues pour la fabrication du pouce (voir figure 1.5 et 2.6 et pour la définition des paramètres).	67
A.1	Ratios optimum pour un indice de performance global ($\eta_d \times \eta_f$).	89
A.2	Ratios optimum pour la capacité à retenir (η_f).	92
A.3	Ratios optimum pour la distribution des forces (η_d).	94

Liste des figures

0.1	Prothèses (a) avec un faible degré de liberté et (b) avec un haut degré de liberté provenant tous deux de la compagnie ottobock.	2
1.1	Exemple de doigt utilisant des articulations rigides, tiré de (Laliberté <i>et al.</i> , 2010).	7
1.2	Différents types d’articulations proposés dans la littérature.	8
1.3	Différents modes d’assemblage d’articulation à contact roulant.	10
1.4	Schématisation des différents câbles utilisés pour un doigt utilisant des articulations à contact roulant.	11
1.5	Paramètres définissant un doigt à contact roulant selon la notation utilisée.	13
1.6	Différentes tangentes possibles entre deux cercles.	14
1.7	Différentes tangentes possibles pour une configuration de 2 poulies.	15
1.8	Variables utilisées pour calculer le couple d’actionnement.	16
1.9	Variables utilisées pour calculer le couple élastique.	18
1.10	Paramètres utilisés dans le calcul du couple gravitationnel de chaque articulation.	21
2.1	Paramètres utilisés lors du calcul des forces de contact.	29
2.2	Schéma décisionnel du premier modèle. Le début de l’extraction, l’éjection de l’objet et l’enregistrement des données sont respectivement représentés par les cases bleue, rouge et verte. Les rectangles représentent une action alors que les losanges représentent une décision.	33
2.3	Schéma décisionnel du deuxième modèle. Le début de l’extraction, l’éjection de l’objet et l’enregistrement des données sont respectivement représentés par les cases bleue, rouge et verte. Les rectangles représentent une action alors que les losanges représentent une décision.	34
2.4	Résultat d’extraction d’un objet de 20 mm avec la première méthode.	36
2.5	Résultat d’extraction d’un objet de 20 mm avec la deuxième méthode.	37
2.6	Deux dimensions possibles pour les paramètres d’actionnement d’un doigt.	39
2.7	Diagramme pareto des deux critères de performance (η_f et η_d) en fonction du couple d’actionnement proximal. La solution retenue est indiquée à l’aide d’une flèche	43
2.8	Solution (a) optimale à 14 variables, (b) optimale à 23 paramètres, (c) conventionnelle à 14 variables et (c) conventionnelle à 23 paramètres.	45
2.9	Modèle 3D utilisé pour fabriqué (a) la solution comparative, (b) la solution optimale sans recouvrement et (c) la solution optimale avec recouvrement.	47
2.10	(a) Câble élastique avant son insertion dans l’articulation et (b) vu d’ensemble d’une articulation. Le câble rigide est en jaune pour une meilleure visualisation.	48

2.11	Prototypes fabriqués pour la solution conventionnelle avec un recouvrement en plastique (a) et en silicone (b) et pour la solution optimale sans recouvrements (c) et avec recouvrements (d).	49
2.12	Montage expérimental utilisé (a) en modélisation 3D et (b) lors d'un test expérimental.	51
2.13	Force de contact théorique et mesurée (avec et sans recouvrements), s'appliquant sur un cylindre ayant un rayon de 20 mm lors de son déplacement hors de la paume pour (a) la solution optimale et (b) la solution comparative.	52
2.14	Force de contact théorique et mesurée (avec et sans recouvrements), s'appliquant sur un cylindre ayant un rayon de 40 mm lors de son déplacement hors de la paume pour (a) la solution optimale et (b) la solution comparative.	53
2.15	Forces de contact totales sur l'objet, sur chaque phalange et les angles correspondants des phalanges de la solution optimale pour (a) un objet de 20 mm et (b) un objet de 40 mm.	55
3.1	Nom des phalanges (en rouge) et des articulations (en bleu) utilisées pour la main MACROS. Les abréviations réfèrent aux articulations suivantes : IPD : Interphalangienne distale, IPP : Interphalangienne proximale, MCP : Métacarpo-phalangienne, HMC : Hamatum-métacarpienne, IP : Interphalangienne, MP : Métacarpo-phalangienne (du pouce) et TMC : Trapézo-métacarpienne.	60
3.2	Trois principales catégories de prises représentant un mode de préhension du pouce.	61
3.3	Rotation et inclinaison (accentuées) des articulations MP et IP.	64
3.4	Pouce (a) optimisé pour 13 paramètres (b) optimisé pour 22 paramètres (c) implémenté dans un logiciel 3D et (d) utilisé dans la main à trois doigts.	66
3.5	Main à trois doigts utilisée pour valider les paramètres du pouce.	68
3.6	Vue interne (cercle rose) montrant la vis de pression maintenant le pouce dans un mode pulpaire (a) et son agrandissement (b).	69
3.7	Position et orientation des doigts dans la main. Les cercles rouges représentent la position du contact optimal entre un objet et les métacarpes (x_o).	71
3.8	Articulation HMC en position (a) ouverte et (b) fermée.	73
3.9	Configuration du mécanisme flottant lorsque les doigts sont ouverts.	74
3.10	Configuration du mécanisme flottant lorsque les doigts sont fermés sur une sphère (prise 26 dans (Feix <i>et al.</i> , 2015)).	75
3.11	Configuration du mécanisme flottant lorsque le pouce et l'ensemble des doigts sont fermés sur une sphère (prise 26 dans (Feix <i>et al.</i> , 2015)).	76
3.12	Recouvrement de la paume.	78
3.13	Prototype de main à cinq doigts MACROS.	79
3.14	Prise lors d'une séquence de fermeture (a) traditionnelle (b) modifiée selon la gravité.	81
3.15	Position des doigts lors d'une prise palmaire intégrant la déformation de la paume.	83
3.16	Deux façons de prendre des cartes (a) avec le bout des doigts et (b) en les retournant.	84
3.17	Prise d'une photo avec un cellulaire tenu dans la main.	85
A.1	Ratios des rayons des articulations pour un meilleur indice de performance global.	90
A.2	Ratios des rayon des phalanges pour un meilleur indice de performance global.	90
A.3	Ratios des longueurs des phalanges pour un meilleur indice de performance global.	91

A.4	Ratios de l'actionnement des phalanges pour un meilleur indice de performance global.	91
A.5	Ratios des rayons des articulations pour une meilleure force de rétention.	92
A.6	Ratios des rayons des phalanges pour une meilleure force de rétention.	93
A.7	Ratios des longueurs des phalanges pour une meilleure force de rétention.	93
A.8	Ratios de l'actionnement des phalanges pour une meilleure force de rétention.	93
A.9	Ratios des rayons des articulations pour une meilleure redistribution des forces.	94
A.10	Ratios des rayons des phalanges pour une meilleure redistribution des forces.	95
A.11	Ratios des longueurs des phalanges pour une meilleure redistribution des forces.	95
A.12	Ratios de l'actionnement des phalanges pour une meilleure redistribution des forces.	95
B.1	Prises en puissance avec pouce en abduction et un contact sur tous les doigts en opposition à la paume.	97
B.2	Prises en puissance avec pouce en abduction et des contacts sur certains doigts sans la paume.	98
B.3	Prises en puissance avec pouce en adduction et des contacts sur tous les doigts de même que la paume.	99
B.4	Prises intermédiaires avec pouce en adduction et un contact sur le côté des doigts.	100
B.5	Prises de précision avec le pouce en abduction.	101
B.6	Suite des prises de précision.	102

Remerciements

J'aimerais d'abord remercier mon directeur de maîtrise, Clément Gosselin, pour ses conseils, sa patience et le temps qu'il m'a généreusement consacré tout au long de ma maîtrise. Je me considère chanceux d'avoir pu le côtoyer, autant pour ses riches connaissances scientifiques que sa bienveillance. Il restera pour moi un excellent modèle de compréhension, de curiosité et de rigueur.

Merci également aux membres du laboratoire de robotique que j'ai côtoyés durant ma maîtrise. Nos discussions et parties de Spike Ball ont vraiment aidé à rendre ce parcours plus agréable. Plus spécifiquement, je voudrais remercier Thierry pour ses précieux conseils et sa grande expérience des mains sous-actionnées, Simon pour sa disponibilité et ses réponses à mes questions, Alexandre pour son aide lors de la fabrication de mes pièces et Philippe pour m'avoir donné l'opportunité d'être assistant de cours. Toute cette aide m'a permis de parfaire mes apprentissages et a facilité mon cheminement à la maîtrise.

Je tiens finalement à remercier mes parents qui m'ont toujours encouragé dans mes études, mes frères qui, à leur façon, m'ont amené à me dépasser, et surtout Laurence, ma partenaire de vie et coéquipière dans l'adversité, pour son soutien et sa présence autant dans les moments d'inquiétude que de bonheur.

Introduction

La main humaine a joué, et joue toujours, un rôle crucial dans le développement de l'humanité. Elle permet d'opérer des outils, de percevoir des stimulus externes, mais surtout d'interagir avec notre environnement, autant physique que social. La perte ou l'absence d'une main est donc plus que dommageable puisqu'elle affecte les interactions, le travail pouvant être effectué ou la façon de le faire et, plus fondamentalement, les activités de la vie courante. L'impact de l'absence d'une main a donc été étudié depuis longtemps, de même que les solutions pouvant redonner une partie des fonctionnalités perdues. Ces solutions ne constituaient initialement que ce qui est regroupé aujourd'hui en prothèses passives et qui ont généralement un but esthétique ou l'accomplissement d'une activité unique et particulière. La volonté de proposer des solutions de plus en plus complexes s'est depuis accélérée afin de se rapprocher d'une main humaine. Des recensements d'une grande quantité de mains prothétiques et robotiques ont été effectués par Birglen *et al.* (2007) et Piazza *et al.* (2019) et démontrent l'importance accordée à ce problème millénaire, mais surtout la difficulté de le résoudre.

Les mains prothétiques disponibles sur le marché peuvent être regroupées en deux principales catégories : les mains à faibles degrés de liberté et les mains à hauts degrés de liberté. Les prothèses de la première catégorie sont généralement mieux connues puisqu'elles sont plus anciennes et plus répandues. Il s'agit de pinces relativement simples actionnées par une seule entrée permettant d'ouvrir ou de fermer la main. L'actionnement peut alors être effectué par un moteur activé par des signaux provenant de l'utilisateur, ou par un système de harnais tel que montré à la figure 0.1(a), où le mouvement d'une articulation fonctionnelle est transmis à la phalange grâce à un seul câble (Smit et Plettenburg, 2010). Tandis que le moteur peut effectuer l'ouverture et la fermeture de la main, les systèmes à harnais sont soit à fermeture ou à ouverture volontaire, le mouvement opposé étant alors assuré par un mécanisme passif (Plettenburg et Herder, 2003). Puisqu'elles n'ont souvent qu'un seul degré de liberté, ces mains sont considérées par les utilisateurs comme robustes, peu dispendieuses et très fiables (Cordella *et al.*, 2016). Elles sont également plus faciles à utiliser et à remplacer lorsqu'elles se brisent. La simplicité de leur conception limite cependant leur fonctionnalité augmentant ainsi l'attention visuelle requise durant la réalisation d'une tâche (Cordella *et al.*, 2016). L'adaptabilité de ces crochets aux objets est également réduite ce qui peut grandement compromettre les prises (Baril *et al.*, 2013).



(a) Prothèse à harnais tiré de (ottobock, 2017b)



(b) Prothèse bebionic tiré de (ottobock, 2017a)

FIGURE 0.1 – Prothèses (a) avec un faible degré de liberté et (b) avec un haut degré de liberté provenant tous deux de la compagnie ottobock.

La deuxième catégorie tend à répondre aux problèmes de la première en augmentant les mouvements indépendants de la main prothétique, et donc, ses degrés de liberté. Bien que ce type de prothèse est loin d'égaliser la dextérité d'une main humaine, elles sont généralement munies de plusieurs modes de préhension différents permettant à l'utilisateur d'accomplir des tâches diverses. Comme pour la main montrée à la figure 0.1(b), la plupart des prothèses à hauts degrés de liberté disponibles sur le marché interprètent les signaux des utilisateurs afin de changer le mode de préhension et pour commander les moteurs qui assurent la fermeture de l'ensemble de la main (Belter *et al.*, 2013). La force de serrage et l'adaptation aux objets sont alors grandement augmentées (Belter *et al.*, 2013). Ces prothèses permettent également, une fois le contrôle de la main maîtrisé, de s'approcher d'un comportement fluide et d'apparence humaine. Toutefois, avec un degré d'actionnement élevé viennent souvent plusieurs problèmes. Il est tout d'abord facile de concevoir que le prix de ces mains complexes est souvent bien plus élevé que celui des mains à faible degré de liberté (Cordella *et al.*, 2016). Les moteurs utilisés, bien qu'ils permettent un certain retour grâce à leur son et vibration (Smit et Plettenburg, 2010), sont souvent considérés comme trop bruyants et lents par les utilisateurs (Cordella *et al.*, 2016). Les mains complexes possèdent également plus de pièces ce qui les rendent lourdes (Belter *et al.*, 2013) et plus à risque de bris qui réduisent leur durabilité (Cordella *et al.*, 2016). Leur entretien est donc plus régulier, coûteux et prive les utilisateurs des fonctionnalités associées à leur prothèse pendant plus longtemps. Finalement, bien que les différents modes de préhension sont intéressants, il est souvent difficile pour un utilisateur de s'habituer au contrôle parfois compliqué des mains complexes (Baril *et al.*, 2013). Les signaux indépendants pouvant être interprétés dans la vie courante par une prothèse fonctionnelle sont effectivement peu

nombreux et très limités (Nanayakkara *et al.*, 2017). Ces deux catégories permettent donc de répondre à des besoins différents. Certains utilisateurs possèdent même les deux ce qui leur permet de choisir selon l'activité : les prothèses à faible degré d'actionnement sont utilisées lors de travaux exigeants ou extérieurs alors que les prothèses à haut degré de liberté sont utilisées dans des travaux plus précis ou de bureau (Cordella *et al.*, 2016). Les prothèses les plus utilisées dans le monde reste toutefois celles à un seul degré de liberté, notamment les crochets de type « Hosmer hook » présenté à la figure 0.1(a), grâce à leur faible coût, leur durabilité et leur performance relativement bonne (Belter *et al.*, 2013).

Même si les recherches se diversifient et proposent des méthodes de contrôle de plus en plus adaptées (Cordella *et al.*, 2016), les signaux indépendants pouvant être produits par un usager restent limités et leur utilisation dans la vie de tous les jours reste difficile. Il est donc irréaliste d'augmenter le nombre d'actionnements distincts dans le but d'accéder aux prises stables et diversifiées rendues possibles grâce à un nombre plus élevé de degrés de liberté. Le principe de sous-actionnement tend alors à pallier ce problème en permettant à un nombre réduit de degrés d'actionnement d'effectuer le déplacement d'un nombre plus élevé de degrés de liberté. Se basant probablement sur les doigts humains qui comportent un certain degré de sous-actionnement, Léonard deVinci laissait déjà entrevoir ce principe dans un prototype d'aile datant de 1496 (Birglen *et al.*, 2007). Le sous-actionnement, surtout au niveau des doigts, est maintenant largement répandu dans les mains prothétiques ((ottobock, 2017a) et (Baril *et al.*, 2011)) et robotiques ((Greibenstein, 2012) et (Laliberté et Gosselin, 1998)) puisqu'il permet d'obtenir un mouvement naturel qui offre de bonnes performances tout en réduisant le contrôle nécessaire. Les doigts sont cependant souvent actionnés par des moteurs individuels afin d'augmenter les modes différents et le nombre de prises pouvant être effectuées (Belter *et al.*, 2013) (Cordella *et al.*, 2016). Selon les auteurs de Tavakoli *et al.* (2015), cinq actionnements distincts sont effectivement requis pour effectuer l'ensemble des prises réalisées par une main humaine et décrite dans la taxonomie de Feix *et al.* (2015). Il a toutefois été démontré dans la littérature (voir (Baril *et al.*, 2013) et (Catalano *et al.*, 2014) par exemple) qu'un sous-actionnement entre les doigts permettait d'actionner efficacement une main à haut degré de liberté grâce à une seule force externe. Le nombre de degrés d'actionnement réduit ne signifie pas alors une moins bonne adaptabilité de la main, bien au contraire. La position des doigts, au lieu d'être dictée par l'utilisateur, est naturellement adaptée selon l'objet à prendre, agissant comme une intelligence mécanique (Gosselin *et al.*, 2008). Une main sous-actionnée se classerait donc davantage à hauts degrés de liberté en termes d'adaptabilité aux objets, dépassant même certaines mains totalement actionnées en répartissant mieux les forces qu'un contrôle complet ou qu'un simple couplage des articulations (Birglen *et al.*, 2007). Toutefois, puisque son degré d'actionnement est diminué, sa complexité d'utilisation, ses risques de bris, son poids et son coût sont également réduits. En plus d'être plus facile à utiliser, une main n'ayant qu'un seul degré d'actionnement offre un contrôle plus robuste aux erreurs liées à des spasmes ou d'autre altération de mouvement. Les mains sous-actionnées possèdent ainsi plu-

sieurs avantages des deux principales catégories de prothèses sans nécessairement avoir leurs inconvénients.

Plusieurs mécanismes ont été conçus dans la littérature pour atteindre ce niveau de sous-actionnement. Plusieurs utilisent des mécanismes à quatre membrures rigides pour assurer la fermeture des doigts (Laliberté et Gosselin, 2001) (Birglen et Gosselin, 2003) (Nasser *et al.*, 2006) (Kyberd et Jones, 2011), le sous-actionnement entre les doigts étant alors assuré par un différentiel ou des mécanismes à bascule. Ces membrures, bien qu'elles peuvent appliquer des forces plus importantes (Birglen *et al.*, 2007), rendent les doigts inévitablement plus gros, plus lourd et potentiellement plus fragile lors d'impacts. Une différence de pression dans un fluide, que ce soit pneumatique (Wall *et al.*, 2017) ou hydraulique (Galloway *et al.*, 2016), peut redistribuer les efforts à l'ensemble des phalanges d'une main, mais l'assemblage se complexifie alors trop pour être intégré dans une prothèse de taille humaine. Des câbles sont ainsi souvent utilisés dans une main prothétique sous-actionnée puisqu'ils permettent un assemblage compact et léger (Gosselin *et al.*, 2008) et sont moins sujets à des configurations problématiques (Birglen *et al.*, 2007). Les câbles permettent également une multitude de sous-actionnements entre les doigts. Certains, tels (Catalano *et al.*, 2014), utilisent un seul câble pour l'ensemble des doigts, ce dernier circulant à travers un impressionnant réseau de poulies. Bien qu'il permette, du moins théoriquement, une adaptation idéale des doigts à l'objet et une redistribution parfaite des efforts parmi les doigts, cette méthode est limitée par la friction dans les composants qui introduit inévitablement un délai dans la fermeture des doigts. D'autres utilisent des poulies glissantes qui permettent de distribuer les efforts d'une entrée en deux sorties et qui, lorsque placées en séries, peuvent distribuer un actionnement à l'ensemble d'une main (Gosselin *et al.*, 2008). Afin de réduire la friction liée à ce mécanisme, les auteurs de Baril *et al.* (2013) proposent de remplacer les poulies glissantes par un mécanisme flottant où chaque étage est relié aux autres par des câbles. L'ensemble des sorties peuvent également être reliées au même mécanisme flottant comme dans (de Visser et Herder, 2000). La distribution de l'actionnement aux différents doigts se fait alors principalement par la rotation de la plateforme autour des câbles bloqués par un contact entre un objet et le doigt correspondant. Cette rotation est remplacée dans (Massa *et al.*, 2002) par la compression de différents ressorts. Ces mécanismes peuvent tous permettre une distribution de l'actionnement à l'ensemble des degrés de liberté d'une main.

Buts et méthodologie

Bien que les performances des mains prothétiques (et robotiques) ne cessent d'augmenter, elles ne répondent toujours pas aux requis des usagers (Cordella *et al.*, 2016). Sans chercher à atteindre les mêmes performances qu'une main humaine, plusieurs améliorations peuvent être apportées aux prothèses existantes afin de faciliter leur utilisation. Le but de ce mémoire est donc d'explorer de nouvelles avenues ayant la possibilité de répondre aux requis des utilisateurs

de mains prothétiques sous-actionnées et de les tester dans un prototype fonctionnel.

Les requis de poids, de coût, de contrôle, de performance et d'esthétisme d'une main prothétique constituent un scénario contraignant pour un préhenseur robotique et permettent d'évaluer avec rigueur l'ensemble de ses aspects avec un but précis. La prothèse développée est actionnée manuellement, d'une façon similaire à ce que permettrait un harnais. Cette méthode d'actionnement est également plus contraignante puisqu'elle limite la force d'actionnement et le débattement maximal tout en exigeant des forces de préhension élevées et un faible poids. Une fois ces contraintes intégrées, un moteur actionné par des interrupteurs ou des capteurs de tensions électriques (myoélectriques) pourrait facilement actionner le câble principal et ainsi offrir une plus grande force de serrage. Les performances optimisées pour le harnais ne seraient alors qu'un avantage considérable pour la performance de la main actionnée avec un moteur électrique. Les essais cliniques effectués par Baril *et al.* (2013) et les commentaires reçus par l'institut de réadaptation en déficience physique du Québec (IRDPQ) ont également démontré que ce type de prothèse (sous-actionnée à harnais) est très appréciée des usagers bien qu'elle soit peu disponible sur le marché.

Afin d'améliorer les performances des mains prothétiques, l'ensemble de ses composantes seront analysées. En partant des articulations utilisées jusqu'à l'agencement de toutes les composantes, en passant par la performance d'un doigt, l'ensemble de la main sera optimisée selon les requis des usagers et les critères disponibles dans la littérature. Des tests seront effectués à chaque étape, culminant par un prototype de main prothétique sous-actionnée pouvant être utilisé avec un harnais.

Organisation du mémoire

La structure du mémoire respecte les étapes de conception d'une main sous-actionnée. Une nouvelle articulation est d'abord introduite afin de combler les lacunes des articulations rotoides souvent utilisées dans les mains prothétiques. Son fonctionnement ainsi que la notation utilisée dans l'ensemble de ce travail sont énoncés dans le chapitre 1.

Un doigt, basé sur cette nouvelle articulation, est ensuite développé dans le chapitre 2 en se basant sur un modèle mathématique calculant les forces de contact sur un objet cylindrique. Les paramètres du doigt sont par la suite optimisés pour maximiser la redistribution des forces sur les phalanges et la capacité à retenir un objet. Le doigt ainsi obtenu est fabriqué et testé afin de valider ses performances.

Une main sous-actionnée à 5 doigts est finalement conçue en utilisant le doigt préalablement optimisé. L'ensemble de ses composantes sont présentées dans le chapitre 3. Un prototype est ensuite fabriqué et testé dans des situations de la vie courante intégrant la prise de divers objets.

Chapitre 1

Articulation à contact roulant

Les doigts d'une main prothétique effectuent souvent le premier contact entre l'utilisateur et l'objet qu'il veut prendre. Puisqu'ils sont complexes, de forme allongée et, de par leur nature, plus susceptibles à entrer brusquement en contact avec des objets lors de déplacements non planifiés, les doigts sont également les éléments les plus fragiles d'une main. Lorsqu'ils brisent, ils rendent la main inutilisable, privant les usagers de leur prothèse et engendrant de sérieux délais (et frais) de réparation. Il est démontré dans (Choi *et al.*, 2017) que le rejet d'une prothèse est principalement dû à un manque de résistance aux impacts. Les employés de l'IRDPQ, consultés pour ce projet sur les besoins des usagers de prothèses de membre supérieur, soulèvent également la fréquence élevée des réparations de mains prothétiques et le délai requis par celles-ci. Cette réalité pousse souvent les usagers à utiliser des prothèses à faible degré de liberté (figure 0.1(a)) lors d'activités plus manuelles (tel que le jardinage, l'entretien ménager, etc.) jusqu'à préférer ces prothèses robustes aux autres prothèses complexes (figure 0.1(b)). Les multiples avantages qu'offrent les prothèses à haut degré de libertés sont ainsi souvent amoindris par la précaution accrue qu'elles nécessitent dû à leur manque de robustesse.

La résistance aux chocs d'un doigt, et par le fait même d'une main complète, est un élément à considérer tôt dans le processus de conception. Dans le cadre de ce projet, la structure même du doigt est à orientée en ce sens et, à sa base, les articulations reliant les phalanges.

1.1 Limite d'une articulation rigide

Plusieurs mains prothétiques disponibles sur le marché ou proposées dans la littérature utilisent des phalanges rigides reliées par des articulations rotoïdes également rigides. Sur les 199 designs de mains recensés dans (Piazza *et al.*, 2019) depuis 1912, 69% utilisent ces articulations dites rigides. La figure 1.1 montre un bon exemple de doigt à articulation rigide où les phalanges sont imbriquées l'une dans l'autre et retenues grâce à des arbres en acier. L'ajustement plus ou moins généreux des moyeux utilisés permet ainsi aux phalanges de tourner autour de cette articulation rotoïde.

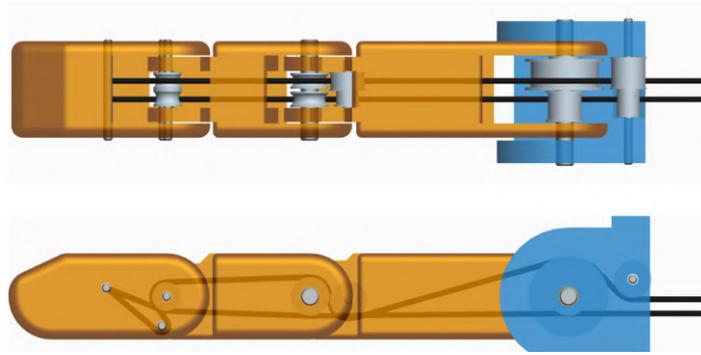
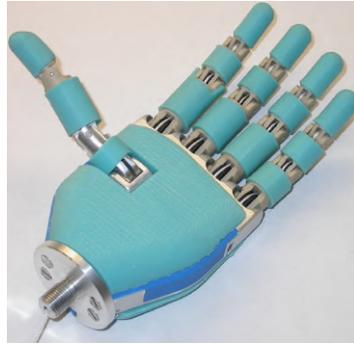


FIGURE 1.1 – Exemple de doigt utilisant des articulations rigides, tiré de (Laliberté *et al.*, 2010).

Ces articulations rigides, largement répandues, faciles à fabriquer et dont la cinématique (souvent basée sur des articulation rotoïde) ne pose aucun problème, comportent plusieurs désavantages pour des mains prothétiques. Tout d’abord, ce type d’articulation rigide ne permet le déplacement que dans un seul plan : le plan de fermeture du doigt. Tout effort appliqué en dehors de ce plan spécifique est susceptible d’engendrer des bris de pièces qui, dans la majorité des cas, nécessitent une réparation longue et coûteuse. Il est facile de constater qu’un impact parallèle aux axes des arbres du doigt de la figure 1.1 pourrait engendrer divers bris. De plus, les phalanges rigides étant assemblées l’une dans l’autre, l’amplitude du mouvement qui résulte de cette articulation rotoïde est limitée (Mottard *et al.*, 2017). Pour un préhenseur robotique, cela impacte grandement la taille des objets qu’il peut saisir. La friction présente dans un tel assemblage peut également être considérable pour une application prothétique où de faibles couples d’actionnements sont utilisés (Gosselin *et al.*, 2008). Les doigts prothétiques étant naturellement de petite taille, il est difficile de réduire cette friction sans ajouter un poids considérable. Les éléments extérieurs tels la rouille ou la saleté peuvent aussi s’avérer un problème difficile à traiter pour ces mains qui sont utilisées dans diverses conditions (de Visser et Herder, 2000). Finalement, tel que démontré dans (Piazza, 2019), le comportement non-sécuritaire et non naturel des articulations rigides incite souvent les concepteurs à éviter leur utilisation dans des applications humain/robot.

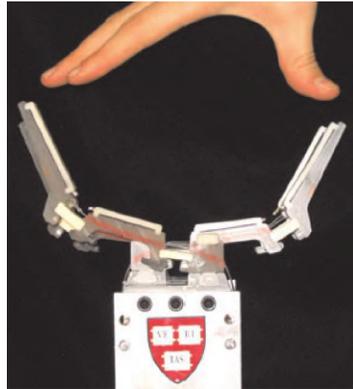
Afin de pallier leurs multiples limitations, plusieurs articles de la littérature ont tenté de trouver des alternatives aux articulations rigides. Les auteurs de Baril *et al.* (2013) (figure 1.2 (a)) ont par exemple introduit un matériau souple à la base de chaque doigt afin d’augmenter leur résistance aux impacts. Un grand nombre d’articles ont cependant tenté de résoudre ces problèmes en remplaçant les assemblages rigides par des articulations mieux adaptées aux besoins d’une main prothétique. Les auteurs de Piazza *et al.* (2019) regroupent ces alternatives en trois catégories : les articulations complètement molles, les articulations flexibles et les articulations désarticulables. La première catégorie comprend l’ensemble des doigts qui possèdent une structure molle complètement déformable. Semblables à des tentacules, ces doigts



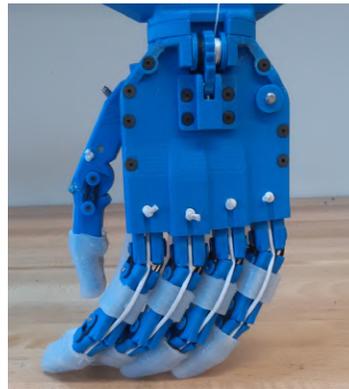
(a) articulation rigide tirée de Baril *et al.* (2013)



(b) articulation complètement molle tirée de Wall *et al.* (2017)



(c) articulation flexible tirée de Dollar et Howe (2010)



(d) articulation désarticulable tirée de Mottard *et al.* (2017)

FIGURE 1.2 – Différents types d'articulations proposés dans la littérature.

sont souvent fabriqués en une seule pièce avec un matériel flexible (Wall *et al.*, 2017) (voir figure 1.2 (b)), (Wang *et al.*, 2017) et (Galloway *et al.*, 2016). Bien qu'ils possèdent une excellente capacité d'adaptation aux objets, ils sont souvent complexes à fabriquer, sensibles aux éléments externes (surtout lorsque ceux-ci sont pointus!) et nécessitent un remplacement complet du doigt en cas de bris. Cette solution est ainsi utilisée dans des applications industrielles spécifiques où des objets délicats sont manipulés (Galloway *et al.*, 2016). Dans la deuxième catégorie, seules les articulations sont faites d'éléments flexibles. Les phalanges rigides sont donc reliées entre elles par des polymères imprimés ou moulés (Dollar et Howe, 2010) (figure 1.2 (c)) ou par des ressorts (Makino *et al.*, 2017). Bien que ce type d'assemblage permette une bonne adaptation aux objets tout en réduisant la fragilité et la complexité de fabrication des doigts, il est souvent difficile d'approximer leur déplacement et le matériel flexible utilisé, difficile à remplacer, reste susceptible à une dégradation prématurée. Finalement, la troisième catégorie comprend les doigts où des membrures rigides sont mécaniquement reliées entre elles par des articulations qui peuvent momentanément se disloquer. Dans Mottard *et al.* (2017) par exemple, des phalanges aux extrémités concaves et convexes glissent les unes sur les autres en étant maintenues en contact par des élastiques. Tout en permettant un déplacement pré-

cis, cette articulation permet aux doigts de sortir de leur plan de fermeture afin de résister aux chocs, tel que montré dans la figure 1.2 (d). Ce mouvement rotoïde peut également être assuré par des phalanges qui s’emboîtent l’une dans l’autre tout en gardant la possibilité de se disloquer momentanément (Grebenstein, 2012). Ces articulations désarticulables peuvent aussi permettre des mouvements plus complexes qu’une simple rotation sans compromettre la précision et la répétabilité (Kim *et al.*, 2019).

Ces trois alternatives aux articulations rigides permettent toutes d’augmenter la résistance aux impacts d’une main robotique ou prothétique. Le principe d’articulation désarticulable semble cependant être le mieux adapté au contexte d’une main prothétique sous-actionnée. Ce type d’assemblage est généralement facile à fabriquer et, par conséquent, facile à remplacer en cas de bris. Il permet également d’obtenir des performances similaires voire supérieures à celles d’une articulation rotoïde et ce, sans complexifier l’analyse du mouvement et sa répétabilité.

1.2 Description de l’articulation à contact roulant

Plusieurs articulations désarticulables ont été proposées dans la littérature. Certaines, basées sur une analyse des articulations humaines, comportent des éléments emboîtables qui glissent l’un sur l’autre (Mottard *et al.*, 2017) ou l’un dans l’autre (Grebenstein, 2012). Ces éléments peuvent cependant induire une friction importante qui est difficile à gérer. Un type d’articulation désarticulable tend à réduire ce problème : l’articulation à contact roulant. Cette articulation, aussi appelée « Hillberry joint » ou « COMPLIANT Rolling-contact Elements (CORE) » (Cannon *et al.*, 2005), a initialement été développé par Hillberry et Hall (1976) pour des applications électroniques. Elle consiste en deux surfaces forcées à rouler l’une sur l’autre de sorte qu’elles soient toujours en contact et qu’il n’y ait aucun glissement entre elles. Ces deux requis peuvent être remplis de plusieurs façons. Des engrenages, comme ceux montrés à la figure 1.3(a), peuvent être utilisés afin d’assurer qu’aucun glissement n’est possible. Dans des mains industrielles où une grande rigidité est requise, ces engrenages sont habituellement maintenus en contact grâce à des membrures rigides (Babin *et al.*, 2015) (Collins, 2003). Des élastiques peuvent cependant être utilisés pour assurer le contact et pour rendre l’articulation désarticulable (Catalano *et al.*, 2014)(figure 1.3(b)). Tel qu’originellement conçu par Hillberry et Hall (1976), un enroulement particulier de bandes peut également permettre à des surfaces lisses de répondre à ces deux requis. Cannon *et al.* (2005) et Jeanneau *et al.* (2004) ont démontré que ces bandes flexibles peuvent être fabriquées à même le matériel des cylindres, tel que montré la figure 1.3(c). Ces bandes peuvent également être entièrement constituées de câbles rigides (Ruoff, 1985) (Halverson, 2007), de câbles souple (Plettenburg et Herder, 2003), ou d’une combinaison des deux (Jobin *et al.*, 2004) (Kim *et al.*, 2019) (figure 1.3(d)). Les membrures rigides d’un mécanisme à quatre barres peuvent même être utilisées pour assurer le contact et pour éviter le glissement des surfaces (Bai *et al.*, 2016). Ces solutions ne sont bien sûr pas toutes désarticulables puisque certaines nécessitent des membrures rigides, mais tant

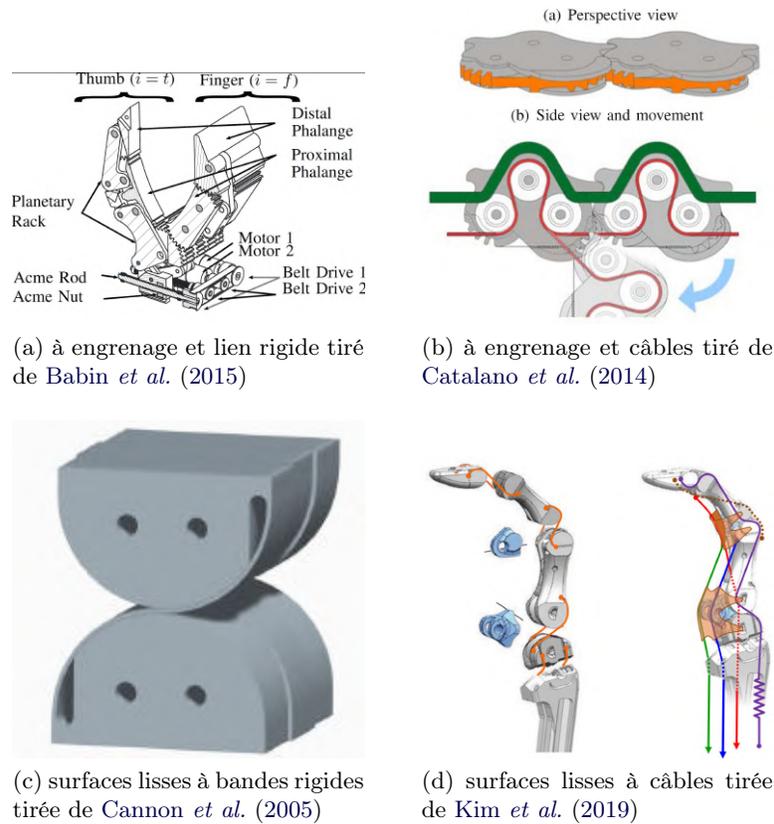


FIGURE 1.3 – Différents modes d’assemblage d’articulation à contact roulant.

que les deux conditions sont respectées, le déplacement de l’articulation demeure similaire.

Pour une application prothétique, les surfaces lisses sont préférables aux engrenages. Les engrenages, comme ceux de Babin *et al.* (2015), peuvent permettre à des objets de se coincer dans les roues dentées et ainsi nuire au bon fonctionnement de l’articulation. Un gant et un garde recouvrant les engrenages ont d’ailleurs été utilisés dans Catalano *et al.* (2014) pour prévenir ce problème. Les dents d’un engrenage ont également plus de chance de mal s’assembler suite à une torsion ou une traction du doigt. N’ayant aucune cavité, une surface lisse ne possède pas ces problèmes et permet une meilleure expulsion de la matière étrangère ce qui peut potentiellement réduire la friction dans l’articulation. Toujours pour une application prothétique, ces surfaces lisses ont avantage à être jointes ensemble par une combinaison de câbles rigides et élastiques tel que montré aux figures 1.4(a) et 1.4 (b). Les câbles offrent une meilleure résistance aux impacts en permettant aux doigt de se déformer hors du plan de fermeture et ce, sans affecter la précision du mouvement (Kim *et al.*, 2019). Ils agissent également comme des joints sacrificiels puisqu’ils sont les premiers à briser lors d’une traction excessive. Étant facilement remplaçables, ils réduisent ainsi le temps d’assemblage et de réparation en cas de bris. De plus, tel que démontré dans (Hillberry et Hall, 1976) et discuté plus loin, l’utilisation de câbles élastiques peut engendrer un moment autour de l’articulation, ce qui est

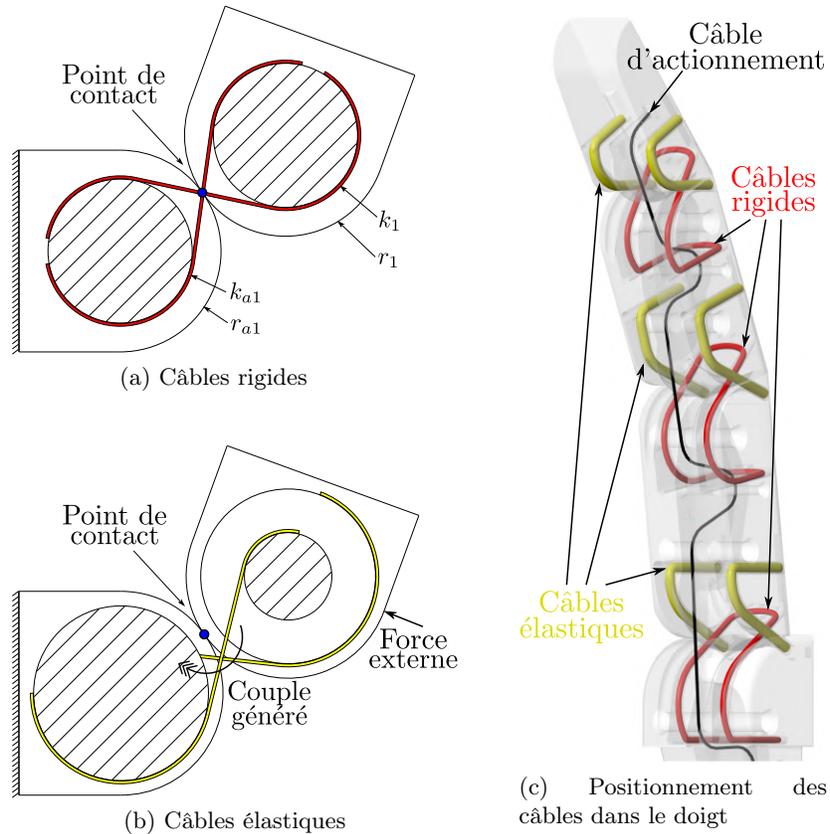


FIGURE 1.4 – Schématisation des différents câbles utilisés pour un doigt utilisant des articulations à contact roulant.

utile pour maintenir le doigt naturellement ouvert. Une articulation à contact roulant utilisant des surfaces lisses reliées ensemble grâce à des câbles possède également une amplitude de mouvement nettement supérieure à celle d'une articulation rotoïde.

Un exemple de doigt formé d'articulations à contact roulant est présenté à la figure 1.4(c) et montre que chacune d'elle est composée de trois différentes strates en partant du centre : le câble d'actionnement en noir, les câbles rigides en rouge et les élastiques en jaune. Cet agencement des câbles fût trouvé suite à plusieurs tests sur un prototype d'articulation. Tout d'abord, le câble d'actionnement circule au centre du doigt à travers des poulies, agissant comme un plan de symétrie pour les élastiques et les câbles rigides. Cette symétrie permet de reprendre tout les efforts générés par les autres strates qui engendreraient un couple hors du plan de fermeture du doigt. Des rainures entourent le plan central afin de réduire les potentiels couples résiduels, mais aussi pour faciliter le retour du doigt à son plan de fermeture lorsqu'il est soumis à des déformations importantes.

Les câbles rigides circulent sur des strates situées de part et d'autre du câble d'actionnement. Leur longueur précise permet d'assurer la position du point de contact entre les deux phalanges d'une articulation, et par le fait même, l'efficacité de l'articulation (Jobin *et al.*, 2004). Ces

câbles rigides permettent également au doigt de reprendre les forces tangentielles importantes qui peuvent être présentes lors de prises en crochet (pour soulever une valise par exemple). Tel que montré à la figure 1.4(a), les câbles rigides s’enroulent sur des cylindres de sorte à toujours circuler par le point de contact entre les deux phalanges, ne générant ainsi aucun couple autour de l’articulation. Ce phénomène est obtenu lorsque les rayons d’enroulement des câbles rigides (k_{a1} et k_1 sur la figure 1.4(a)) ont le même ratio que les rayons des surfaces de contact des phalanges (r_{a1} et r_1), c’est à dire :

$$\frac{r_{a1}}{r_1} = \frac{k_{a1}}{k_1}. \quad (1.1)$$

Les câbles élastiques s’enroulent sur les deux strates externes de l’articulation. Ils assurent ainsi une configuration à énergie minimale lorsque chaque phalange est dans le plan de fermeture du doigt, tout en leur permettant de momentanément sortir de ce plan. Le doigt acquiert ainsi une haute résistance aux déformations latérales, tangentielles et de torsion. Les élastiques créent également une prétenion dans les câbles rigides ce qui réduit le contrecoup produit lorsque les câbles rigides n’ont pas exactement la bonne longueur (Jobin *et al.*, 2004). Contrairement aux câbles rigides, les câbles élastiques se déroulent d’un rayon plus petit à la phalange distale pour s’enrouler sur un plus gros rayon à la phalange proximale, tel que montré à la figure 1.4 (b). L’élastique circule ainsi toujours derrière le point de contact entre les deux phalanges générant ainsi un couple de retour qui garde le doigt ouvert lorsqu’aucune force externe n’y est appliquée. Cet aspect d’une main naturellement ouverte est un requis important de plusieurs utilisateurs de mains prothétiques tel que démontré dans (Cordella *et al.*, 2016). Il est fréquent pour une main sous-actionnée d’utiliser un élément élastique afin d’assurer la réouverture passive et ainsi réduire le degré d’actionnement du doigt (Mottard *et al.*, 2017) (Baril *et al.*, 2013). Le réseau d’élastiques propre à chaque articulation à contact roulant permet cependant d’avoir un retour précis et évite les incertitudes liées aux longs élastiques souvent utilisés pour l’ensemble du doigt. Ce couple de retour élastique, variant en fonction de l’angle de fermeture de la phalange, peut être ajusté selon le poids des phalanges grâce à une analyse statique.

1.3 Notation et analyse statique

Puisque ses éléments sont fondamentalement différents de ceux d’une articulation rotoïde rigide souvent présente en robotique, une nouvelle notation est développée pour l’articulation à contact roulant. La notation est donnée ici pour un doigt à trois phalanges mobiles, mais elle pourrait être utilisée pour tout autre nombre de phalanges. Bien que plusieurs doigts n’utilisent que deux phalanges (Mottard *et al.*, 2017) (Jobin *et al.*, 2004), trois phalanges mobiles sont préférables afin d’atteindre le haut niveau d’anthropomorphisme requis par les utilisateurs de prothèses (Cordella *et al.*, 2016). De plus, l’utilisation de trois phalanges per-

met potentiellement de meilleures performances et l'analyse de comportements complexes tel l'éjection d'objet.

La figure 1.5 montre un doigt constitué d'une phalange fixe (Métacarpe) et de trois phalanges mobiles (Proximale, Intermédiaire et Distale) reliées ensemble par trois articulations : métacarpo phalangienne (MCP), interphalangienne proximale (IPP) et interphalangienne distale (IPD). Un système de coordonnées est associé à chaque phalange, numérotés 0,1,2 et 3, ayant comme origine le centre de la surface de contact la plus près de la paume. L'axe des X de ce système de coordonnées est orienté selon la droite reliant les centre des deux surfaces de contact constituant une phalange, droite correspondant également à la longueur de cette phalange. Bien que des surfaces quelconques pourraient être utilisées, seul des surfaces cylindriques sont considérés afin de faciliter l'analyse. Les phalanges sont positionnées de sorte à ce que les axes X_i avec $i = 0, 1, 2, 3$ soient confondus lorsque tous les angles sont nuls. Un système de coordonnée distinct est également associé à chaque articulation, numérotés $a1, a2$ et $a3$, et est centré au point de contact entre les deux phalanges adjacentes. L'axe X_{ai} d'un système de coordonnées associé à une articulation est orienté selon la droite reliant les centres des deux surfaces de contact qui y sont associées. Tous les systèmes de coordonnées utilisés pour un doigt à trois phalanges sont illustrés dans la figure 1.5(a).

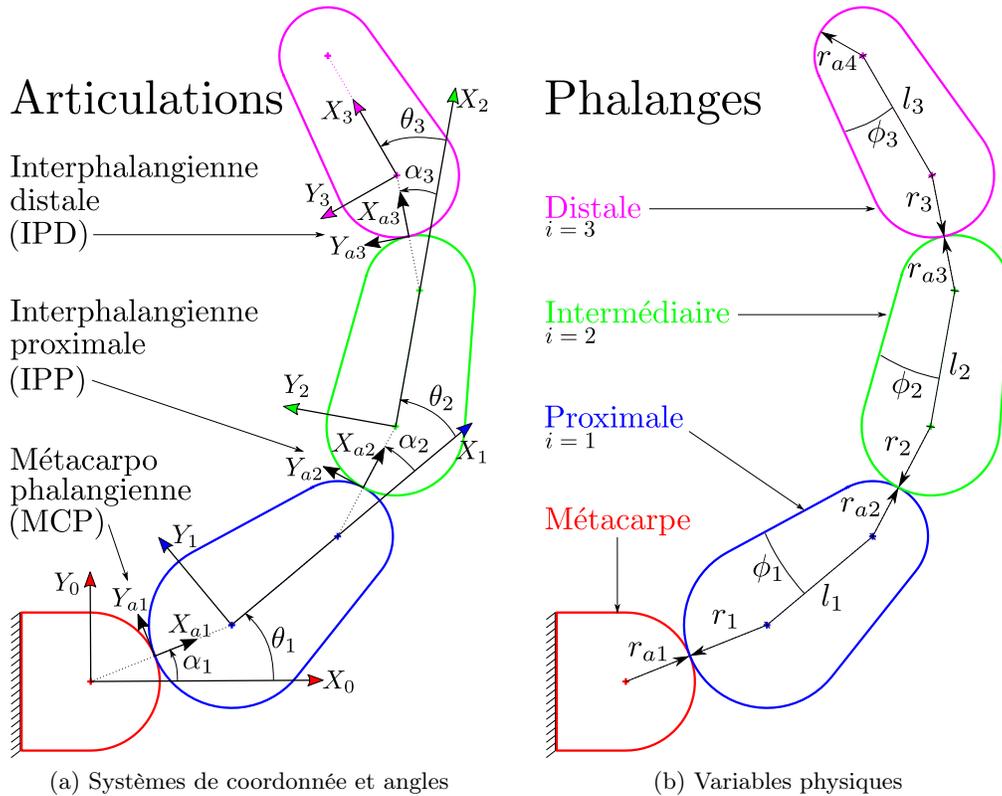


FIGURE 1.5 – Paramètres définissant un doigt à contact roulant selon la notation utilisée.

La rotation d'une phalange par rapport à la précédente est notée θ_i avec $i = 1, 2, 3$ pour la phalange proximale, intermédiaire et distale, respectivement. La rotation du système de coordonnées de l'articulation précédant la phalange i est donnée par l'angle α_i . Puisqu'il est supposé qu'aucun glissement ne se produit lors du déplacement d'une phalange, les arcs de cercle formés par les deux surfaces cylindriques en contact doivent être identiques. Cela peut se traduire par l'équation suivante :

$$\alpha_i r_{ai} = (\theta_i - \alpha_i) r_i \quad (1.2)$$

où r_{ai} et r_i sont respectivement les rayons des surfaces de contact de la phalange précédant et suivant l'articulation, tel que montré à la figure 1.5(b). En remaniant les termes, il est possible de trouver la rotation de l'articulation (α_i) en fonction de celle de la phalange (θ_i) avec l'équation suivante :

$$\alpha_i = \frac{r_i}{r_i + r_{ai}} \theta_i. \quad (1.3)$$

La figure 1.5(b) présente également l'ensemble des variables permettant de définir un doigt constitué d'articulations à contact roulant. Les longueurs de la phalange proximale, intermédiaire et distale sont respectivement notées l_1 , l_2 et l_3 . Plusieurs auteurs dont Birglen *et al.* (2007) et Kragten et Herder (2010a) utilisent comme hypothèse que la surface de contact entre un objet et une phalange est parallèle avec l'âme de cette phalange (ici considérée comme l'axe des X). Pour analyser l'influence de ce paramètre sur les forces de contact, la surface de contact d'une phalange est ici orientée selon une droite tangente aux rayons de ses deux extrémités. Les angles ϕ_1 , ϕ_2 et ϕ_3 sont donc utiles pour déterminer la rotation entre l'âme d'une phalange et sa surface de contact.

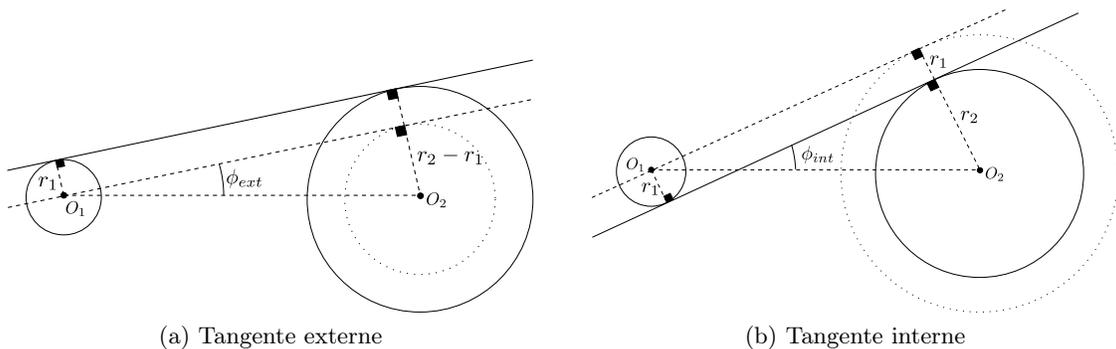


FIGURE 1.6 – Différentes tangentes possibles entre deux cercles.

Dû à la nature de l'articulation à contact roulant, les différentes tangentes entre deux cercles sont souvent utilisées. Celles-ci peuvent être de deux types, illustrés à la figure 1.6 : les tangentes externes qui ne croisent pas le segment de droite formée par le centre des cercles ($\overline{O_1O_2}$)

(voir figure 1.6(a)) et les tangentes internes qui le croisent (voir figure 1.6(b)). Puisqu'il est souvent nécessaire de connaître l'angle entre $\overline{O_1O_2}$ et la tangente soit externe (ϕ_{ext}) ou interne (ϕ_{int}), voici un exemple de ce calcul utilisant les rayons généraux r_1 et r_2 :

$$\phi_{ext} = \arcsin \frac{r_1 - r_2}{O_1O_2}; \quad \phi_{int} = \arcsin \frac{r_1 + r_2}{O_1O_2}. \quad (1.4)$$

Suivant cette équation, l'angle entre l'âme d'une phalange et sa surface de contact est donc :

$$\phi_i = \arcsin \frac{r_{a(i+1)} - r_i}{l_i}. \quad (1.5)$$

Tel que défini plus haut, les trois strates de câbles utilisées pour une articulation peuvent potentiellement appliquer des couples sur celle-ci. Puisque l'articulation à contact roulant est très différente d'une articulation rotoïde rigide conventionnelle, il est pertinent de les définir selon la nouvelle notation.

1.3.1 Couple d'actionnement

Le premier couple en importance, surtout pour l'obtention des forces de contact, est le couple d'actionnement. Tel que mentionné dans la section 1.2, le câble d'actionnement circule à travers plusieurs poulies au centre du doigt. Ces poulies peuvent avoir un diamètre quelconque et peuvent être placées à tout endroit dans l'enceinte des phalanges. Pour une même configuration de rayon et de placement de poulies, le câble peut circuler de quatre façons différentes, tel que montré à la figure 1.7.

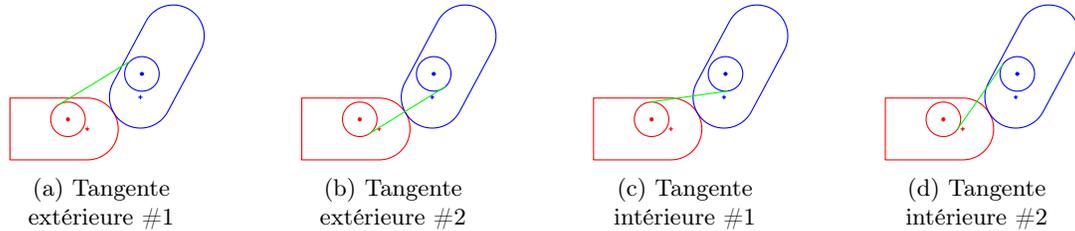


FIGURE 1.7 – Différentes tangentes possibles pour une configuration de 2 poulies.

Bien que ces quatre tangentes différentes peuvent être utilisées dans le parcours du câble à travers le doigt, la tangente extérieure #1 est celle qui génère le plus grand couple autour de l'articulation. Le câble de cette configuration est effectivement le plus éloigné du centre instantané de rotation de l'articulation. L'utilisation d'un seul type de tangente nécessite cependant une poulie de réorientation pour chaque phalange (tel que montré à la figure 1.3(b), ce qui pourrait être un problème pour les petites phalanges où il est difficile d'avoir 3 poulies. La tangente intérieure #2 pourrait alors être intéressante puisqu'elle peut être utilisée juste

après une tangente extérieure #1 sans nécessiter de poulies de réorientation. Les tangentes intérieures permettent également de limiter la sortie du câble à l'extérieur de l'enceinte du doigt. Toutefois, cette sortie du câble est souvent négligeable dû à la position rapprochée des poulies, ce qui limite les risques de coincement ou d'interférence avec les objets qui sont, par ailleurs, majoritairement lisses. Ainsi, pour réduire les calculs et maximiser la performance, seules les tangentes extérieures #1 seront utilisées dans les différents calculs, et donc présentées ici. Les quatre tangentes sont par contre considérées lors de la transformation du résultat de cette optimisation en design potentiel de doigt afin de limiter la sortie du câble et le nombre de poulies utilisées.

Afin de trouver les couples engendrés par le câble d'actionnement, il est pertinent de travailler dans les repères des articulations. Le centre instantané de rotation d'une articulation est effectivement situé à la base de son repère, au point de contact entre les deux phalanges, tel que montré à la figure 1.8. Dû à la nature de l'articulation, ce point se déplace lors de la fermeture d'un doigt dans le repère d'une phalange, mais reste fixe dans le repère de l'articulation. Le couple d'actionnement, noté ici c_{ai} peut ainsi être calculé grâce au produit vectoriel entre le vecteur unitaire de la force d'actionnement $\hat{\mathbf{f}}_{a_i}$ et le vecteur reliant celui-ci au centre instantané de rotation de l'articulation, ce qui permet d'obtenir

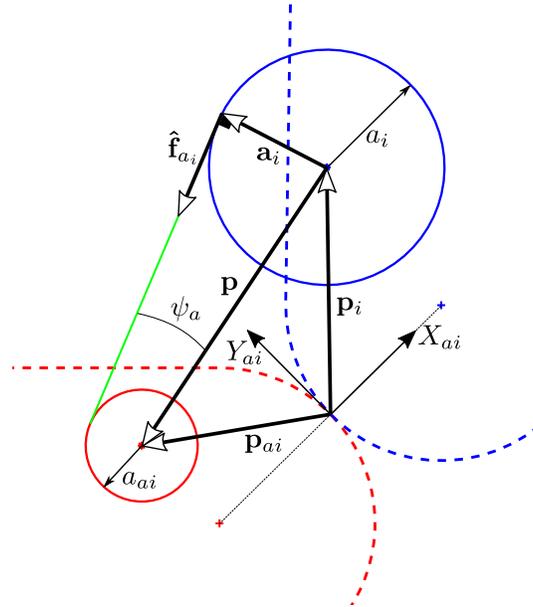


FIGURE 1.8 – Variables utilisées pour calculer le couple d'actionnement.

$$c_{ai} = t_a \hat{\mathbf{f}}_{a_i}^T \mathbf{E} (\mathbf{p}_i + \mathbf{a}_i) \quad \text{avec} \quad \mathbf{E} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

où \mathbf{p}_i représente le vecteur allant du centre instantané de rotation au centre de la poulie d'actionnement de la phalange distale et \mathbf{a}_i représente le vecteur allant du centre de cette

poulie jusqu'au point d'application de la force d'actionnement. Le produit vectoriel entre la somme de ces deux vecteurs et le vecteur unitaire de la force d'actionnement est ici calculé en utilisant la matrice de rotation \mathbf{E} qui représente une rotation de $\pi/2$. t_a représente la tension dans le câble d'actionnement qui est supposée constante pour l'ensemble du doigt.

Les coordonnées de chaque poulie d'actionnement peuvent être regroupées dans un vecteur \mathbf{x}_{p_i} et sont définies dans le repère de la phalange i qui les contient. Les vecteurs \mathbf{p}_{ai} et \mathbf{p}_i peuvent donc être obtenus dans le repère de l'articulation ai en utilisant les équations suivantes :

$$\mathbf{p}_{ai} = \mathbf{Q}_{\theta_i}^T (\mathbf{x}_{p_{i-1}} - \mathbf{l}_{i-1}) - \mathbf{r}_{ai}, \quad (1.7)$$

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{Q}_{(\theta_i - \alpha_i)}^T \mathbf{x}_{p_i} + \mathbf{r}_i \quad (1.8)$$

où $\mathbf{l}_{i-1} = [l_{i-1} \ 0]^T$ et $\mathbf{r}_{ai} = [r_{ai} \ 0]^T$ représentent respectivement les vecteurs de longueur et de rayon de la phalange précédant l'articulation alors que $\mathbf{r}_i = [r_i \ 0]^T$ représente le rayon suivant l'articulation, tel que défini à la figure 1.5. Les matrices de rotation \mathbf{Q}_{θ_i} et $\mathbf{Q}_{(\theta_i - \alpha_i)}$ induisent respectivement une rotation correspondant à l'angle θ_i et $\theta_i - \alpha_i$. Le vecteur \mathbf{p} est utilisé pour relier les centres des deux poulies d'actionnement relatifs à une articulation :

$$\mathbf{p} = -\mathbf{p}_i + \mathbf{p}_{ai}. \quad (1.9)$$

La force d'actionnement $\hat{\mathbf{f}}_{a_i}$ étant orienté selon la tangente entre les deux poulies d'actionnements, l'angle ψ_a entre cette tangente et le vecteur \mathbf{p} est calculé en utilisant (1.4). La force unitaire d'actionnement est donc :

$$\hat{\mathbf{f}}_{a_i} = \mathbf{Q}_{\psi_a} \hat{\mathbf{p}} \quad (1.10)$$

où

$$\psi_a = \frac{a_i - a_{ai}}{\|\mathbf{p}\|} \quad (1.11)$$

et où $\hat{\mathbf{p}}$ représente le vecteur \mathbf{p} divisé par sa norme ($\|\mathbf{p}\|$). Connaissant l'orientation de la tangente entre les deux cercles, il est également possible de trouver le point d'application de la force d'actionnement sur la poulie distale et donc, le vecteur \mathbf{a}_i :

$$\mathbf{a}_i = \arcsin a_i \mathbf{Q}_{\pi/2 - \psi_a}^T \hat{\mathbf{p}}. \quad (1.12)$$

En substituant (1.8), (1.12) et (1.10) dans (1.6), tous les éléments du couple d'actionnement c_{ai} engendré par la tension t_a sont connus. Cette tension peut avoir une valeur arbitraire de 1 pour le calcul des forces de contact puisqu'elles y sont proportionnelles.

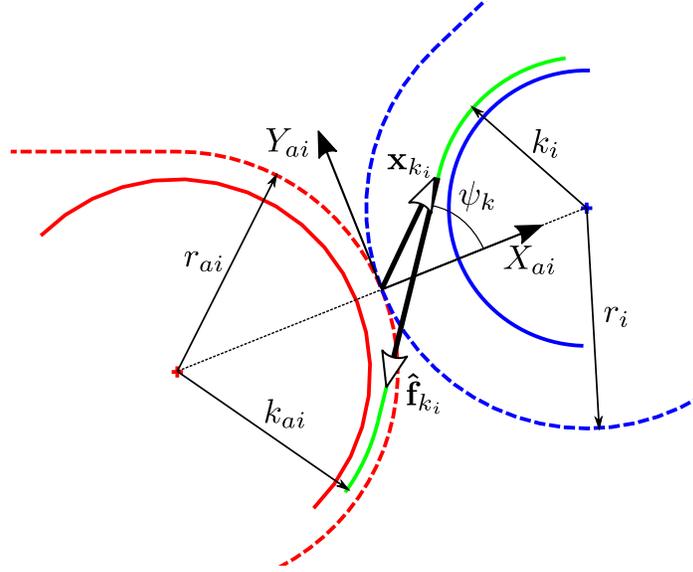


FIGURE 1.9 – Variables utilisées pour calculer le couple élastique.

1.3.2 Couple de retour élastique

Les câbles rigides et les câbles élastiques s'enroulent sur leurs cylindres respectifs de façon similaire. Un exemple de cet enroulement est montré à la figure 1.9 pour les câbles élastiques, mais une configuration inverse, où le câble en vert circule du haut de la phalange proximale au bas de la phalange distale, est utilisée pour les câbles rigides. Seul le couple généré par les câbles élastiques est analysé ici puisque les cylindres d'enroulement des câbles rigides rendent impossible l'apparition de couples, tel que défini plus tôt. De façon similaire au couple d'actionnement, le couple c_{k_i} généré par un câble élastique autour d'une articulation ai peut être calculé grâce au produit vectoriel entre le vecteur unitaire représentant la force dans le câble ($\hat{\mathbf{f}}_{k_i}$) et le vecteur reliant le point d'application de cette force à l'origine du repère de l'articulation (\mathbf{x}_{k_i}), c'est-à-dire :

$$c_{k_i} = 2t_{k_i} \hat{\mathbf{f}}_{k_i}^T \mathbf{E} \mathbf{x}_{k_i} \quad (1.13)$$

où $2t_{k_i}$ représente la tension dans les deux câbles élastiques utilisés de part et d'autre du plan de symétrie, tel que montré à la figure 1.4(c).

Le vecteur de force unitaire et son point d'application peuvent tous les deux être déterminés de façon géométrique en utilisant la figure 1.9. L'angle ψ_k est alors utilisé afin de trouver la rotation entre la tangente interne des deux cylindres de rayons différents et la ligne reliant leur centre, de façon similaire à (1.4). On peut donc écrire

$$\hat{\mathbf{f}}_{k_i} = \begin{bmatrix} -\cos \psi_k \\ -\sin \psi_k \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad \mathbf{x}_{k_i} = \begin{bmatrix} r_i - k_i \sin \psi_k \\ k_i \cos \psi_k \end{bmatrix} \quad (1.14)$$

où

$$\psi_k = \arcsin \frac{k_{ai} + k_i}{r_{ai} + r_i}.$$

En intégrant ces deux équations dans (1.13), plusieurs simplifications permettent d'obtenir l'équation suivante :

$$c_{k_i} = 2t_{k_i} \frac{r_{ai}k_i - r_i k_{ai}}{r_{ai} + r_i}. \quad (1.15)$$

Il est possible d'observer que l'équation (1.15) génère un couple nul lorsque les rayons d'enroulement des câbles (k_{ai} et k_i) ont le même ratio que les rayons des surfaces de contact (r_{ai} et r_i) tel que démontré dans (1.1) et ce, peu importe la tension. Cela confirme donc que les câbles rigides ne génèrent aucun moment autour de l'articulation. Il est intéressant de constater que les auteurs de (Kim *et al.*, 2019) arrivent aux mêmes résultats, mais en utilisant le principe du travail virtuel sur la différence de longueur de l'élastique en fonction de l'angle.

La tension dans chaque câble élastique t_{k_i} est obtenue grâce à une longueur de câble au repos plus petite que le trajet à parcourir. La longueur exacte des câbles dépend de plusieurs facteurs dont les points d'attache, le chemin parcouru par les élastiques pour atteindre ces points et l'enroulement nécessaire autour des cylindres pour assurer une fermeture complète du doigt. Bien que plusieurs de ces aspects ne sont définis que lors de la modélisation 3D du doigt, il est possible d'en faire une estimation pour les calculs. En supposant que l'élastique a un surplus d'enroulement seulement sur le plus petit cylindre (k_i) et que seulement les enroulements et la tangente les reliant sont considérés, la longueur d'élastique d'une articulation (l_{k_i}) est :

$$l_{k_i} = \alpha_i k_{ai} + \left(\frac{\pi}{2} - (\theta_i - \alpha_i) \right) k_i + (r_{ai} + r_i) \cos \psi_k. \quad (1.16)$$

En utilisant (1.3), il est possible de remplacer l'angle α_i pour obtenir une équation n'ayant pour inconnu que θ_i . Il devient également avantageux de regrouper toutes les constantes en une variable appelée H_i . Cette variable pourra prendre une valeur plus près de la réalité lorsqu'un modèle 3D de l'articulation sera bâti et que l'estimation sur la longueur des élastiques sera meilleure. La longueur de l'élastique devient donc :

$$l_{k_i} = R_i \theta_i + H_i \quad (1.17)$$

où

$$R_i = \frac{r_i k_{ai} - r_{ai} k_i}{r_{ai} + r_i} \quad \text{et} \quad H_i = \frac{\pi}{2} k_i + \sqrt{(r_{ai} + r_i)^2 + (k_{ai} + k_i)^2}.$$

Le terme R_i est très similaire à celui multipliant la tension des câbles élastiques dans (1.15). Cela est tout à fait normal puisqu'ils sont obtenus de façon quasi-identique. La seule différence est un signe négatif pour le couple de retour élastique puisque ce couple s'oppose à l'augmentation de θ_i alors que la longueur augmente avec cet angle.

La tension dans l'élastique peut ainsi être calculée comme étant fonction de sa différence de longueur. Pour ce faire, les propriétés de l'élastique tel que son rayon r_e et son module de Young E sont regroupées dans une variable notée I_e . La tension dans l'élastique (t_{ki}) est donc :

$$t_{ki} = I_e \frac{l_{ki}(\theta_i) - l_{ki}(0)}{l_{ki}(0)} \quad (1.18)$$

où

$$I_e = E \frac{\pi r_e^2}{2}.$$

Puisque, pour une articulation ai , la longueur de l'élastique utilisé varie en fonction de l'angle θ_i , $l_{ki}(\theta_i)$ indique sa longueur pour une configuration quelconque alors que $l_{ki}(0)$ indique la longueur libre de l'élastique avant qu'il soit assemblé dans l'articulation. La longueur au repos étant définie lorsque le doigt est totalement ouvert, elle n'est pas fonction de θ_i . De plus, afin d'introduire un couple initial permettant au doigt de rester ouvert lorsque la seule force gravitationnelle est appliquée sur lui, cette longueur au repos est multipliée par un facteur ρ_e qui représente le raccourcissement nécessaire. La tension de l'élastique devient donc :

$$t_{ki} = I_e \frac{R_i \theta_i + H_i - \rho_e H_i}{\rho_e H_i} = I_e \left(\frac{R_i \theta_i}{\rho_e H_i} + \frac{1 - \rho_e}{\rho_e} \right) \quad (1.19)$$

En substituant (1.19) dans (1.15), il est possible de trouver l'expression finale du couple de retour élastique pour une articulation i :

$$c_{ki} = -2R_i I_e \left(\frac{R_i \theta_i}{\rho_e H_i} + \frac{1 - \rho_e}{\rho_e} \right). \quad (1.20)$$

Le facteur ρ_e , le seul inconnu de (1.20), est calculé selon le couple de retour élastique requis pour chaque articulation. Une analyse sommaire de (1.20) permet de voir que le couple de retour élastique augmente en fonction de l'angle θ_i . Puisque ce couple s'oppose à la fermeture du doigt, une attention particulière est portée afin que le ratio R_i ne soient pas trop grand. Ce ratio ne peut cependant pas être trop petit puisqu'il viendrait à engendrer un facteur ρ_e irréalisable en pratique. Un facteur ρ_e en deçà de 0,7 génère effectivement des problèmes d'assemblage et une déformation permanente de l'élastique ce qui augmente sa longueur au repos réelle et réduit le couple de retour.

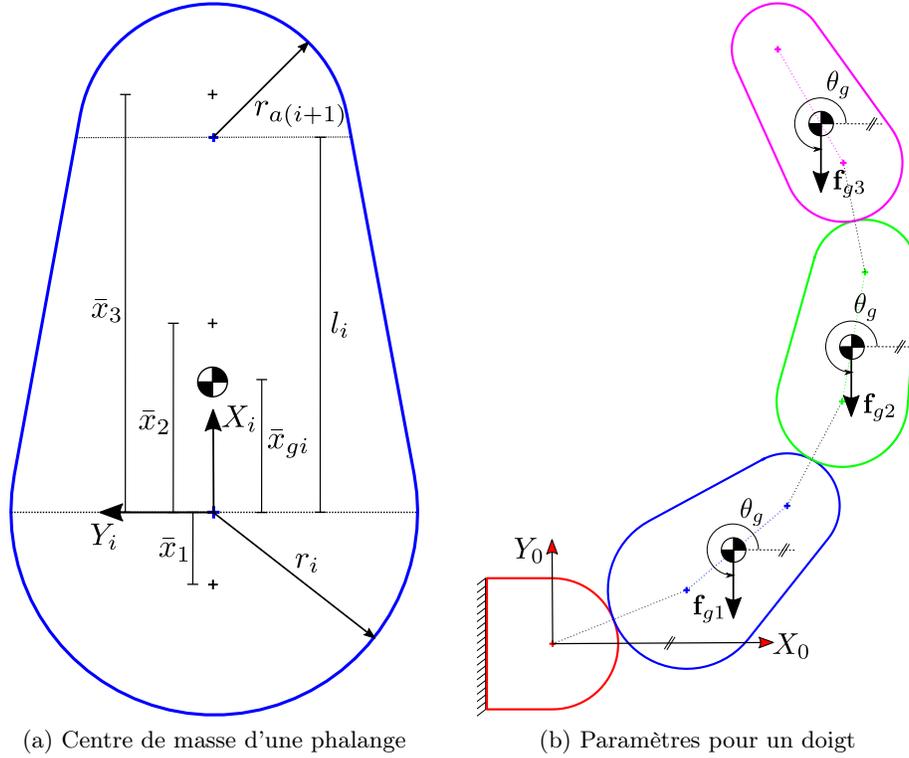


FIGURE 1.10 – Paramètres utilisés dans le calcul du couple gravitationnel de chaque articulation.

1.3.3 Couple gravitationnel

Les effets de la gravité sur le doigt sont calculés afin de trouver des couples de retour élastique précis pour chaque articulation. Le centre de masse de chaque phalange est d'abord trouvé en approximant celle-ci par deux demi-cercles reliés ensemble par un trapèze, tel que montré à la figure 1.10(a). Le centre de masse (\bar{x}_1 , \bar{x}_2 et \bar{x}_3) et l'aire de chaque section rendent ainsi possible le calcul du centre de masse global de chaque phalange indiqué dans la figure par \bar{x}_{gi} . L'épaisseur des phalanges est supposée constante (ne varie environ que de 1 mm sur sa longueur) ce qui permet d'approximer leur poids surfacique, comprenant le plastique de sa structure et l'ensemble de ses composantes internes (poulies, arbres et câbles), à une valeur de $25 \text{ milligramme}/\text{mm}^2$. La force gravitationnelle \mathbf{f}_{gi} que chaque phalange exerce sur les différentes articulations est alors estimée en utilisant l'angle θ_g représentant la direction d'application de la gravité dans le repère général associé au métacarpe, tel qu'illustré à la figure 1.10(b). Le scénario nécessitant le retour élastique le plus important est celui où la paume fait face au sol et où les doigts sont à l'horizontale. Ce faisant, l'angle associé à la force gravitationnel est $\theta_g = \pi/2$ et l'ensemble des angles reliés aux phalanges sont nuls ($\theta_i = 0$).

Pour obtenir le vecteur \mathbf{c}_g regroupant les couples appliqués à chaque articulation dans le pire scénario, le vecteur \mathbf{f}_g regroupant l'ensemble des forces gravitationnelles est multiplié par la

matrice Jacobienne \mathbf{J}_g :

$$\mathbf{c}_g = \mathbf{J}_g^T \mathbf{f}_g. \quad (1.21)$$

Cette matrice Jacobienne \mathbf{J}_g représente le lien entre les vitesses angulaires des articulations et les vitesses cartésiennes des centres de masse de chaque phalange. Elle peut être obtenue en dérivant l'équation reliant chaque centre de masse au repère général fixe par rapport au temps. Cette dérivation de matrices de rotation fait apparaître la matrice \mathbf{E} utilisée précédemment représentant une rotation de $\pi/2$. Puisque les phalanges sont toutes à l'horizontale, les valeurs de la matrice Jacobienne \mathbf{J}_g sont grandement simplifiées pour le scénario induisant le plus grand couple gravitationnel et peuvent être calculées grâce aux équations suivantes :

$$\mathbf{J}_g = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_{11} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{g}_{21} & \mathbf{g}_{22} & \mathbf{0} \\ \mathbf{g}_{31} & \mathbf{g}_{32} & \mathbf{g}_{33} \end{bmatrix}; \quad (1.22)$$

où

$$\mathbf{g}_{mn} = \mathbf{E} \left(\sum_{k=m}^{n-1} \mathbf{h}_k + \mathbf{r}_m + \mathbf{x}_{gm} \right) \quad \text{avec} \quad \mathbf{h}_k = \begin{bmatrix} r_k + l_k + r_{a(k+1)} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (1.23)$$

Dans cette équation, m représente l'indice relié à chaque ligne ($m = i = 1, 2, 3$) associée à la i^e phalange et n celui relié à la colonne ($n = ai = 1, 2, 3$) de la matrice associée la ai^e articulation. L'addition des vecteurs \mathbf{h}_k , $\mathbf{r}_i = [r_i \ 0]^T$ et $\mathbf{x}_{gi} = [x_{gi} \ 0]^T$, ne représente en réalité que la distance séparant la phalange i de l'articulation ai . En substituant (1.22) dans (1.21), il est ainsi possible d'obtenir le vecteur \mathbf{c}_g comprenant les couples c_{gi} à chaque articulation et qui sont nécessaires au calcul du facteur ρ_e . Ce dernier est alors isolé dans (1.20) en appliquant les conditions du pire scénario ($\theta_i = 0$) et en utilisant l'inverse des couples gravitationnels trouvés pour chaque articulation ($-c_{gi}$). L'équation permettant de trouver ρ_e pour une articulation ai est donc :

$$\rho_{e,i} = \left(1 + \frac{F_s c_{gi}}{2R_i I_e} \right)^{-1} \quad (1.24)$$

où F_s est un facteur de sécurité utilisé afin de pallier les incertitudes sur les estimations de poids faites plus haut. La constante H_i peut également être ajustée une fois la longueur des élastiques requis pour chaque articulation obtenue grâce à la modélisation 3D. Pour éviter d'affecter la séquence de fermeture du doigt, les couples de retour élastiques des articulations intermédiaire et distale sont majorés de sorte à ce que leur ratio avec le couple de retour de la phalange proximale soit le même que les ratio des couples d'actionnement entre les phalanges.

1.4 Conclusion

Ce chapitre présente une nouvelle articulation permettant de résoudre les problèmes liés aux articulations rotoïdes rigides souvent utilisées pour des applications prothétiques : l'articulation à contact roulant. Cette articulation désarticulable offre une amplitude de mouvement accrue et une haute résistance aux chocs en permettant aux phalanges de se déplacer momentanément hors du plan de fermeture. Elle est également facilement réparable grâce à ses câbles rigides et élastiques qui agissent comme des joints sacrificiels. Les câbles élastiques utilisés assurent l'ouverture passive de chaque articulation en générant un couple de retour indépendant qui peut être ajusté en fonction du poids des phalanges. Les surfaces lisses utilisées réduisent grandement la friction et facilite l'éjection de matière externe tout en étant sécuritaires pour l'utilisateur. Une architecture de doigt, basée sur plusieurs essais, a été présentée et comporte trois différentes strates de câbles pour chaque articulation : le câble d'actionnement, les câbles rigides et les câbles élastiques. Cette architecture permet d'annuler les efforts externes au plan de fermeture du doigt tout en assurant que l'énergie est minimale lorsque les phalanges sont toutes dans ce plan.

Suivant la notation présentée, les principaux couples appliqués au niveau de l'articulation sont définis pour un doigt à trois phalanges mobiles. Le couple d'actionnement est d'abord calculé en utilisant le produit vectoriel entre la force d'actionnement et son point d'application dans le repère de l'articulation. Grâce à un calcul similaire, le couple de retour élastique est déterminé en fonction d'une longueur au repos réduite de l'élastique. Le raccourcissement nécessaire est obtenu en estimant le couple gravitationnel générée dans le pire scénario autour de chaque articulation. Les tests effectués sur des prototypes d'articulations à contact roulant ont confirmé que ce type d'assemblage améliore grandement la résistance aux impacts d'un doigt et réduit la friction interne. L'articulation proposée est donc particulièrement intéressante pour la conception d'un doigt sous-actionné, lequel sera présenté dans le chapitre suivant.

Chapitre 2

Conception d'un doigt sous-actionné

En espérant atteindre les performances de ce qui peut être considéré comme le préhenseur le plus universel, plusieurs concepts de main prothétique ont comme but la reproduction de l'architecture et de la cinématique des doigts humains (Belter *et al.*, 2013). Cette approche anthropomorphique est cependant loin d'être idéale puisque la performance et la durabilité d'une main humaine reposent sur des habiletés biologiques d'auto lubrification et d'auto régénération difficiles à répliquer (Greibenstein, 2012). De plus, les multiples requis d'une main prothétique font en sorte qu'un doigt à la cinématique simple et robuste est souvent mieux adapté qu'un doigt anatomiquement correct (Belter *et al.*, 2013). La conception du doigt présenté ici est ainsi basée sur la compréhension des caractéristiques qui mènent à la bonne performance d'une main prothétique et à leurs applications dans un contexte réel.

Sans garantir la performance globale d'une main, un doigt a une grande influence sur sa durabilité, son esthétisme et surtout la qualité de ses prises. Le doigt constitue en effet un élément important de la conversion des forces d'actionnement en prises efficaces. Afin d'obtenir des designs mieux adaptés à la préhension, plusieurs stipulent que la force appliquée sur un objet par un doigt est plus importante que le déplacement qui a mené au contact (de Visser et Herder, 2000), (Hirose et Umetani, 1978) (Laliberté et Gosselin, 1998). Cette approche, appelée en anglais « force directed design », est particulièrement intéressante pour un doigt sous-actionné où la position des phalanges n'est pas précisément contrôlée. Même si l'analyse des forces appliquées par un doigt ne garantit pas l'efficacité des prises (Greibenstein, 2012), elle permet de rejeter les designs ayant des comportements néfastes qui peuvent apparaître lorsque la conception ne se base que sur l'intuition ou le mimétisme de l'architecture humaine. Des couples d'actionnement élevés pour chaque articulation peuvent, par exemple, engendrer un recul des phalanges proximales lors d'une prise et éventuellement, un repli du doigt sur lui-même. Ce phénomène d'éjection d'objet est largement traité dans Birglen *et al.* (2007) et affecte grandement les performances d'une main sous-actionnée. L'approche par analyse des forces permet de minimiser ces mauvais comportements et ainsi favoriser les designs qui ont naturellement de meilleures performances. Dans le cadre de ce chapitre, cette approche

est utilisée pour choisir des critères de performance adaptés à la situation, pour concevoir un modèle afin d’obtenir ces critères pour ensuite optimiser les paramètres d’un doigt sous-actionné. Les designs ainsi obtenus sont fabriqués et comparés aux modèles grâce à des tests expérimentaux.

Il est important de mentionner que lors de ces étapes, l’objectif n’est pas d’obtenir le meilleur doigt jamais conçu. Il n’existe probablement pas de tel doigt puisque les mains sous-actionnées doivent répondre à plusieurs requis, certains d’entre eux n’étant toujours pas bien définis. À l’image des mains humaines, plusieurs doigts aux caractéristiques différentes peuvent offrir des résultats similaires une fois assemblés dans une main (Grebenstein *et al.*, 2010). Le but du modèle et de l’optimisation qui s’en suit est ainsi d’obtenir une base afin de comparer plusieurs concepts pour finalement choisir celui qui correspond le mieux aux besoins d’une main prothétique.

2.1 Critères de performance

Bien que plusieurs articles aient tenté d’optimiser le design de leur doigt en utilisant différents critères de performance (voir la liste exhaustive dans (Kragten et Herder, 2010a)), le choix de tels critères reste ambigu. La définition d’un « bon » doigt est effectivement complexe puisqu’elle se base sur des caractéristiques intrinsèquement humaines qui restent difficiles à transposer dans un modèle mathématique, surtout pour un faible degré d’actionnement. Deux catégories semblent cependant émerger des divers critères de performance : la première favorise le comportement du doigt lorsqu’il effectue une prise (distribution égale des forces (Birglen *et al.*, 2007), forces constantes tout au long de la fermeture (Jobin *et al.*, 2004), large espace de travail du doigt (Crisman *et al.*, 1996), grosseur des objets pris (Kragten et Herder, 2010a)); tandis que la deuxième favorise l’amplitude de la somme des forces de contact (maximisation des forces de contact (Gosselin *et al.*, 2008), direction de la force résultante (Laliberté et Gosselin, 1998), habileté à résister aux perturbations (Kragten et Herder, 2010a)). Ces deux catégories, tout aussi utiles pour un doigt, sont pourtant opposées. La première catégorie permet aux doigts de s’adapter aux objets à prendre en réduisant les signes précoces d’éjection, favorisant par le fait même la prise d’objets plus volumineux. Elle a cependant pour effet de réduire le couple d’actionnement des phalanges, surtout distales, puisque le meilleur moyen d’éviter l’éjection reste l’application d’une faible force de contact. La deuxième catégorie tend à augmenter le couple d’actionnement afin d’obtenir des forces de contact plus élevées sur les objets, permettant à la prise de résister aux efforts externes auxquels elle est soumise. Ces importants couples peuvent toutefois faire reculer certaines phalanges, ce qui représente un signe précoce d’éjection. Ce recul devient effectivement de plus en plus important pour les objets volumineux, menant inévitablement à l’éjection et réduisant ainsi la taille d’objet maximale qu’une main peut prendre. Un compromis entre ces deux catégories de critères de performance est donc nécessaire pour obtenir un doigt sous-actionné polyvalent et puissant.

Plusieurs auteurs tentent ainsi d'utiliser un (ou plusieurs) critère parmi ces deux catégories. Après plusieurs tests effectués avec différents critères de performance, deux critères ont été choisis : la distribution égale des forces de contact et la capacité du doigt à retenir des objets.

Des objets cylindriques de différents rayons sont utilisés pour calculer les critères de performance. Les cylindres représentent une vaste majorité d'objets de la vie de tous les jours, ou une bonne estimation de ceux-ci, tel que démontré dans (Kragten et Herder, 2010a) et (Laliberté et Gosselin, 1998). Leur utilisation permet ainsi une mise en situation proche de la réalité, contrairement à plusieurs articles, dont (Jobin *et al.*, 2004), où l'hypothèse d'un point de contact constant entre les phalanges et les objets est utilisée. Les cylindres réduisent également la complexité de l'optimisation puisque seulement trois paramètres sont nécessaires pour les identifier : leur rayon (r_o) et la position horizontale (x_o) et verticale (y_o) de leur centre.

2.1.1 Distribution des forces

Le premier critère de performance favorise une amplitude égale des forces de contact appliquées par les phalanges sur un objet maintenu dans la paume de la main (donc en contact avec le métacarpe). Les auteurs de (Kargov *et al.*, 2004) ont démontré que l'une des raisons qui expliquent la faible consommation d'énergie des prises effectuées par les mains humaines est leur capacité à distribuer les forces sur plusieurs points de contact. Lors des tests effectués, les auteurs ont remarqué que les points de contact entre une prothèse et un objet ne sont concentrés que sur quelques régions seulement. Ce faisant, les forces de contact générées par les prothèses peuvent être jusqu'à 6,5 fois plus grandes que celles mesurées sur des mains humaines pour des tâches similaires. La distribution des forces de contact tente ainsi de réduire ces forces de contact ponctuelles en les distribuant de façon équivalente à l'ensemble des phalanges. Ce critère est une condition très utile pour les doigts sous-actionnés puisqu'il permet de limiter les phénomènes d'éjection en favorisant le maintien du contact initial de chaque phalange pour les divers cylindres utilisés. Ces multiples contacts permettent également d'obtenir une force de friction potentiellement plus élevée pour une force de contact perpendiculaire minimale (Schuurmans *et al.*, 2007) ce qui peut assurer une meilleure prise sur l'objet. Ils rendent également la main plus sensible puisqu'ils facilitent la préhension d'objets plus fragiles. La distribution égale des forces de contact évite que l'une d'entre elles ne devienne trop grande, ce qui pourrait endommager les objets, ou trop petite, ce qui nuirait à leur maintien, tel que décrit dans (Birglen *et al.*, 2007). De plus, elle peut réduire les forces à l'intérieur du doigt qui augmentent la friction entre les composantes et peuvent endommager les pièces (Laliberté et Gosselin, 1998). La distribution des forces de contact sur un cylindre de rayon r_o , notée η_{d,r_o} , est souvent définie dans la littérature, voir (Gosselin *et al.*, 2008) et (Birglen *et al.*, 2007), comme étant la somme de toutes les forces de contact divisées par la plus grande force multipliée par le nombre de phalanges mobiles (trois dans notre cas), comme démontré dans l'équation suivante :

$$\eta_{d,r_o} = \frac{\sum_{i=1}^3 f_{c_i}}{3 \max(\mathbf{f}_c)} \quad (2.1)$$

où f_{c_i} représente la force de contact exercée par la phalange i , \mathbf{f}_c est le vecteur regroupant les forces de contact de toutes les phalanges et $\max(\bullet)$ est l'expression utilisée pour obtenir la plus grande composante (en valeur absolue) du vecteur lui servant d'argument.

2.1.2 Capacité à retenir

Bien que certains efforts appliqués sur l'objet peuvent être retenus par un doigt ayant une distribution égale de ses forces de contact, une augmentation des forces externes forcera inévitablement l'objet à perdre contact avec la paume de la main. Le deuxième critère de performance, défini par Kragten et Herder (2010a) comme la capacité à retenir (« ability to hold »), représente la force maximale qui peut être appliquée sur un objet avant que celui-ci ne soit éjecté du doigt. Ce critère permet donc de distinguer parmi les doigts ayant une bonne distribution des forces de contact, celui permettant à la main de résister aux plus grandes perturbations externes. La capacité d'un doigt à maintenir sa prise sur un objet peut être vue comme une extension des critères standards de force maximale et de direction de la force résultante. Ces critères ne tiennent effectivement pas compte du fait que les forces de contact des différentes phalanges s'annulent (vectoriellement) dans plusieurs situations. Cette caractéristique, bien qu'elle diminue la force initiale maximale et altère sa direction, aide le doigt à retenir l'objet lorsque celui-ci est soumis à des forces dans plusieurs orientations. La capacité à retenir un objet prend en compte ce phénomène en se basant sur un scénario réel et en offrant des résultats facilement transposables à la réalité et comparables entre eux. Le pire scénario n'étant pas défini d'avance pour un doigt (il dépend potentiellement de chaque design tel que supposé dans (Kragten et Herder, 2010a)), nous utilisons une direction arbitraire d'extraction pour comparer l'ensemble des doigts : celle où l'objet est extirpé perpendiculairement à la paume (Y_o). Cette direction, souvent utilisée dans la littérature, limite le déplacement de l'objet dans une direction perpendiculaire à l'extraction qui dépend en majorité de la configuration du pouce. Les cylindres, initialement en contact avec la paume, sont donc graduellement éloignés et la configuration du doigt est recalculée à chaque déplacement. La capacité à retenir un cylindre de rayon r_o , notée η_{f,r_o} , est donnée par la force de contact résultante maximale appliquée sur l'objet dans la direction Y_o par l'ensemble des phalanges :

$$\eta_{f,r_o} = \max(\mathbf{f}_{r_o})/t_a \quad (2.2)$$

où \mathbf{f}_{r_o} est un vecteur contenant l'ensemble des forces résultantes appliquées sur l'objet f_{r_o,y_o} pour chaque position y_o de celui-ci lors de l'extraction. t_a représente la tension constante utilisée dans le câble d'actionnement. Originellement, les auteurs de Kragten et Herder (2010a) divisaient la force résultante par le couple d'actionnement de la première articulation multiplié

par la longueur du doigt. Cette façon de rendre le critère adimensionnel, souvent utilisée dans la littérature pour comparer les doigts utilisant des mécanismes à quatre membrures à ceux utilisant des poulies, avantage cependant les longs doigts qui ont déjà de meilleures performances pour des objets donnés. De plus, des doigts trop longs feraient perdre à la main son aspect anthropomorphique.

Deux cylindres, ayant un rayon de 20 et 40 mm, sont utilisés pour calculer les critères de performances. Ils représentent les cylindres utilisés dans les prises en puissance de la taxonomie de Cutkosky (1989) et de Feix *et al.* (2015). Le rôle que joue un doigt sous-actionné est primordial pour ces prises nécessitant une grande force de maintien. Les deux critères de performance sont donc calculés pour chacun de ces deux objets en leur accordant la même importance. Ce faisant, il est possible de trouver les critères de performance globale pour la distribution η_d et pour la capacité à retenir η_f de chaque design de doigt :

$$\eta_d = \frac{1}{2}(\eta_{d,20} + \eta_{d,40}); \quad \eta_f = \frac{1}{2}(\eta_{f,20} + \eta_{f,40}) \quad (2.3)$$

où $\eta_{d,20}$, $\eta_{d,40}$, $\eta_{f,20}$ et $\eta_{f,40}$ représentent respectivement les critères de distribution et de capacité à retenir pour les cylindres de rayon de 20mm et 40 mm respectivement.

2.2 Modèle mathématique

Un seul doigt est considéré lors du calcul des critères de performance. Cela pose comme hypothèse que la paume, les autres doigts de la main et les forces d'extraction maintiennent l'équilibre des forces sur l'objet, peu importe son déplacement vertical, noté y_o dans la figure 2.1. La position horizontale de l'objet (x_o) est également considérée comme fixe pour l'ensemble de l'extraction. Ces deux conditions ne pourraient être remplies que si deux doigts identiques se faisaient face, ce qui ne serait pas idéal pour une main prothétique sous-actionnée. Il est cependant supposé que le pouce favorise l'équilibre de l'objet lors de l'extraction en limitant grandement ses déplacements horizontaux. Tout comme dans plusieurs articles dont (Laliberté et Gosselin, 1998), les inerties des phalanges sont négligées puisque leurs vitesses sont faibles en fonction de leur poids au cours de la fermeture du doigt et de l'extraction. De plus, la gravité n'est pas incluse dans les calculs de forces de contact puisqu'elle dépend de la tâche effectuée (Kragten et Herder, 2010a). Le plan de fermeture du doigt est donc supposé perpendiculaire à la force gravitationnelle, scénario qui sera également utilisé pour les tests expérimentaux. Finalement, la friction, qu'elle soit interne ou entre les phalanges et l'objet, est négligée. Cette hypothèse, largement utilisée en littérature (voir (Laliberté et Gosselin, 1998), (Jobin *et al.*, 2004) et (Kragten et Herder, 2010a)), permet de grandement réduire la complexité du problème tout en donnant des résultats conservateurs puisque la friction augmente généralement les forces de contact et la capacité à retenir les objets. Bien que ces hypothèses peuvent sembler limitatives, il est bon de garder à l'esprit que le modèle n'est pas utilisé pour obtenir de façon

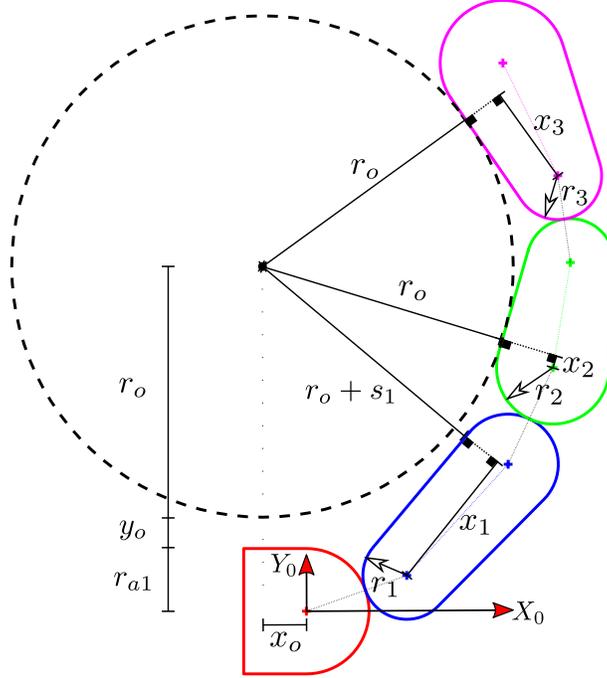


FIGURE 2.1 – Paramètres utilisés lors du calcul des forces de contact.

précise les forces qu'un doigt applique sur un objet, mais bien pour permettre de comparer le comportement de différents designs de doigts lors d'un processus d'optimisation.

2.2.1 Forces de contact

Les forces de contact entre les phalanges et l'objet servant à calculer les critères de performance peuvent alors être calculées pour l'ensemble de l'extraction. La configuration du doigt autour de l'objet, et par le fait même la position des points de contact, est d'abord obtenue. Ces points de contact sont exprimés dans le repère de chaque surface de contact par le vecteur \mathbf{x}_i qui est composé de la coordonnée x_i du point le long de la surface de contact ainsi que du rayon proximal de la phalange r_i . L'expression suivante exprime les points de contact de chaque phalange $i = 1, 2, 3$ avec l'objet dans le repère global :

$$\mathbf{p}_i = \sum_{j=1}^i \prod_{k=1}^{j-1} \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\alpha_j} \mathbf{r}_j + \sum_{j=1}^{i-1} \prod_{k=1}^j \mathbf{Q}_k \mathbf{l}_j + \prod_{k=1}^i \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\phi_i} \mathbf{x}_i \quad (2.4)$$

où

$$\mathbf{r}_j = \begin{bmatrix} r_{aj} + r_j \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{l}_j = \begin{bmatrix} l_j \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{x}_i = \begin{bmatrix} x_i \\ r_i \end{bmatrix}, \quad \mathbf{p}_i = \begin{bmatrix} x_o \\ y_o \end{bmatrix} - \prod_{k=1}^i \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\phi_i} \begin{bmatrix} 0 \\ s_i + r_o \end{bmatrix}.$$

Les matrices \mathbf{Q}_k , \mathbf{Q}_{α_j} et \mathbf{Q}_{ϕ_i} représentent respectivement les rotations des angles associés aux phalanges, aux articulations et à la surface de contact des phalanges, tel que décrits dans la

figure 1.5. Les paramètres r_o , x_o et y_o représentent le rayon, la position en X et la position en Y de l'objet, tel que montré à la figure 2.1. s_i représente la distance qui peut exister entre la phalange i et l'objet. La figure 2.1 montre justement un exemple de configuration où la phalange proximale a perdu contact avec l'objet, forçant le paramètre s_1 a prendre une valeur positive non nulle.

Une fois la configuration du doigt autour de l'objet obtenue, il est possible de trouver la force de contact appliquée par chaque phalange en fonction de la force d'actionnement. Pour ce faire, les équations du travail virtuel relatives aux systèmes de coordonnées fixe du doigt, représenté par X_0 et Y_0 sur la figure 2.1, sont utilisées. Puisque les effets inertiels et gravitationnels sont négligés, l'équation du travail virtuel est donc :

$$\delta \dot{\mathbf{x}}_k^T \mathbf{f}_k + \delta \dot{\mathbf{x}}_a^T \mathbf{f}_a - \delta \dot{\mathbf{x}}_c^T \mathbf{f}_c = \mathbf{0} \quad (2.5)$$

où \mathbf{f}_k est le vecteur de force élastique maintenant le doigt naturellement ouvert, \mathbf{f}_a est le vecteur de force d'actionnement permettant la fermeture du doigt et \mathbf{f}_c est le vecteur de forces de contact entre le doigt et l'objet. Les vecteurs $\dot{\mathbf{x}}_k$, $\dot{\mathbf{x}}_a$ et $\dot{\mathbf{x}}_c$ représentent les vitesses virtuelles des points d'application respectifs des forces élastiques, d'actionnements et de contacts. Tel que démontré dans le chapitre précédent aux sections 1.3.1 et 1.3.2, les forces élastiques et d'actionnement sont indépendantes d'une articulation à l'autre et l'ensemble des composantes du travail virtuel qui leur sont associées peut être obtenu géométriquement. Il est donc possible de remplacer ces éléments par des couples de retour élastique et d'actionnement. Puisque ces couples ne dépendent que des angles des phalanges et de paramètres invariants propres à chaque articulation, l'équation du travail virtuel peut se récrire ainsi :

$$\delta \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{c}_k + \delta \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{c}_a - \delta \dot{\mathbf{x}}_c^T \mathbf{f}_c = \mathbf{0} \quad (2.6)$$

où \mathbf{c}_k et \mathbf{c}_a sont respectivement les vecteurs regroupant les couples de retour élastique et d'actionnement trouvés aux équations (1.20) et (1.6). Ils sont tous deux multipliés par le vecteur de vitesses angulaires virtuelles pour l'ensemble des phalanges, représenté par $\delta \dot{\boldsymbol{\theta}}^T$.

Il est également possible de trouver une relation entre la vitesse virtuelle des forces de contact ($\delta \dot{\mathbf{x}}_c$) et le vecteur de vitesses angulaires virtuelles des phalanges ($\delta \dot{\boldsymbol{\theta}}^T$) en dérivant l'équation de position des points de contact par rapport au repère global (le côté droit de (2.4)). Cela fait apparaître la matrice Jacobienne \mathbf{J}_c tel que :

$$\delta \dot{\mathbf{x}}_c^T = \mathbf{J}_c^T \delta \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \quad (2.7)$$

avec

$$\mathbf{J}_c = \begin{bmatrix} \mathbf{c}_{11} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{c}_{21} & \mathbf{c}_{22} & \mathbf{0} \\ \mathbf{c}_{31} & \mathbf{c}_{32} & \mathbf{c}_{33} \end{bmatrix}; \quad (2.8)$$

et où chacun de ces éléments est exprimé par l'équation suivante :

$$\mathbf{c}_{mn} = \mathbf{E} \left(\sum_{j=1}^i \prod_{k=1}^{m-1} \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\alpha_n} \mathbf{r}_n + \sum_{j=n}^{m-1} \prod_{k=1}^j \mathbf{Q}_k \mathbf{l}_j + \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\alpha_{j+1}} \mathbf{r}_{(j+1)} + \prod_{k=1}^m \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\phi_m} \mathbf{x}_m \right). \quad (2.9)$$

Dans cette équation, m représente l'indice relié à chaque ligne ($m = 1, 2, 3$) associé à la m^e phalanges et n représente l'indice relié à chaque colonne ($n = 1, 2, 3$) associé à la n^e articulation, tel que décrit également dans (1.22). Les vecteurs $\mathbf{r}_n = [r_n \quad 0]^T$, $\mathbf{r}_{(j+1)} = [r_{a(j+1)} + r_{j+1} \quad 0]^T$ et $\mathbf{x}_m = [x_m \quad r_m]^T$ sont utilisés pour simplifier la notation.

Il est supposé qu'aucun moment ne peut être transmis par un point de contact entre le doigt et l'objet (Jobin *et al.*, 2004). Puisque la friction est également négligée, l'ensemble des efforts qu'une phalange applique sur l'objet est réduit à une seule force perpendiculaire à sa surface. La matrice \mathbf{Q}_c est donc utilisée pour rendre nulles les forces tangentielles à la surface. Le m^e vecteur de cette matrice *diagonale* de dimension 6×3 est donné par l'équation suivante :

$$\mathbf{Q}_{c[m,m]} = \mathbf{E} \prod_{k=1}^i \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\phi_i} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.10)$$

En substituant (2.7) dans (2.6), l'équation du travail virtuel ne devient fonction que des vitesses angulaires $\delta \dot{\boldsymbol{\theta}}^T$. Puisque cette équation doit être satisfaite pour n'importe quelle valeur de vitesses angulaires, il est possible de simplifier complètement ce terme. L'équation du travail virtuel, intégrant la matrice \mathbf{Q}_c , peut donc être réécrite comme :

$$\mathbf{c}_a + \mathbf{c}_k - \mathbf{J}_c^T \mathbf{Q}_c \mathbf{f}_c = \mathbf{0}. \quad (2.11)$$

Cette équation permet de trouver le vecteur \mathbf{f}_c regroupant l'ensemble des forces f_{ci} que chaque phalange i applique sur un objet pour une configuration donnée. Les forces de contact trouvées pour la première position, correspondant au moment où le cylindre est en contact avec la paume $y_o = 0$, sont directement utilisées pour trouver l'indice de performance relatif à la distribution η_d . L'objet est ensuite déplacé d'un millimètre et la configuration des forces de contact est retrouvée pour chaque phalange. Afin de calculer la capacité à retenir un objet de rayon r_o , l'ensemble des forces de contact sont additionnées de sorte à trouver la force totale f_{r_o, y_o} pour un déplacement y_o donné, ce qui est représenté par l'équation suivante :

$$f_{r_o, y_o} = \sum_{i=1}^3 \prod_{k=1}^i \mathbf{Q}_k \mathbf{Q}_{\phi_i} \begin{bmatrix} 0 \\ f_{c_i} \end{bmatrix}. \quad (2.12)$$

Le vecteur \mathbf{f}_{r_o} , utilisé dans (2.2) pour trouver la capacité d'un doigt à retenir, permet de regrouper les forces f_{r_o, y_o} appliqués sur un objet tout au long de son extraction.

Avant même d'effectuer tous ces calculs, une question persiste : comment trouver la configuration du doigt autour de l'objet ? Bien que les équations mathématiques présentées plus haut permettent d'exprimer l'ensemble des forces qu'appliquent un doigt sur un objet pour une configuration précise, elles ne permettent pas de distinguer quelle configuration prendra un doigt en réalité. Deux méthodes ont été analysées pour obtenir le comportement le plus réaliste pour un doigt à trois phalanges et sont présentées dans les sous-sections suivantes.

2.2.2 Première méthode

La première méthode est basée sur les calculs proposés par Birglen *et al.* (2007) et qui ont souvent été utilisés pour trouver les forces appliquées sur un objet par un doigt sous-actionné (voir (Laliberté et Gosselin, 1998), (Jobin *et al.*, 2004) et (Gosselin *et al.*, 2008)). La figure 2.2 montre comment sont obtenus les points de contact entre les phalanges et l'objet en incrémentant manuellement les différents angles θ_i . Originellement dans une configuration ouverte $\theta_{1,2,3} = 0$, la fermeture du doigt suit une séquence prédéfinie : l'angle de la phalange proximale augmente jusqu'à ce qu'elle touche à l'objet, puis la phalange intermédiaire bouge pour terminer avec la phalange distale. L'espace entre les phalanges et l'objet (la variable s_i de (2.4)) permet d'indiquer le moment où une phalange entre en contact avec l'objet. Une fois que la configuration du doigt autour de l'objet est obtenue, les forces de contact \mathbf{f}_c peuvent être calculées. Grâce à la matrice \mathbf{Q}_c permettant de n'obtenir que des forces perpendiculaires aux surfaces, les forces de contact peuvent être isolées dans l'équation du travail virtuel donnée par (2.11). La multiplication de \mathbf{Q}_c par la matrice Jacobienne \mathbf{J}_c^T permet effectivement d'obtenir une matrice carrée qui, par définition, n'est pas singulière puisqu'elle est toujours triangulaire avec des éléments non-nuls sur sa diagonale. Elle peut donc être inversée, ce qui permet d'obtenir l'équation suivante :

$$\mathbf{f}_c = (\mathbf{J}_c^T \mathbf{Q}_c)^{-1} (\mathbf{c}_a + \mathbf{c}_k). \quad (2.13)$$

Bien que cette équation à solution unique permette de trouver les forces de contact perpendiculaires à chaque phalange, elle ne permet aucune considération sur le signe des forces trouvées. Comme une phalange ne peut tirer sur l'objet, l'ensemble des forces doivent être positives où nulles pour considérer que la prise est stable (Laliberté et Gosselin, 1998). Une force de contact négative indique donc que la phalange correspondante n'est pas réellement en contact avec l'objet et que la configuration utilisée est incorrecte. Dans ce cas, l'angle de la phalange

en question est légèrement diminué pour représenter ce recul et la matrice Jacobienne J_c est modifiée afin d'obtenir une force de contact nulle à cette phalange. Tel qu'indiqué dans le schéma de la figure 2.2, les angles des phalanges subséquentes à celle ayant une force négative sont incrémentés jusqu'à ce qu'elles entrent de nouveau en contact avec l'objet. Les forces de contact sont ensuite recalculées. Ce processus se poursuit jusqu'à ce que toutes les forces de contact soient positives ou nulles, signifiant que la solution trouvée est stable.

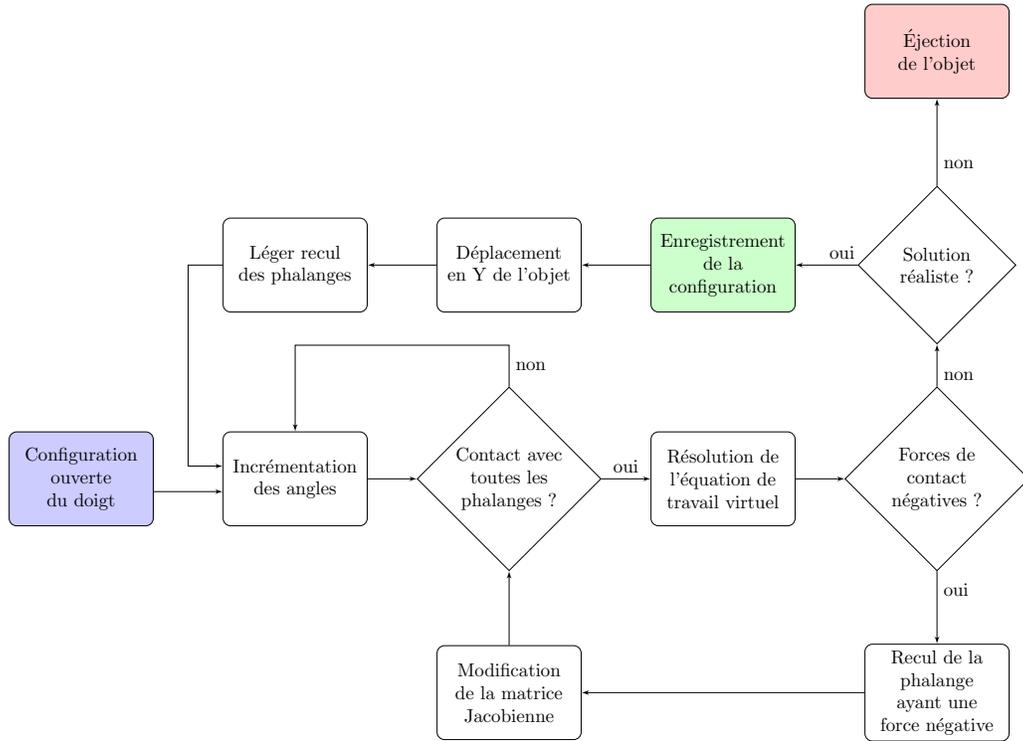


FIGURE 2.2 – Schéma décisionnel du premier modèle. Le début de l'extraction, l'éjection de l'objet et l'enregistrement des données sont respectivement représentés par les cases bleue, rouge et verte. Les rectangles représentent une action alors que les losanges représentent une décision.

Tout au long de ce recul, la position des points de contact est analysée de sorte que ceux-ci demeurent dans l'enceinte physique des phalanges. Les angles doivent également respecter les butées des phalanges qui correspondent à un doigt ouvert. Si ces conditions ne sont pas respectées, la prise de l'objet est considérée comme irréalisable et ce dernier est expulsé du doigt. Lorsqu'une configuration stable respectant ces contraintes est trouvée, la solution dite réaliste dans le schéma est enregistrée et l'objet est légèrement éloigné de la paume. Le doigt est alors reculé de sa position actuelle et les angles des phalanges sont de nouveau incrémentés jusqu'à l'obtention d'une configuration de doigt pour cette nouvelle position de l'objet. Le processus continue ainsi jusqu'à ce qu'aucune solution réaliste ne puisse être obtenue. L'objet est alors considéré comme étant expulsé du doigt.

2.2.3 Deuxième méthode

La deuxième méthode est utilisée par Kragten et Herder (2010a) lors de la définition de la capacité d'un doigt à retenir des objets. Plutôt que de résoudre les contraintes de position et de forces de contact de façon séparée comme le fait la première méthode, la deuxième résout l'ensemble du système d'équations non-linéaires d'un seul coup. Tel que montré à la figure 2.3, la résolution commence par un doigt initialement ouvert et un objet en contact avec la paume. Les contraintes géométriques, correspondant à la position des points de contact donnés par l'équation (2.4), sont alors résolues à partir du doigt ouvert. Cette configuration de doigt autour de l'objet est par la suite utilisée comme estimation pour résoudre les contraintes géométriques et l'équation de travail virtuel donnée par (2.11) de façon combinée. Bien que la première étape de résolution de contraintes géométriques seules n'est pas obligatoire, elle permet de faciliter la convergence du modèle qui peut être difficile pour un doigt à trois phalanges.

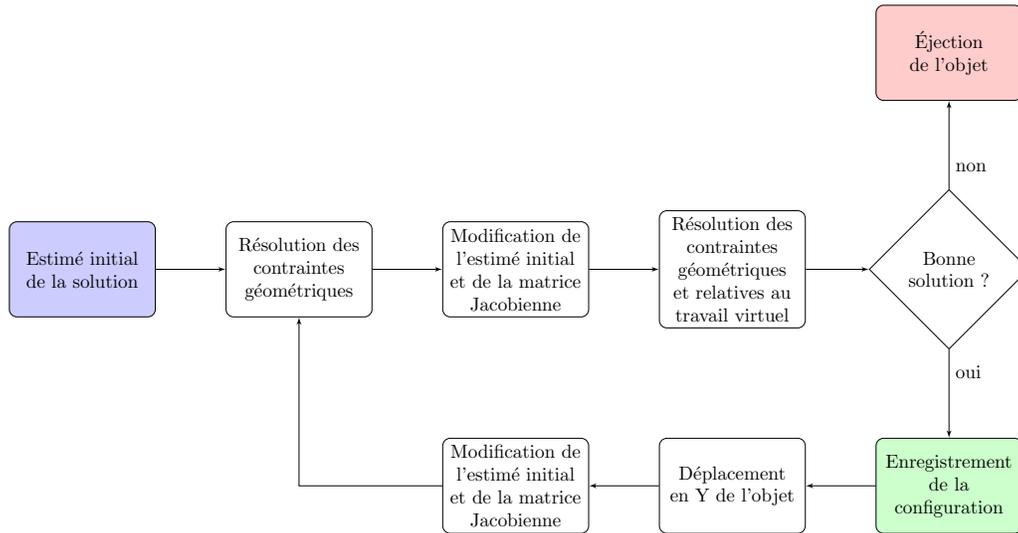


FIGURE 2.3 – Schéma décisionnel du deuxième modèle. Le début de l'extraction, l'éjection de l'objet et l'enregistrement des données sont respectivement représentés par les cases bleue, rouge et verte. Les rectangles représentent une action alors que les losanges représentent une décision.

Pour la première itération, chacune des phalanges est considérée en contact avec l'objet. Ce faisant, trois contraintes d'inégalité doivent être respectées pour la résolution des équations géométriques et du travail virtuel. La distance entre chaque phalange i et l'objet, donnée dans l'équation (2.4) par la variable s_i , doit être nulle. Les coordonnées du point de contact x_i doivent être contenues dans l'enceinte géométrique de la phalange, représentée ici par sa longueur l_i . Finalement, la phalange doit exercer une force de contact f_{ci} positive non nulle sur l'objet. Ces conditions d'inégalité peuvent être exprimées par les équations suivantes :

$$\text{Si contact avec la phalange } i \begin{cases} s_i = 0 \\ f_{c_i} > 0 \\ 0 < x_i < l_i \end{cases} \quad \text{sinon} \begin{cases} s_i > 0 \\ f_{c_i} = 0 \end{cases} . \quad (2.14)$$

Lorsque la configuration trouvée pour une phalange ne satisfait pas l'une de ces conditions, il est supposé que la phalange perd contact avec l'objet. Tandis que les autres phalanges sont toujours sujettes aux équations d'inégalité de contact, de nouvelles contraintes s'appliquent sur celle qui se rétracte, tel que démontré dans (2.14). Sa distance de l'objet est alors plus grande que zéro et la matrice Jacobienne \mathbf{J}_c est modifiée pour obtenir une force de contact nulle. Les contraintes géométriques et le travail virtuel sont alors résolus de nouveau en tenant en compte ce changement de topologie et des nouvelles contraintes d'inégalité.

Pour une position de l'objet y_o , l'angle θ_i , la position du contact x_i , la distance de l'objet s_i et la force de contact f_{c_i} sont ainsi trouvés pour chaque phalange $i = 1, 2, 3$ en résolvant les équations géométriques (2.4), celles relatives au travail virtuel (2.11) et les équations d'inégalité (2.14) avec la fonction `fmincon` dans Matlab (version R2019b). Bien que la fonction `fsolve`, utilisée par Kragten et Herder (2010a), offre de bons résultats pour un doigt à articulation rotoïde, elle semble prompte à la divergence pour un doigt à articulation à contact roulant. À la suite de plusieurs tests, l'utilisation de `fmincon` avec des limites sur les paramètres (angles entre 0 et $\pi/2$ et forces entre 0 et f_a), une analyse des forces avec changement de topologie (la matrice jacobienne change lorsqu'un contact est impossible avec une phalange) et deux étapes (résolution de contrainte géométrique d'abord pour faciliter la convergence de l'ensemble des contraintes ensuite) s'est avéré être la méthode facilitant le plus la convergence des résultats.

Lorsqu'une solution respectant l'ensemble des contraintes d'égalité et d'inégalité est trouvée, celle-ci est dite « bonne » et elle est enregistrée dans le vecteur \mathbf{f}_{r_o} . La position de l'objet est ensuite incrémentée d'un millimètre et la solution trouvée est utilisée comme estimé initial pour la prochaine itération. Le processus reprend ainsi jusqu'à ce qu'une configuration respectant l'ensemble des contraintes ne puisse être trouvée. Puisque la prise ne peut être confirmée, l'objet est considéré comme étant expulsé et sa position verticale est considérée comme étant la distance maximale à laquelle le doigt peut le retenir.

2.2.4 Choix de la méthode

Les deux méthodes pourraient être utilisées dans un processus d'optimisation afin d'obtenir un résultat final. Pour décider laquelle est la plus appropriée, elles ont été utilisées pour obtenir les résultats d'extraction d'un design de doigt standard. La figure 2.4 présente d'abord les résultats de la première méthode. Les forces de contact exercées par les phalanges (figure 2.4(a)) de même que les forces totales horizontales et verticales (figure 2.4(b)) sur un objet de 20 mm de rayon sont présentées en fonction de la position du cylindre y_{20} .

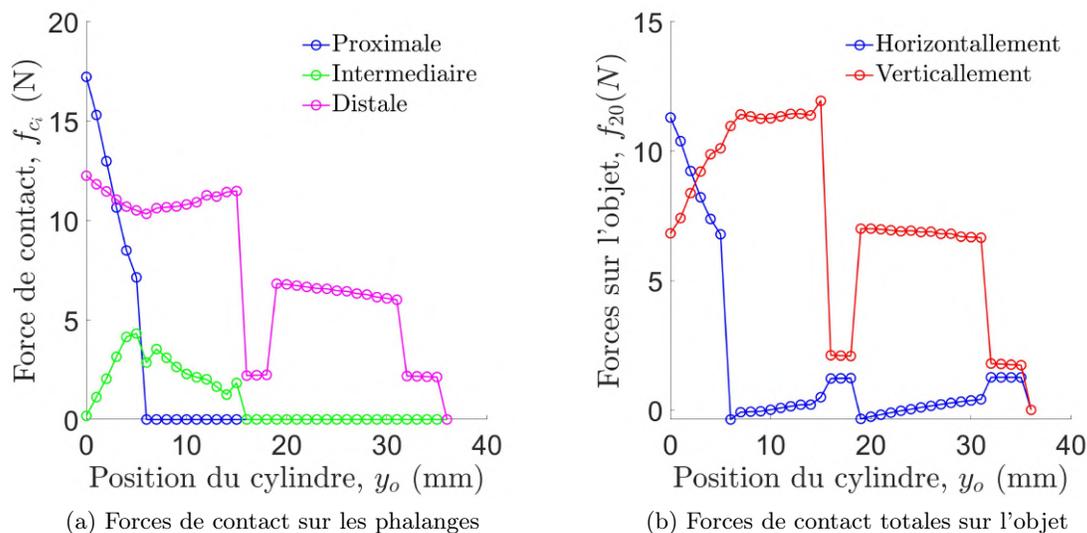


FIGURE 2.4 – Résultat d'extraction d'un objet de 20 mm avec la première méthode.

la première méthode prend un temps considérable puisque les angles de chaque phalange doivent être incrémentés jusqu'à ce que l'équation de contrainte géométrique donnée par (2.4) soit respectée. Ce temps augmente considérablement lorsqu'une force est négative : l'angle de chaque phalange doit alors être incrémenté jusqu'à l'obtention d'une nouvelle configuration, qui n'est par ailleurs pas garantie d'être exempte de force négative. La faisabilité de cette configuration dans une situation réelle n'est également pas garantie. Le recul manuel d'une phalange est très hasardeux puisque le comportement des phalanges distales par rapport à celle qui recule est inconnu. Ce déplacement, qui dépend de leurs positions lors du contact initial, est redéfini dans la première méthode par un nouveau contact, comme si la prise fut momentanément relâchée. Cette incertitude se répercute également lors de la reconfiguration du doigt une fois l'objet déplacé. Encore une fois, le comportement réel des phalanges qui glisseraient sur l'objet à partir de leurs positions initiales est difficile à exprimer avec cette méthode. Les résultats présentés à la figure 2.4 en sont grandement impactés : les forces sur les phalanges et sur l'objet varient brusquement au cours de l'extraction, surtout pour une position de cylindre de 16 à 18 mm, distance à laquelle la phalange intermédiaire perd contact avec l'objet. Ce résultat peut démontrer un changement drastique entre l'infinité de configurations qui peuvent exister pour un doigt entourant un objet ayant une position y_o donnée. Dû au manque de considération de la configuration précédente dans le choix de la configuration suivante, la première méthode devient sensible à ces changements de branche de solution, surtout lorsque la topologie du problème change dû à la perte de contact d'une phalange. Bien que l'obtention de la branche représentant la situation réelle n'est jamais garantie, le changement drastique entre deux configurations de prise est très peu envisageable en réalité.

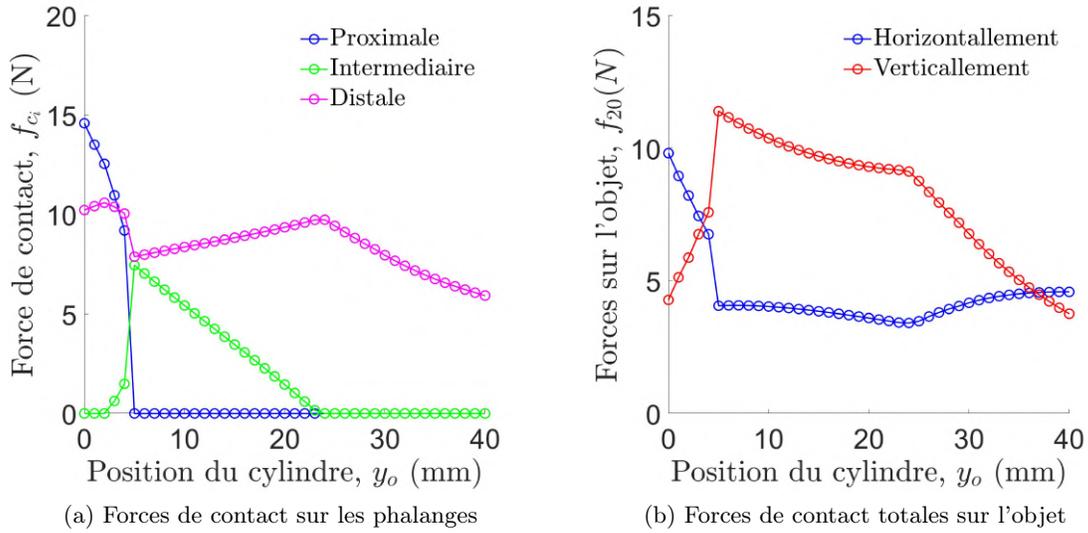


FIGURE 2.5 – Résultat d'extraction d'un objet de 20 mm avec la deuxième méthode.

L'allure des courbes pour la deuxième méthode, présentées à la figure 2.5, est similaire à celle de la première méthode : la force de contact sur la phalange proximale (en bleu) diminue pour atteindre 0 alors que celle de la phalange intermédiaire (en vert), initialement nulle, augmente puis redescend au fil de l'extraction. L'allure des forces totales appliquées sur l'objet est également similaire avec une force verticale (en rouge) qui augmente, atteint un plateau puis redescend. La deuxième méthode offre cependant des résultats beaucoup plus lisses que la première. La résolution d'un système d'équations d'égalité et d'inégalité permet effectivement de prendre en compte la configuration antérieure du doigt lors du calcul de la configuration suivante ce qui réduit les changements de branches. Dû à la nature du problème, les changements de topologie dus à la perte d'une force de contact peuvent toutefois générer des augmentations plus rapides, comme à un déplacement de l'objet de 5 mm dans la figure 2.5.

La résolution de la deuxième méthode est également nettement plus rapide que celle de la première grâce aux résolutions simultanées de l'ensemble des équations. Bien que cette méthode ne permette pas de retracer le déplacement séquentiel de chaque phalange, comme le permet l'incrémentaire physique de la première méthode, elle permet d'éviter le recul manuel des phalanges ayant une force négative, réduisant ainsi le temps et surtout les erreurs qui y sont liés. La résolution initiale des équations géométriques et l'analyse de la topologie qu'elle permet rendent également la convergence plus rapide puisqu'elles offrent un estimé initial et permettent de modifier la matrice jacobienne lors d'une perte de contact.

Puisque les paramètres relatifs à la position du point de contact, soit l'angle θ_i , la position du contact x_i et la distance de l'objet s_i de chaque phalange, sont obtenus géométriquement dans la première méthode, l'équation du travail virtuel (2.11) devient un système déterminé et peut

facilement être résolue par (2.13). Pour la deuxième méthode, ces mêmes paramètres s’ajoutent aux forces de contact f_{c_i} pour former un système à 6 équations (données par (2.4) et (2.11)) non-linéaires et 11 inconnues (puisque’il ne peut y avoir de distance entre la phalange distale et l’objet, le paramètre s_3 peut être fixé à 0). Même en comptant les contraintes d’inégalité et l’estimation initiale, ce système reste sous-déterminé et admettra donc une infinité de solutions. La résolution des contraintes en deux étapes et le changement de topologie permettent de faciliter la convergence, mais celle-ci n’est toujours pas garantie. Lorsqu’aucune solution ne peut être trouvée grâce à ces 6 équations initiales, l’équation du travail virtuel est légèrement modifiée pour isoler les forces de contact, de façon similaire à (2.13). L’équation d’égalité relative au travail virtuel devient donc :

$$(\mathbf{J}_c^T \mathbf{Q}_c)^{-1} (\mathbf{c}_a + \mathbf{c}_k) - \mathbf{f}_c = \mathbf{0}. \quad (2.15)$$

Cette équation, plus stable que (2.11), favorise l’estimé initial en lui donnant un plus grand impact sur la matrice Jacobienne J_c . Ce faisant, la solution obtenue tend à être très similaire à la précédente ce qui modifie le déplacement du doigt et tend à le faire « coller » sur l’objet. L’inversion de matrice aide cependant à résoudre le problème pour de rapides changements de topologie comme celui observé dans la figure 2.5 pour $y_{20} = 5mm$.

Dû à sa rapidité et à la stabilité de ses résultats, la deuxième méthode est préférée à la première. Les tests expérimentaux, présentés plus loin, indiquent également que la résolution de l’ensemble des équations d’égalité et d’inégalité en utilisant `fmincon` est plus près de la réalité. Cette méthode sera donc utilisée pour obtenir les deux critères de performance mentionnés à la section 2.1 qui seront ensuite intégrés dans un processus d’optimisation visant à obtenir un design de doigt à contact roulant adapté pour une main prothétique.

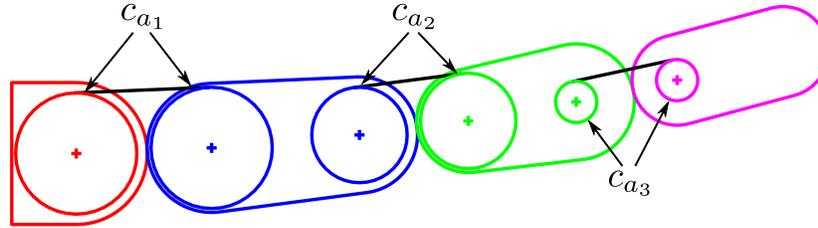
2.3 Optimisation

L’optimisation d’un doigt sous-actionné utilisant des articulations à contact roulant est d’abord effectuée sur le nombre minimal de paramètres qui permettent de le définir. Le vecteur \mathbf{v} , regroupant ces 14 paramètres présentés dans le tableau 2.1, indique les rayons proximaux (r_i) et distaux ($r_{a_{i+1}}$) d’une phalange, sa longueur (l_i) et son actionnement proximal (c_{a_i}) avec $i = 1, 2, 3$. Tel que montré à la figure 2.6(a), l’actionnement de ces configurations à dimension minimale est assuré par deux poulies de rayon identique c_{a_i} , situées de part et d’autre de l’articulation a_i . L’actionnement du doigt est alors entièrement représenté par trois paramètres et le couple aux articulation devient constant tout au long de la fermeture du doigt. L’utilisation de petites poulies ayant le même diamètre mais dont coordonnées en X et en Y (regroupées dans la figure 2.6(b) sous les vecteurs \mathbf{x}_{p_i} et $\mathbf{x}_{p_{a_i}}$) varient pour chaque phalange nécessite 12 paramètres pour identifier une configuration et induit un couple variable au cours de la fermeture du doigt. La dimension minimale d’un doigt permet ainsi de réduire

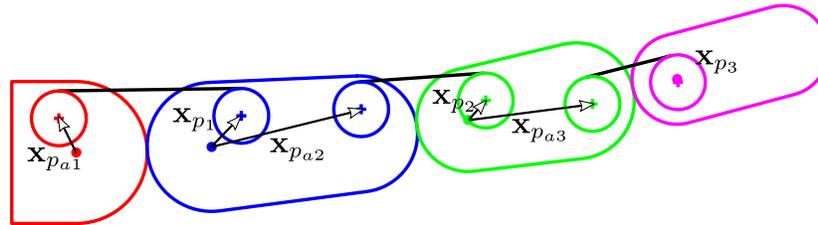
le nombre de variables associées à l'actionnement et facilite la compréhension de l'impact des paramètres sur la performance d'un doigt.

TABLE 2.1 – Paramètres et bornes utilisés lors de l'optimisation à dimension minimale.

Paramètres $[v]$		Limite inférieure $[\underline{v}_i]$	Limite supérieure $[\overline{v}_i]$
Position du cylindre	$v_1 = x_o$	-35	0
Rayon des phalanges	$v_2 = r_{a1}$	5	15
	$v_3 = r_1$	5	15
	$v_4 = r_{a2}$	5	15
	$v_5 = r_2$	5	15
	$v_6 = r_{a3}$	5	15
	$v_7 = r_3$	5	15
	$v_8 = r_{a4}$	5	15
Longueur des phalanges	$v_9 = l_1$	10	30
	$v_{10} = l_2$	10	30
	$v_{11} = l_3$	10	30
Actionnement des phalanges	$v_{12} = c_{a1}$	0	10
	$v_{13} = c_{a2}$	0	10
	$v_{14} = c_{a3}$	0	10



(a) À 3 paramètres



(b) À 12 paramètres

FIGURE 2.6 – Deux dimensions possibles pour les paramètres d'actionnement d'un doigt.

Afin d'obtenir des configurations de doigt adaptées aux requis prothétiques, plusieurs des contraintes sont ajoutées aux paramètres de l'optimisation. Ces contraintes peuvent être exprimées par l'équation mathématique suivante :

$$\mathbf{v} \text{ tel que } \begin{cases} \underline{v}_i \leq v_i \leq \overline{v}_i \\ 90 \leq \sum_{i=2}^8 v_i \leq 110mm \\ c_{ai} \leq [r_{ai}, r_i] \\ c_{a3} \leq c_{a2} \leq c_{a1} \end{cases} \quad (2.16)$$

où \mathbf{v} est le vecteur regroupant les 14 variables v_1 à v_{14} permettant de décrire un doigt à dimension minimale, tel que montré dans le tableau 2.1. Les limites inférieures \underline{v}_i et supérieures \overline{v}_i présentées dans le même tableau sont imposées aux paramètres afin d’obtenir un espace de design aussi large que possible tout en gardant des phalanges réalisables mécaniquement. La longueur totale d’un doigt, donné par la distance entre l’articulation MCP et le bout du doigt (c.-à-d. la somme des paramètres 2 à 8), doit être maintenue entre 90 et 110 mm pour rester comparable aux doigts humains et aux autres prothèses. Les poulies d’actionnement doivent être contenues à l’intérieur de l’enceinte physique des phalanges, formée par ses deux rayons (r_i et $r_{a_{i+1}}$) et de la tangente les reliant. Tout contact entre les objets et les poulies est ainsi évité puisqu’ils pourraient affecter la performance de la prise. Finalement, les couples d’actionnement du doigt doivent respecter une séquence de fermeture prédéfinie qui favorise les contacts avec chaque phalange (Laliberté et Gosselin, 1998). Selon cette séquence, la phalange proximale est d’abord actionnée jusqu’à ce qu’elle touche à l’objet, pour ensuite initier le mouvement de la phalange intermédiaire suivie de la distale. Elle peut être naturellement imposée à une configuration en forçant son couple d’actionnement proximal (c_{a_1}) à être le plus élevé et son couple distal (c_{a_3}) à être le plus faible. Puisque le couple de retour élastique, qui reprend l’ensemble des forces gravitationnelles, est proportionnel au couple d’actionnement de chaque articulation auquel il s’applique (tel que défini dans la section 1.3.3), cette contrainte seule sur les couples d’actionnement permet d’assurer la séquence de fermeture.

2.3.1 Analyse des paramètres

Comme peut le démontrer la convergence difficile du modèle, le comportement d’un doigt à 3 phalanges utilisant des articulations à contact roulant est complexe à prévoir. Il devient encore plus complexe de prévoir quelle configuration aura les meilleures performances. Même en utilisant une optimisation sur l’ensemble des paramètres, le temps pour obtenir une configuration intéressante est considérable, sans pour autant garantir un résultat optimal. Une analyse statistique a donc été conduite afin de concentrer l’espace de travail et ainsi augmenter les chances d’obtenir plus rapidement un doigt plus performant. Plusieurs analyses ont été effectués (« Principal components analysis », analyse de corrélation, valeurs et vecteurs propres, analyse Pareto, etc.), mais aucune ne permettait d’obtenir une tendance claire entre les paramètres et les résultats. Une approche graphique a donc été utilisée, consistant à générer un grand nombre de designs aléatoires pour observer quelles tendances pouvaient être dégagées entre les paramètres d’un doigt et ses indices de performance. Parmi les designs

TABLE 2.2 – Ratios entre les paramètres d’un doigt sous-actionné permettant d’obtenir un indice de performance global optimal. Voir les figures 1.5 et 2.6 pour la nomenclature.

Ratios $[\tau]$		Limite inférieure $[\tau_i]$	Maximum	Limite supérieure $[\bar{\tau}_i]$
Rayon des articulations	$\tau_1 = r_1/r_{a1}$	0,80	1,07	1,39
	$\tau_2 = r_2/r_{a2}$	0,50	0,67	1,00
	$\tau_3 = r_3/r_{a3}$	0,74	0,96	1,27
Rayon des phalanges	$\tau_4 = r_{a2}/r_1$	0,68	0,97	1,29
	$\tau_5 = r_{a3}/r_2$	0,79	1,08	1,45
	$\tau_6 = r_{a4}/r_3$	0,64	1,04	1,45
Longueur	$\tau_7 = l_2/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_8 = l_3/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_9 = l_3/l_2$	0,66	1	1,42
Couple d’actionnement	$\tau_{10} = c_{a2}/c_{a1}$	0,50	0,67	0,97
	$\tau_{11} = c_{a3}/c_{a1}$	0,24	0,41	0,57
	$\tau_{12} = c_{a3}/c_{a2}$	0,20	0,40	0,63

générés aléatoirement (plus de 2 millions), seulement 250 000 répondaient aux contraintes physiques présentées dans (2.17). Les deux indices de performance ont donc été calculés pour l’ensemble de ces designs en utilisant la deuxième méthode présentée à la section précédente. Puisque l’analyse directe des paramètres ne permettait pas d’obtenir des résultats concluants, ces résultats ont été mis en relation avec différents ratios entre les paramètres, présentés dans l’annexe A et dans le tableau 2.2. Dans le but d’analyser en profondeur l’impact de ces ratios, ils ont été mis en relation avec l’indice de distribution des forces, la capacité à retenir et avec un indice de performance global correspondant à la multiplication des deux précédents. Pour chaque configuration, la position horizontale des objets (20 et 40 mm) a été optimisée de sorte à obtenir l’indice de performance le plus élevé. Cette position n’est effectivement pas tributaire du doigt, et donc de sa performance dans l’analyse statistique, mais affecte sa performance puisqu’elle est obtenue aléatoirement. Afin de permettre une meilleure vue d’ensemble de l’impact des paramètres sur le doigt, seul l’indice de performance global est utilisé pour l’analyse et l’élaboration des bornes présentées dans le tableau 2.2. Les résultats spécifiques pour la distribution des forces et pour la capacité à retenir sont présentés en annexe A avec l’ensemble des graphiques.

Les designs obtenus aléatoirement ayant un indice de performance global non nul ont donc été regroupés selon la valeur des ratios entre leurs paramètres et l’indice de performance global moyen de chacun de ces groupes a été calculé. Les graphiques, présentés en annexe A, permettent d’observer des tendances similaires à une loi gaussienne non symétrique pour les indices de performance moyens en fonction des divers ratios entre les paramètres. Une courbe gaussienne peut ainsi représenter l’allure de ces tendances en plus d’indiquer quel ratio mène potentiellement à une performance plus élevée. Ces ratios optimaux sont présentés dans le tableau 2.2 sous la colonne « Maximum ». Une courbe gaussienne à deux termes est nécessaire

pour obtenir un pourcentage de fidélité (« rsquare ») de plus de 97% pour l’ensemble des ratios excepté le ratio $\tau_{10} = c_{a2}/c_{a1}$ où trois termes gaussiens sont utilisés.

Ces valeurs obtenues grâce à l’analyse statistique expriment plusieurs traits bénéfiques pour un doigt sous-actionné utilisant des articulations à contact roulant. Premièrement, les ratios entre les multiples rayons d’un doigt semblent être avantagés pour une valeur autour de un. Le parallèle peut être fait avec la littérature où un ratio unitaire est souvent utilisé pour des raisons d’esthétisme et de simplification des calculs. Il est intéressant de voir que la tendance de certaines phalanges à avoir un angle ϕ_i positif (τ_5 et $\tau_6 > 1$) est aussi utilisée dans (de Visser et Herder, 2000) pour des articulations à contact roulant. Ce résultat n’était cependant pas dû à des optimisations, mais bien à un choix de design visant à réduire les forces de cisaillement et ainsi limiter le glissement dans les articulations. Il semble cependant y avoir un net avantage à préférer un ratio inférieur à un pour l’articulation interphalangienne proximale (IPP) $\tau_2 = r_2/r_{a2}$: r_2 devrait donc être plus petit que r_{a2} (voir la figure 1.5). Un tel ratio engendrerait une rotation plus rapide de la phalange intermédiaire puisque l’angle relié à l’articulation (α_2) est plus petit que celui relié à la phalange (θ_2). Le contact entre l’objet et la phalange intermédiaire se fait donc plus loin sur sa longueur (plus loin de l’articulation IPP), ce qui augmente la distribution, en favorisant le contact de la phalange distale, et la capacité à retenir en réduisant le recul de la phalange intermédiaire lors de l’extraction.

Deuxièmement, les ratios entre les longueurs des phalanges semblent démontrer une augmentation des indices de performance lorsque les phalanges intermédiaires et distales sont moins longues que la phalange proximale, un aspect similaire aux doigts humains. Pour une longueur maximale fixe, une phalange proximale plus longue permet effectivement de mieux englober les objets, et surtout d’augmenter la capacité à retenir en retardant le recul des phalanges intermédiaire et distale. Finalement, l’analyse statistique démontre l’importance de bien pondérer les couples d’actionnement intermédiaire et distal en fonction de l’actionnement proximal. Ce phénomène, bien connu dans la littérature (voir (Laliberté et Gosselin, 1998) et (Birglen *et al.*, 2007)), permet de respecter la séquence de fermeture en plus de réduire la probabilité d’éjection des objets. La figure A.4 démontre effectivement que le pourcentage d’occurrence des résultats chute rapidement lorsque le couple intermédiaire et distal dépasse les maximums du tableau 2.2, surtout pour le gros objet pour lequel le risque d’éjection est plus grand.

Ces résultats sont utilisés afin d’instaurer de nouvelles bornes sur les paramètres et ainsi circonscrire l’espace d’optimisation à des valeurs optimales. Ces bornes, indiquées sur les graphiques de l’annexe A et dans le tableau 2.2 comme $\underline{\tau}_i$ et $\overline{\tau}_i$ représente les ratios ayant une différence d’un écart type avec la valeur gaussienne maximale de chaque ratio τ_i . Les écarts-types sont calculés en donnant à chaque valeur de ratio un poids relatif à leur pourcentage d’occurrence respectif.

2.3.2 Résultats d'optimisation

La performance d'un design restant difficile à prédire en ne considérant que ses paramètres, une optimisation par algorithme génétique, utile pour les problèmes ayant une fonction objective hautement non-linéaire, a été utilisée pour trouver un doigt sous-actionné utilisant des articulations à contact roulant. Basée sur un processus d'évolution, cette optimisation génère de façon répétitive une population de plusieurs individus à partir d'un mélange des meilleurs éléments de la population précédente, modifiant une partie de ceux-ci par des mutations sur les paramètres. Une optimisation par algorithme génétique a ainsi plus de chance d'atteindre un maximum global que plusieurs autres méthodes d'optimisations.

Les deux indices de performance sont utilisés comme objectifs à maximiser. Tel que mentionné dans la section 2.1, la distribution égale des forces de contact et la capacité à retenir favorisent des comportements opposés, mais non moins intéressants, chez un doigt sous-actionné. Les différents critères d'optimisation sont souvent combinés afin d'obtenir la performance globale d'un doigt (Jobin *et al.*, 2004), une approche similaire à celle utilisée lors de la définition des bornes sur les ratios des paramètres (section 2.3.1). Une optimisation à plusieurs objectifs est cependant utilisée ici afin d'offrir au concepteur la latitude de choisir le critère prioritaire pour une application donnée. Dans un cas où la force d'actionnement ne serait pas limitée, la distribution des forces pourrait, par exemple, être favorisée puisqu'il suffirait d'augmenter la tension dans les câbles pour augmenter la capacité à retenir. Pour une main prothétique sous-actionnée destinée à être utilisée avec un harnais, il peut, au contraire, être bénéfique de favoriser la capacité à retenir afin de réduire la fatigue et l'inconfort lié à une utilisation excessive de l'articulation fonctionnelle actionnant la main. Ces compromis créent un environ-

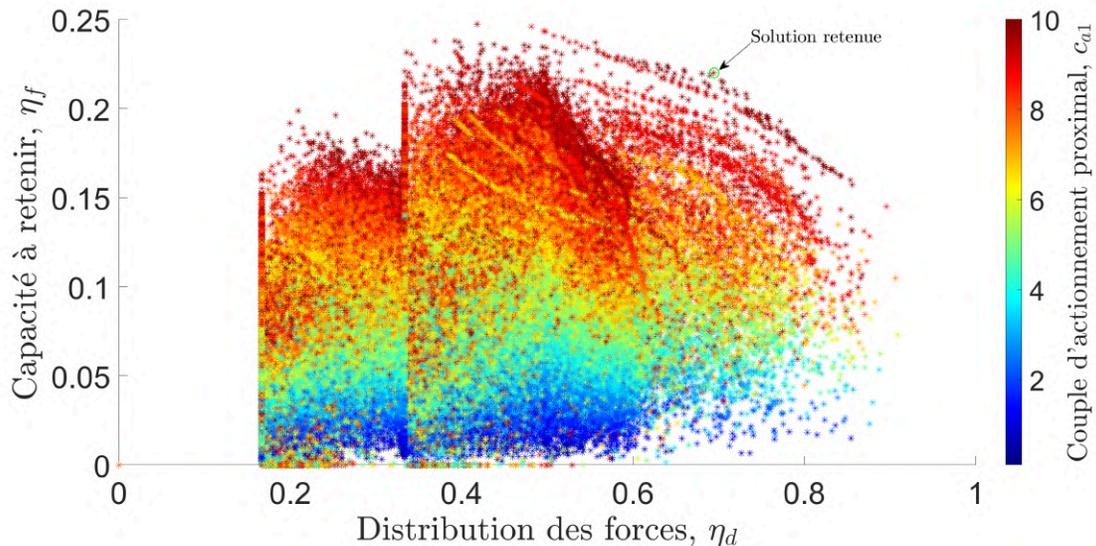


FIGURE 2.7 – Diagramme pareto des deux critères de performance (η_f et η_d) en fonction du couple d'actionnement proximal. La solution retenue est indiquée à l'aide d'une flèche

nement où une solution optimale unique ne peut exister. La figure 2.7, où les deux critères de performance de l'ensemble des designs obtenus aléatoirement et par optimisation sont mis en relation, représente bien la diversité des résultats obtenus, mais également la dualité entre les deux critères. Les lignes représentent les solutions proposées par les diverses optimisations à multiobjectifs et indiquent comment plusieurs choix peuvent être valides selon l'application. Les lignes verticales sont artificiellement produites par la méthode de calcul de la distribution des forces et indiquent que plusieurs designs aléatoires n'appliquent une force que grâce à leur phalange distale sur les deux objets ($\eta_d = 0,33$) ou seulement sur le petit cylindre ($\eta_d = 0,165$).

L'ensemble des contraintes physiques (2.16) et des limites sur les ratios de paramètres (tableau 2.2) sont utilisées dans une optimisation à algorithme génétique implémentée sur Matlab (`gamultiobj`) ayant comme objectifs de maximiser la distribution des forces et la capacité à retenir d'un doigt. La fonction objectif de cette optimisation sur le vecteur de 14 paramètres \mathbf{v} représentant un doigt à dimension minimale peut ainsi s'écrire comme suit :

$$\min[-\eta_d(\mathbf{v}), -\eta_f(\mathbf{v})] \text{ tel que } \begin{cases} \underline{v}_i \leq v_i \leq \bar{v}_i \\ 90 \leq \sum_{i=2}^8 v_i \leq 110 \\ c_{ai} \leq [r_{ai}, r_i] \\ c_{a3} \leq c_{a2} \leq c_{a1} \\ \underline{\tau}_i \leq \tau_i \leq \bar{\tau}_i \end{cases} . \quad (2.17)$$

Plus de 30 optimisations par algorithme génétique ont été effectuées en utilisant une population variant de 100 à 700 individus, un nombre de générations variant de 100 à 10 000 et un facteur de mutation variant de 0,1 à 1. Les résultats de chacune de ces optimisations ont été analysés et la solution la mieux adaptée pour notre application a été retenue. Indiquée dans la figure 2.7 par une flèche, la capacité à retenir de cette solution est parmi les meilleures ($\eta_f = 0,220$) et sa distribution des forces est supérieure à la moyenne ($\eta_d = 0,694$). De plus, l'apparence physique du doigt choisi, présenté à la figure 2.8(a), est semblable à celle d'un doigt humain grâce aux faibles variations de rayon de roulement et à leur taille diminuant au fil du doigt.

Les poulies aux rayons divers positionnées aux centres de chaque rayon de roulement de la solution optimale obtenue (voir la figure 2.8(a)) ont été remplacées par plusieurs poulies de rayon standard situées à des positions quelconques, telles que montrées à la figure 2.8(b). Contrairement à la configuration à basse dimension, principalement utilisée pour faciliter l'analyse du comportement et l'obtention d'une solution optimale, le couple généré par des petites poulies n'est pas constant. Il peut alors varier lorsque le doigt se ferme sur l'objet, augmentant ainsi les performances de la prise. Toutefois, le principal avantage d'augmenter le nombre de paramètres est le fait d'utiliser des poulies ayant un rayon standard fabriquées en industrie. En plus de

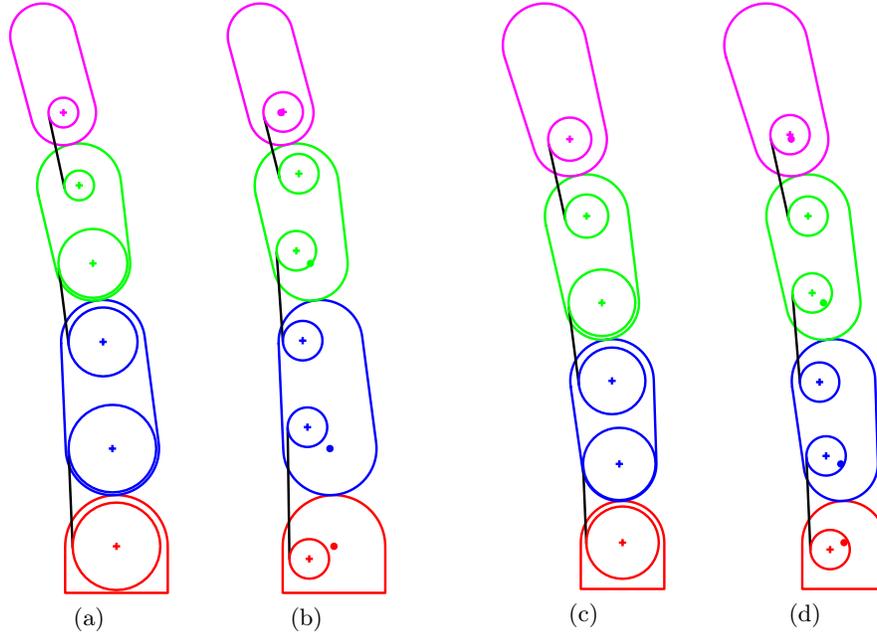


FIGURE 2.8 – Solution (a) optimale à 14 variables, (b) optimale à 23 paramètres, (c) conventionnelle à 14 variables et (d) conventionnelle à 23 paramètres.

réduire la friction dans le câble d'actionnement, les petites poulies engendrent des phalanges plus rigides et plus légères. À partir de la solution retenue, les paramètres liés à l'actionnement ($c_{a1} = 9.4mm$, $c_{a2} = 7.4mm$ et $c_{a3} = 3.2mm$) ont été remplacés par les 6 vecteurs de position présentés à la figure 2.6 grâce à une seconde optimisation à algorithme génétique, similaire à celle effectuée pour trouver le doigt à basse dimension. Les mêmes contraintes sur la séquence de fermeture et sur la position des poulies dans l'enceinte du doigt ont été appliquées. La solution finale obtenue, ayant une distribution des forces de $\eta_d = 0,700$ et une capacité à retenir de $\eta_f = 0,217$ est présentée dans le tableau 2.3 et montrée à la figure 2.8(b). Afin de faire ressortir les avantages de l'optimisation et pour confirmer le modèle, un second design ayant des performances conventionnelles a également été retenu. Cette « solution comparative », obtenue grâce à une optimisation à faible dimension (voir la figure 2.8(c)) puis modifiée pour utiliser des poulies standard (voir la figure 2.8(d)), est également présentée dans le tableau 2.3. Ayant une distribution des forces de $\eta_d = 0,551$ et une capacité à retenir de $\eta_f = 0,170$, elle est intéressante par le fait que toutes les phalanges sont de dimensions similaires. Ces deux solutions sont ainsi retenues afin d'être fabriquées et testées.

2.4 Fabrication du prototype

Le logiciel CREO a permis de générer un modèle 3D de chaque design retenu (optimal et comparatif) dans le but de fabriquer les phalanges par impression 3D. Tel que déterminé dans (Ten Kate *et al.*, 2017), l'impression 3D est de plus en plus répandue pour la fabrication de

TABLE 2.3 – Solution comparative et solution optimale retenues pour la fabrication de prototypes.

Paramètres [v]		Solution comparative	Solution optimale
Position du cylindre	x_o	-8.5	-15
Rayon des phalanges	r_{a1}	9	11
	r_1	8	10
	r_{a2}	9	9
	r_2	8	8
	r_{a3}	9	9
	r_3	8	7
	r_{a4}	9	7
Longueur des phalanges	l_1	18	23
	l_2	19	23
	l_3	21	17
Position des poulies d'actionnement	$x_{p_{a1}}$	-1,5	-2,7
	$y_{p_{a1}}$	3	5,3
	x_{p_1}	2	5
	y_{p_1}	3	4,4
	$x_{p_{a2}}$	0	0,6
	$y_{p_{a2}}$	3	3,8
	x_{p_2}	2,5	3,2
	y_{p_2}	2	2,5
	$x_{p_{a3}}$	0	2,4
	$y_{p_{a3}}$	0	-0,9
	x_{p_3}	1	0
	y_{p_3}	0	-0,5

prothèses puisqu'elle permet une personnalisation des designs et une facilité de fabrication. La « Hero Arm » de la compagnie Open Bionics, la première main prothétique fabriquée par impression 3D à être approuvée cliniquement, montre que cette technologie permet d'offrir des prothèses personnalisables, légères et moins dispendieuses que les méthodes traditionnelles (bionics, 2021). Ces atouts sont d'autant plus importants chez les enfants qui doivent changer de prothèse au fil de leur croissance.

La solution comparative a été fabriquée par dépôt de fil fondu, mieux connu en anglais sous « Fused Deposition Modeling » (FDM), en utilisant le modèle montré à la figure 3.2(a). Bien que cette méthode de fabrication comporte plusieurs avantages, les tests effectués ont démontré

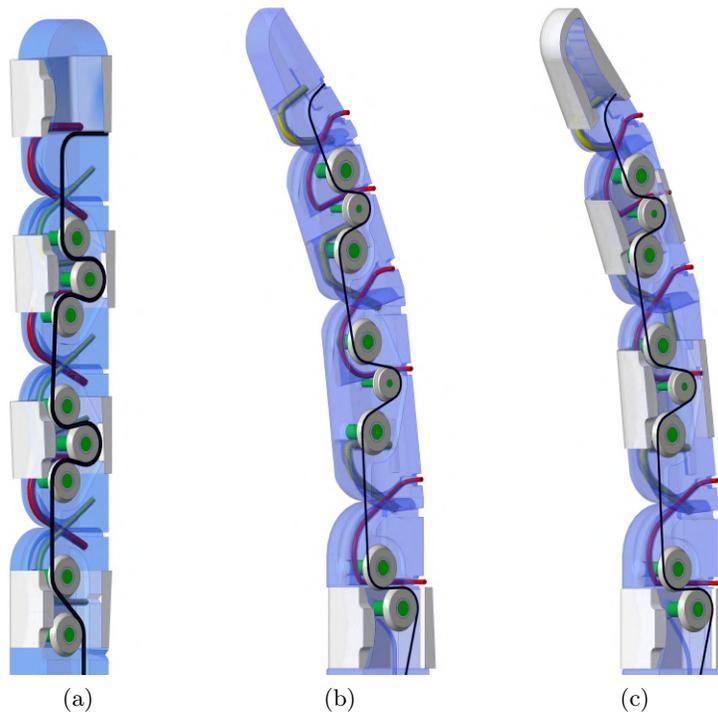


FIGURE 2.9 – Modèle 3D utilisé pour fabriqué (a) la solution comparative, (b) la solution optimale sans recouvrement et (c) la solution optimale avec recouvrement.

que sa résolution (de 1/10 de pouce, donc 2540 microns pour la machine disponible) n'était pas suffisamment précise pour une articulation à contact roulant. En plus de rendre l'assemblage d'un doigt difficile, cette faible résolution nuit au fonctionnement de l'articulation puisqu'elle engendre des surfaces de contact rugueuses qui induisent de la friction, surtout au niveau des rainures centrales assurant le retour des phalanges dans le plan de fermeture. Un bon fini de surface est difficile à obtenir, que ce soit par sablage ou par lissage à l'acétone, puisqu'il altère inévitablement le rayon de roulement qui est fondamental au bon fonctionnement de l'articulation. Les surfaces des phalanges en FDM, devant être minces pour intégrer les multiples strates nécessaires à l'articulation sans rendre celle-ci trop épaisse (donc d'apparence moins humaine), sont également sujettes à des bris ou des déformations en cours d'utilisation.

Afin de réduire ces problèmes liés à l'impression du doigt, la solution optimale a été fabriquée par stéréolithographie (SLA) avec une imprimante de marque Formlabs. Les figure 2.9(b) et (c) montrent le modèle 3D utilisés pour fabriquer les versions avec et sans recouvrement de cette solution. L'impression SLA, qui consiste à polymériser une résine à l'aide d'un faisceau lumineux, possède une bien meilleure résolution (50 microns) en plus d'offrir une vaste gamme de matériaux aux propriétés diverses. L'épaisseur des parois séparant les différentes strates d'une articulation peut ainsi être réduite au minimum, ce qui permet d'obtenir des doigts plus minces et plus attrayants sans complexifier l'assemblage des différentes composantes. Un



FIGURE 2.10 – (a) Câble élastique avant son insertion dans l'articulation et (b) vu d'ensemble d'une articulation. Le câble rigide est en jaune pour une meilleure visualisation.

prototype fait à partir d'une résine à haute rigidité (la résine « Clear ») a d'abord été fabriqué afin de réduire les déformations liées au roulement des phalanges, mais cette rigidité rendait également le doigt moins résistant aux impacts. La résine « Tough », ayant un haut module d'élasticité et une bonne élongation avant rupture, a donc été préférée pour la fabrication du prototype optimal avec et sans recouvrements.

Tel que défini dans le premier chapitre, les différents câbles utilisés dans les strates d'une articulation doivent avoir une longueur précise afin d'assurer le bon fonctionnement du doigt. Afin d'assurer une longueur reproductible et un assemblage facile, les câbles élastiques sont sertis d'adaptateur de métal tel que montré à la figure 2.10(a). Ce sertissage, ici assuré par des connecteurs électroniques de type Molex possédant une partie pour se fixer au câble et une excroissance en métal, permet d'introduire la prétension indiquée par (1.24) et de la conserver une fois l'excroissance déployée à l'extérieur de la phalange. Afin d'obtenir un retour élastique suffisant pour garder le doigt ouvert tout en minimisant le diamètre de l'élastique (et ainsi l'épaisseur totale du doigt), un câble de 1,2 mm de diamètre fait en polyuréthane d'une dureté (« shore hardness ») de 88A a été utilisé. Le polyuréthane permet effectivement un haut module d'élasticité et un long allongement avant de subir une déformation plastique.

Ce sertissage ne peut cependant pas être utilisé pour les câbles rigides puisque la méthode de fabrication disponible lors de l'assemblage des prototypes ne permettait pas d'atteindre la précision requise. La longueur des câbles rigides doit effectivement être rigoureusement identique à celle du modèle 3D pour assurer le positionnement de l'ensemble des phalanges et, par le fait même, le bon fonctionnement du doigt. Les deux strates de câbles rigides présents dans une articulation sont donc reliées ensemble par un seul câble, tel que montré en jaune à la figure 2.10(b). Un nœud fait avec les deux extrémités de ce câble permet d'ajuster sa longueur à la valeur désirée pour ensuite y fixer un connecteur en métal qui empêche toute variation future. Un câble de Dyneema ayant une capacité de 400 N est utilisé comme câble rigide afin de limiter les risques de rupture. Ce même câble est utilisé pour actionner le doigt, circulant au centre à travers des poulies industrielles ayant un rayon de 4,25 mm. Les poulies

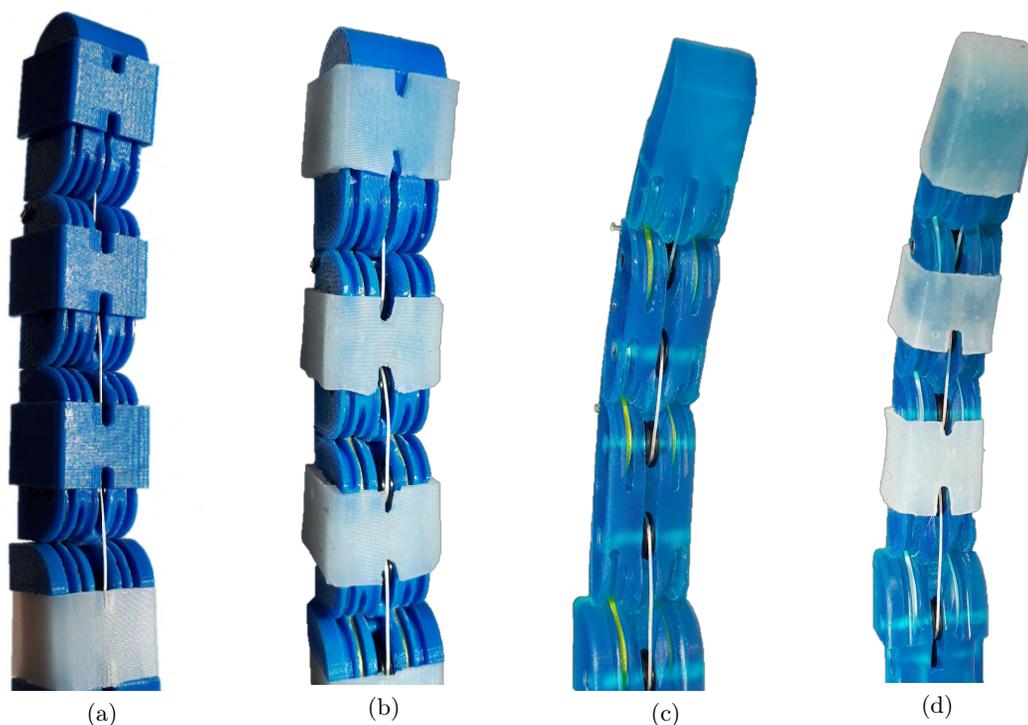


FIGURE 2.11 – Prototypes fabriqués pour la solution conventionnelle avec un recouvrement en plastique (a) et en silicone (b) et pour la solution optimale sans recouvrements (c) et avec recouvrements (d).

de réorientation du design optimal, tel que montré à la figure 2.9(c), doivent cependant être fabriquées par impression 3D pour utiliser un arbre plus petit et ainsi permettre la circulation des câbles élastiques et rigides. Comme ces poulies ne sont utilisées que pour assurer le lien entre deux poulies industrielles, leur plus faible précision n'affectent pas la performance du doigt.

Un prototype de chaque solution a ainsi été conçu et fabriqué afin de comparer le modèle avec des résultats expérimentaux. Bien qu'aucune attention n'ait été mise à réduire la friction lors des tests expérimentaux, les prototypes uniquement en plastique, présentés aux figures 2.9(a) et (c), sont ce qui se rapproche le plus d'une situation réelle à faible friction, donc du pire scénario. Le coefficient de friction entre les plastiques de l'objet et du doigt est effectivement bien plus faible que celui généralement présent dans les prothèses. Afin de tester l'impact d'un coefficient de friction plus élevé, une deuxième version des solutions retenues est fabriquée avec des recouvrements mous. Tel que mentionné dans Baril *et al.* (2013) et Kragten *et al.* (2009), la friction et la déformation induite par un matériau mou recouvrant un doigt sous-actionné ont un impact significatif sur les prises effectuées. Ces deux aspects permettent effectivement à la peau humaine et ses tissus sous-jacents de distribuer les forces de contact et d'augmenter le coefficient de friction (Grebenstein, 2012). Les recouvrements des phalanges sont donc faits

de silicone relativement mou (dureté de 20A) et sont fabriqués à partir de moules imprimés 3D, ce qui facilite leur utilisation et limite les risques de déchirement. Sous les recouvrements, la surface des phalanges entrant en contact avec les objets est courbée, comme le montrent les figures 2.9(a) et (c). En plus d'aider à maintenir les recouvrements en place, la courbure des phalanges augmente la capacité à retenir d'un doigt, particulièrement lorsqu'utilisé sur la phalange distale (Kragten *et al.*, 2011). Les recouvrements permettent les déformations épousant cette courbure ce qui augmente la stabilité de la prise sans toutefois nuire à l'esthétique du doigt. Ils permettent également de cacher le sertissage et le surplus des câbles élastiques et rigides. La phalange distale, étant la plus sollicitée du doigt, est presque entièrement recouverte de matériau mou. Une infime quantité de colle contact est appliquée pour assurer le maintien ferme entre ces recouvrement et la structure interne requis pour produire une prise stable (Greibenstein, 2012). La figure 2.11 montre les deux solutions, chacune avec et sans recouvrements, fabriqués en prototypes utilisés lors des tests expérimentaux.

2.5 Tests expérimentaux

Bien que les critères de performance sont largement utilisés dans la littérature pour optimiser les paramètres d'un doigt sous-actionné, ils ne sont validés expérimentalement que dans le quart des cas selon la revue de littérature de Kragten et Herder (2010a). En plus de valider les choix de critères et le modèle utilisé pour les obtenir, les tests expérimentaux permettent d'évaluer et de comparer les performances réelles d'un doigt ou d'une main sous-actionnée. La capacité des prototypes à retenir des objets a donc été testée expérimentalement grâce à un montage facilement répétable et représentatif d'une situation réaliste. Ces tests permettent également une évaluation sommaire de la distribution des forces, sans toutefois recourir à des mesures de force complexes qui dépassent le cadre de cette maîtrise.

2.5.1 Description du montage

Le montage expérimental, utilisé pour tester la capacité des prototypes à retenir un petit et un gros cylindre, est montré à la figure 2.12. Le doigt est fixé à la base d'un actuateur linéaire alors que le cylindre est quant à lui fixé sur un capteur d'effort lui-même fixé à la partie mobile de l'actuateur linéaire de sorte que le déplacement de l'objet soit perpendiculaire à la surface du métacarpe et coïncidant avec la distance horizontale de l'objet (x_o). L'actuateur linéaire déplace alors l'objet, suffisamment haut pour couvrir l'épaisseur du doigt, jusqu'à ce qu'il entre légèrement en contact avec le recouvrement mou du métacarpe. Un poids, tel que montré à la figure 2.12(b), est alors fixée au câble d'actionnement du doigt et lentement relâchée engendrant sa fermeture. Puisque le mouvement du doigt lors de l'extraction est minimale, l'inertie de cette masse en suspension peut être négligée et la force d'actionnement peut être considérée constante. Une fois la masse complètement relâchée, l'objet est déplacé à une vitesse de 1 mm/s jusqu'à ce que le doigt perde contact avec celui-ci. Cette faible vitesse

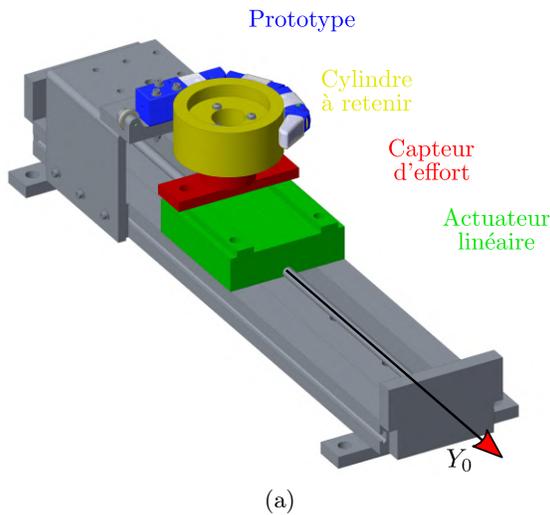


FIGURE 2.12 – Montage expérimental utilisé (a) en modélisation 3D et (b) lors d'un test expérimental.

réduit également les effets inertiels qui pourraient altérer les résultats. Le capteur d'effort, un ATI mini40 à six axes ayant une résolution de $1/50$ N, recueille l'ensemble des forces et moments appliqués par le doigt sur l'objet tout au long de l'extraction.

Contrairement à Kragten et Herder (2010a), aucune attention n'est portée à réduire la friction entre l'objet et le doigt, et ce, même si cette friction n'est pas considérée dans le modèle. Le but du montage expérimental est effectivement d'obtenir la capacité réelle d'un doigt à trois phalanges à retenir un objet et non d'obtenir des résultats identiques au modèle mathématique, ce que plusieurs articles des mêmes auteurs ont déjà fait (voir Kragten et Herder (2010a), Kragten *et al.* (2010) et Kragten et Herder (2010b)). La réduction de friction requise pour obtenir les même résultats que ceux du modèle nécessite, entre autres, d'utiliser un cylindre différent pour chaque phalange, chacun d'eux relié sur un seul arbre grâce à des roulements à billes (Kragten et Herder, 2010b). Plusieurs modifications sont ainsi nécessaires afin que chaque phalange soit sur un plan différent. En plus d'être difficiles à implémenter pour des articulations à contact roulant, ces modifications peuvent nuire à l'analyse des performances réelles du doigt qui sera implémenté dans la main sous-actionnée. Une mise en situation réelle utilisant un doigt non modifié est ainsi préférée à un test offrant des résultats identiques à ceux du modèle.

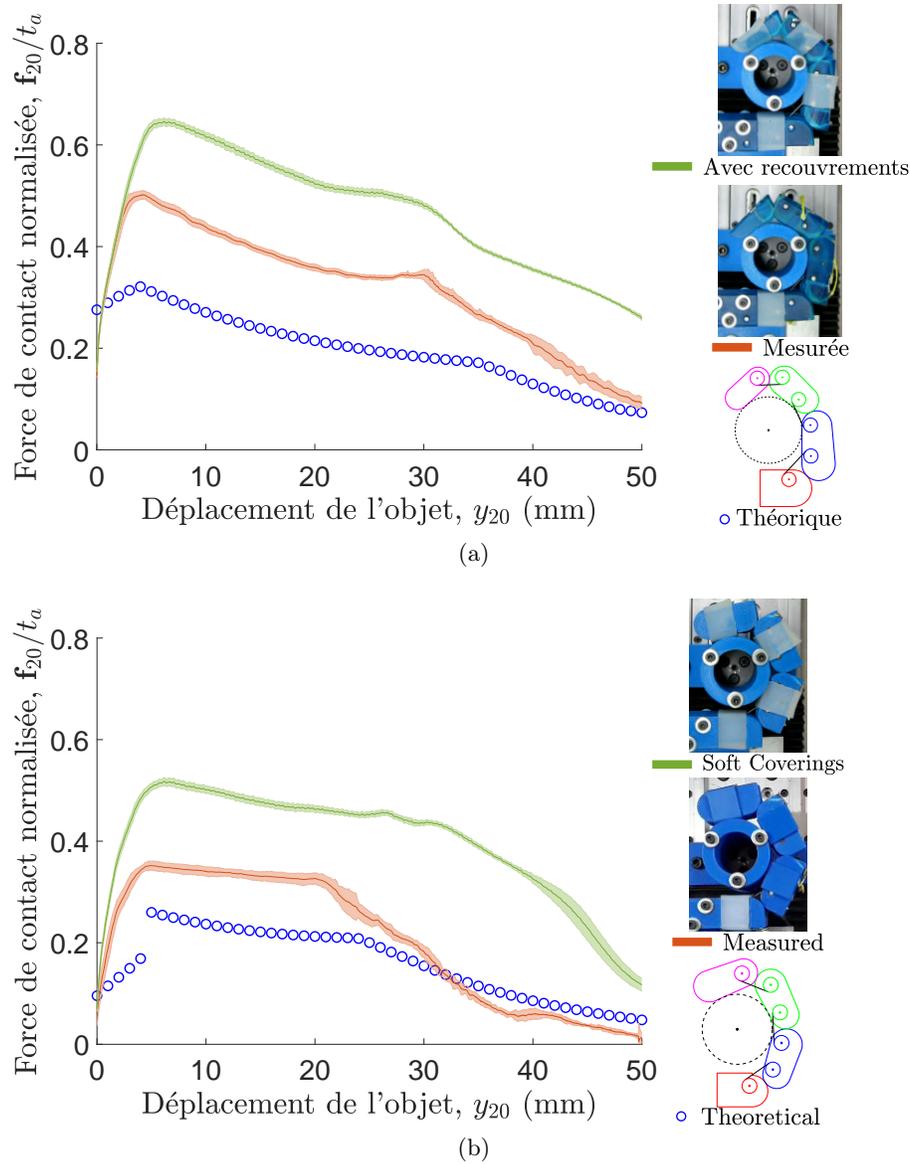


FIGURE 2.13 – Force de contact théorique et mesurée (avec et sans recouvrements), s’appliquant sur un cylindre ayant un rayon de 20 mm lors de son déplacement hors de la paume pour (a) la solution optimale et (b) la solution comparative.

2.5.2 Résultats

Les résultats obtenus grâce au montage expérimental sont présentés à la figure 2.13 pour un objet de 20 mm et à la figure 2.14 pour un objet de 40 mm. Chaque graphique montre le vecteur regroupant les forces verticales appliquées sur l’objet par l’ensemble des phalanges (\mathbf{f}_{r_o}), normalisé par la tension dans le câble d’actionnement (t_a), en fonction du déplacement (y_o). Une valeur positive représente une somme des forces de contact opposée au déplacement de l’objet. Les résultats avec et sans recouvrements sont présentés respectivement en vert et en rouge pour la solution optimale (a) et pour la solution comparative (b). Tous les

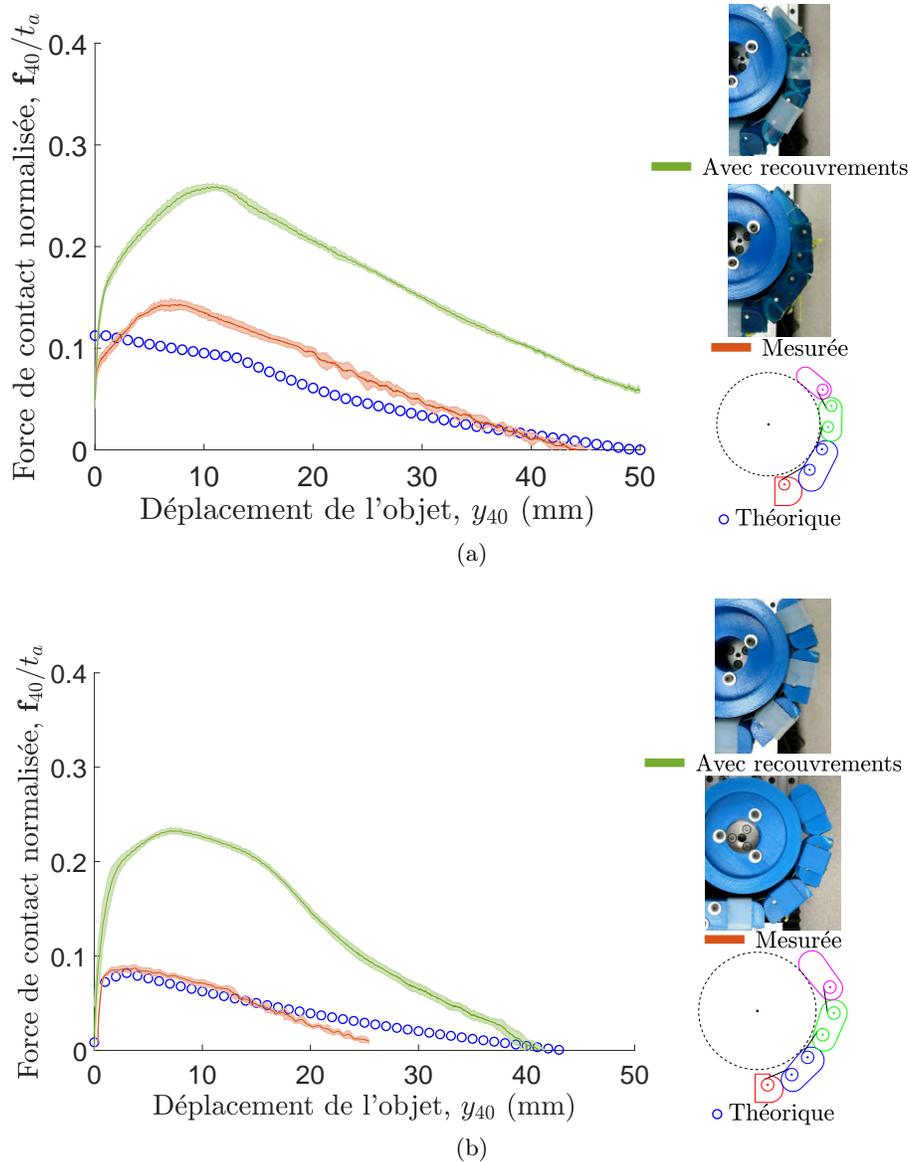


FIGURE 2.14 – Force de contact théorique et mesurée (avec et sans recouvrements), s’appliquant sur un cylindre ayant un rayon de 40 mm lors de son déplacement hors de la paume pour (a) la solution optimale et (b) la solution comparative.

résultats expérimentaux sont obtenus à partir de 10 extractions d’objets en utilisant un poids de 44,5 Newton (10 livres). La moyenne de ces extractions, représentée par une ligne pleine, est entourée par l’écart type en zone pâle. Les résultats théoriques pour chaque extraction sont présentés par les points bleus. Une photo associée à chaque extraction est utilisée comme légende à droite du graphique. Ces photos représentent les configurations de chaque solution induisant la force de contact maximale.

L’ensemble des courbes présentées aux figures 2.13 et 2.14 démontrent une allure de courbe similaire : les forces verticales sur l’objet augmentent jusqu’à atteindre un maximum puis

diminuent lentement jusqu'à ce qu'il soit éjecté de la prise du doigt. Les résultats obtenus après le point maximal seraient complétés en une fraction de seconde dans une situation réelle puisque, contrairement à ce montage où la distance est contrôlée par l'actuateur linéaire, la position d'un objet retenu par un doigt est contrôlée par la force que celui-ci applique. Diminuer la force ou l'accélération s'appliquant à extraire l'objet engendrerait un déplacement de celui-ci vers la paume alors qu'une force légèrement supérieure au maximum provoquerait l'éjection définitive. L'analyse des résultats qui suit portera donc en majeure partie sur l'augmentation des forces de contact jusqu'à l'obtention d'un maximum.

2.5.3 Discussion des résultats

Sans être identiques à ceux obtenus en pratique, les résultats théoriques représentent adéquatement le comportement d'un doigt sous-actionné à trois phalanges. Les deux principales différences entre le modèle théorique et les essais expérimentaux se situent au niveau des changements de configuration liés au contact des phalanges et aux forces qui y sont associées.

Pour une prise de cylindre sans friction, la force maximale appliquée par un doigt est généralement obtenue lorsque la phalange proximale perd complètement contact avec l'objet, comme le montrent les graphiques théoriques de la figure 2.15. La force exercée par la phalange proximale possède effectivement une composante verticale s'opposant à celle des autres phalanges et nuisant à la force verticale totale sur l'objet. Cette perte de contact se produit dès les premiers déplacements de l'objet pour un cylindre de 40 mm, mais peut prendre quelques instants pour des cylindres de plus petit rayon. Une fois ce maximum atteint, la force de contact sur la phalange intermédiaire commence à diminuer alors que celle sur la phalange distale augmente jusqu'à ce qu'elle soit la seule à toucher à l'objet. Cette dernière glisse alors sur l'objet jusqu'à perdre complètement son contact avec celui-ci.

La perte de contact entre la phalange proximale et l'objet se produit généralement plus tôt lors d'une prise réelle où une certaine friction est nécessairement présente. Les légendes des figures 2.13 et 2.14 indiquent effectivement que, lors du maximum de force, la phalange proximale est bien plus reculée pour les essais expérimentaux que pour le modèle théorique. Lorsqu'aucune friction n'est considérée, la phalange distale se déplace sur l'objet au début de l'extraction, comme le montrent les graphiques d'angle (θ_3) de la figure 2.15, ce qui permet à la phalange proximale de garder son contact avec l'objet. La friction présente dans les essais expérimentaux nuit cependant au déplacement de la phalange distale, qui a un plus faible actionnement, ce qui réduit la durée du contact entre la phalange proximale et l'objet. Malgré la perte précoce du contact proximal, la capacité maximale à retenir se produit pour une position de l'objet plus éloignée, comme le montre la position de l'objet correspondant à la force maximale ($y_{o,max}$) dans le tableau 2.4. La friction entre les phalanges intermédiaire et distale limite en effet leur glissement sur l'objet ce qui leur permet d'atteindre une configuration (très similaire à celle du modèle théorique) menant à une force maximale plus tard dans le

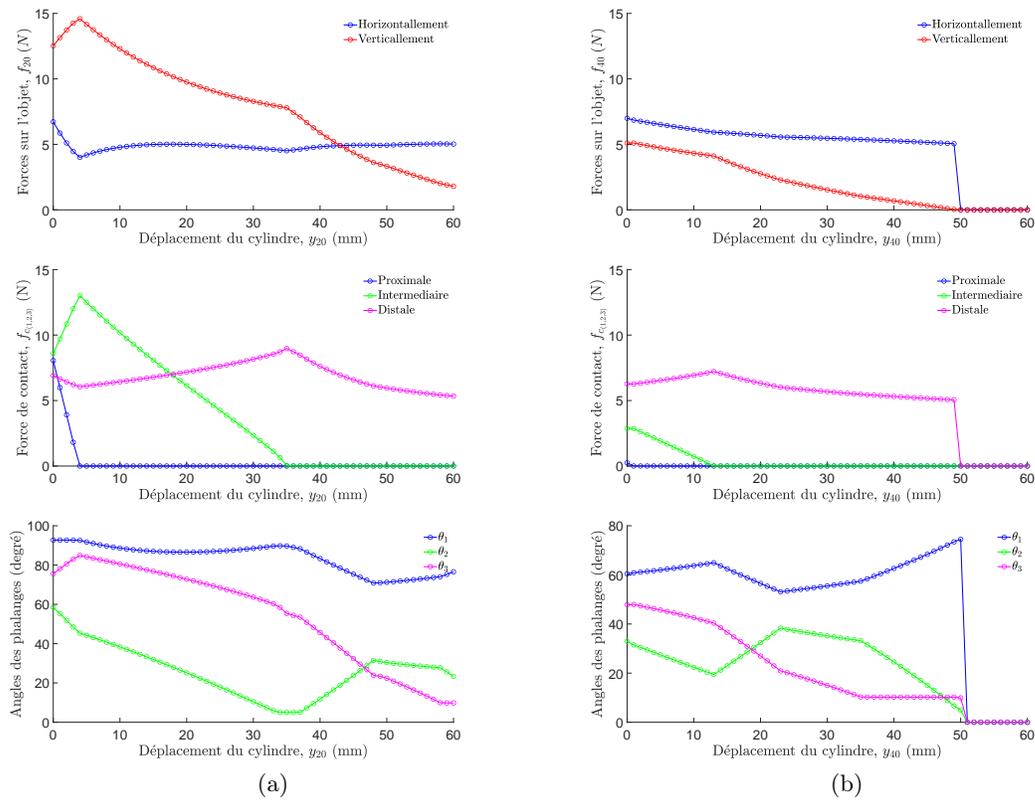


FIGURE 2.15 – Forces de contact totales sur l’objet, sur chaque phalange et les angles correspondants des phalanges de la solution optimale pour (a) un objet de 20 mm et (b) un objet de 40 mm.

processus d’extraction. Cet effet de traction exercée par l’objet sur les phalanges grâce à la friction est d’autant plus perceptible pour les gros cylindres comme le montre la figure 2.14. La perte de contact précoce de la phalange proximale et l’atteinte tardive du maximum de force sont également observées dans les résultats expérimentaux de Kragten *et al.* (2009), où la capacité d’un doigt à deux phalanges à retenir un objet cylindrique est testée selon plusieurs coefficients de friction avec l’objet.

Sans surprises, la friction affecte également l’amplitude des forces de contact. Les résultats expérimentaux démontrent effectivement une capacité à retenir des objets nettement plus grande pour des situations réelles, tel qu’indiqué dans le tableau 2.4 où les résultats théoriques et expérimentaux avec et sans recouvrements sont comparés. Une augmentation similaire de la capacité à retenir due à la friction peut être observée dans plusieurs articles dont Kragten *et al.* (2009) et Kragten *et al.* (2010).

Les différences au niveau de la configuration du doigt au cours de l’extraction et des forces de contact maximales sont amplifiées lors de l’utilisation de recouvrement mou, tel que souligné dans les figures 2.13 et 2.14 de même que dans le tableau 2.4. En plus de décaler davantage

TABLE 2.4 – Résultat d’extraction d’objets.

Results	Solution optimale				Solution Comparative			
	$y_{20,max}$ (mm)	$\eta_{f,20}$	$y_{40,max}$ (mm)	$\eta_{f,40}$	$y_{20,max}$ (mm)	$\eta_{f,20}$	$y_{40,max}$ (mm)	$\eta_{f,40}$
Théorique	4	0,321	1	0,112	5	0,251	2	0,082
Mesurée	4,28	0,502	7,8	0,143	4,95	0,352	3,42	0,087
Avec Recouvrement	6,17	0,646	10,8	0,259	6,20	0,518	7,43	0,233

la position de l’objet lors de l’application des forces maximales, ces dernières sont le double de celles obtenues par le modèle. Bien que la déformation seule du matériau de recouvrement n’est pas reconnue comme ayant un impact important sur la capacité à retenir (Kragten *et al.*, 2009), la combinaison de cette déformation avec une augmentation de la fiction due au matériel utilisé décuple les performances d’un doigt. Le silicone mou et la surface interne arrondie des phalanges permettent effectivement un contact plus englobant et une liberté de déplacement du point de contact. Cette liberté, due à la compression interne, facilite le déplacement initial de la phalange distale et la reconfiguration du doigt qui s’en suit. La perte du contact entre la phalange proximale et l’objet de même que l’atteinte d’un maximum se produisent donc plus tard dans le processus d’extraction contrairement aux résultats sans recouvrement.

Plusieurs autres éléments peuvent toutefois avoir un impact sur la différence entre les résultats théoriques et expérimentaux. Outre la friction entre les phalanges et l’objet, la friction interne au doigt, limitant le déplacement des phalanges, aide également à résister à l’extraction de l’objet. En plus de celle présente dans les poulies d’actionnement, le mouvement de rotation d’une articulation à contact roulant peut induire sa part de friction interne due à la déformation locale des surfaces en contact. Cette déformation de roulement, similaire à celle présente dans un roulement à billes, résulte des forces de compressions qu’appliquent les différents câbles sur le plastique imprimé 3D, d’une faible dureté comparé à l’acier. Les rainures, facilitant le retour des phalanges dans le plan de fermeture, génèrent également une friction non négligeable puisqu’elles glissent l’une sur l’autre au lieu de rouler comme les surfaces des phalanges. De plus, l’ensemble de ces frictions internes augmentent avec la tension dans le câble d’actionnement. La méthode d’assemblage artisanale des prototypes n’étant pas aussi précise que lorsque des articulations rotoïdes sont utilisées, des erreurs de fabrication peuvent aussi modifier le comportement et les résultats des doigts expérimentaux. De légères différences dans la position des phalanges, dues à des imperfections lors de leur fabrication ou du sertissage des câbles, peuvent mener à des points de contact différents et à une éventuelle variation de performance.

Le modèle utilisé pour optimiser les paramètres du doigt, malgré les différences entre ses résultats et les essais expérimentaux, représente bien l’allure globale des courbes. La pertinence du modèle est également démontrée puisqu’il permet de comparer différents designs de doigt

afin d’obtenir une solution optimale. Le tableau 2.4 indique effectivement que la solution optimale possède une meilleure capacité à retenir les objets que la solution comparative, et ce, dans des proportions similaires aux résultats théoriques, peu importe l’objet et le recouvrement utilisé. Même si rien ne garantit que la solution trouvée par optimisation est la meilleure (rien ne garantit même l’existence d’une solution optimale unique) le modèle a permis de déterminer qu’elle possède une capacité à retenir des objets supérieure à la moyenne et qu’elle est donc intéressante à implémenter dans une main sous-actionnée. À cause des multiples éléments qui peuvent modifier la performance réelle d’un doigt lorsqu’il est intégré dans une main, un modèle plus précis et moins conservateur que celui utilisé pourrait même induire en erreur le choix d’une solution. Le modèle mathématique introduisant la friction utilisé par [Kragten et al. \(2009\)](#) est un bon exemple de calcul plus précis (pour le comportement plus simple d’un doigt à deux phalanges jointes par des articulations rotoïdes) générant des résultats plus difficilement transposables en réalité puisqu’ils peuvent être supérieurs ou inférieurs à ceux obtenus expérimentalement. Le montage expérimental utilisé ici, en plus de justifier le choix de la solution optimale, permet ainsi de constater que les différentes forces de friction engendreront des résultats réels systématiquement supérieurs à ceux obtenus par le modèle conservateur. Il confirme également que l’ajout de matériaux souples qui répartissent la force de contact et augmentent la friction avec l’objet a un grand impact sur la capacité à retenir. Le modèle mathématique et le montage expérimental correspondant sont donc pertinents à utiliser lors de la conception d’un doigt et de sa comparaison avec d’autres.

2.6 Conclusion

Un nouveau design de doigt sous-actionné utilisant des articulations à contact roulant a été présenté dans ce chapitre. Deux critères de performance ont été déterminés comme représentant des aspects importants, mais diamétralement opposés, d’une conception basée sur la force qu’exerce le doigt : la distribution des forces et la capacité à retenir. Un modèle mathématique calculant les forces de contact grâce au principe du travail virtuel est utilisé pour calculer ces deux critères de performance. Bien que deux méthodes aient été analysées afin de trouver les points de contact et les forces qu’exerce chaque phalange, la méthode par résolution simultanée de contrainte géométrique et de force a été préférée due à sa rapidité de calcul et à ses résultats basés sur les itérations précédentes. Des bornes obtenues grâce à une analyse statistique ont été additionnées aux contraintes physiques sur les paramètres et utilisées dans un processus d’optimisation ayant les deux critères de performance comme objectifs. Une solution optimale et une solution comparative ont été retenues parmi l’ensemble des designs générés par optimisation. Ces deux solutions ont été modélisées puis fabriquées par impression 3D pour finalement être testées deux fois pour chaque objet : une première fois pour comparer les résultats avec ceux du modèle et une deuxième pour déterminer l’augmentation de performance induite par l’utilisation de recouvrement mou. Les résultats expérimentaux

montrent que le modèle mathématique offre des indications conservatrices et pertinentes sur les performances globales du doigt, permettant ainsi de distinguer une solution avantageuse. Le montage expérimental utilisé, en plus d'offrir une base pour comparer les designs entre eux dans une situation réelle, permet de justifier le choix de la solution optimale et de confirmer l'apport de la friction dans la capacité à retenir d'un doigt.

Plusieurs améliorations pourraient cependant être apportées à la conception d'un doigt sous-actionné. L'intégration de la friction et de la déformation engendrées par les recouvrements pourrait offrir des résultats théoriques plus précis et la possibilité d'optimiser le matériau mou : un élément aussi important que les paramètres du doigt selon Kragten *et al.* (2009). Une attention particulière doit cependant être conservée à obtenir des résultats conservateurs et facilement comparables pour ce problème qui possède déjà plusieurs difficultés de convergence. La dimension de l'espace d'optimisation gagnerait à être réduite puisque le diagramme de la figure 2.7 démontre comment le couple proximal a un effet direct sur les performances d'un doigt sous-actionné. Ce couple pourrait ainsi être fixé à une valeur maximale lors de futures optimisations ce qui permettrait d'obtenir plus rapidement des résultats optimaux. L'ajout de jauges de pression sur les phalanges dans un futur montage expérimental permettrait également d'examiner la distribution des forces de contact, mais également d'observer le comportement de ces forces lors d'une extraction.

Les tests expérimentaux démontrent, malgré tout, que le design de doigt sous-actionné utilisant des articulations à contact roulant obtenu par optimisation offre de très bonnes performances. Le prototype avec des recouvrements mous démontre une performance encore meilleure et est tout désigné pour être utilisé dans une main prothétique à cinq doigts.

Chapitre 3

Conception d'une main sous-actionnée

L'évaluation d'un doigt sous-actionné ne peut être complétée que lorsqu'il est intégré dans une main complète et soumis à diverses prises d'objets. Une main est cependant bien plus que le regroupement de 5 doigts. La haute capacité d'adaptation requise pour une prothèse sous-actionnée ne se fait effectivement pas seulement au niveau des doigts, mais également entre ceux-ci et les autres composantes de la main telles la paume et le pouce. Tout comme pour les doigts (voir la section 2.1), l'ensemble des paramètres de la main ont été déterminés en fonction de requis énoncés dans la littérature visant à faciliter l'utilisation d'une main prothétique.

L'ensemble des composantes de la main sont présentées en détail dans les sections de ce chapitre. Afin de faciliter leur compréhension, la figure 3.1 présente un schéma cinématique du prototype de main développé. L'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire y sont regroupés sous le terme de « doigts », excluant ainsi le pouce qui est significativement différent, que ce soit en forme ou en comportement. Cette séparation en deux groupes facilite la compréhension du texte, principalement en ce qui concerne les différentes prises effectuées. La notation des diverses phalanges et articulations est également présentée à la figure 3.1. Cette notation regroupe celle présentée à la figure 1.5 pour les doigts et celle spécifique au pouce constitué de trois articulations : trapézo-métacarpienne (TMC) reliant le trapèze au métacarpe ; métacarpo-phalangienne (MP) reliant le métacarpe à la phalange proximale et l'interphalangienne (IP) reliant la phalange proximale à la distale. L'hamatum (un os à la base du poignet humain) et les 4e et 5e métacarpes (celles reliées à l'annulaire et à l'auriculaire) sont liés par l'articulation hamatum-métacarpienne (HMC) qui permet la déformation de la paume.

L'élément de base d'une main prothétique est son habileté à effectuer des tâches de la vie courante. Cela comprend, bien entendu, la préhension de divers objets, mais aussi leur manipulation. Même si elle comporte plusieurs degrés de liberté, une main prothétique sous-actionnée ayant seulement un seul degré d'actionnement ne permet qu'une manipulation limitée des objets. Comme démontré en introduction, les multiples avantages du sous-actionnement sur-

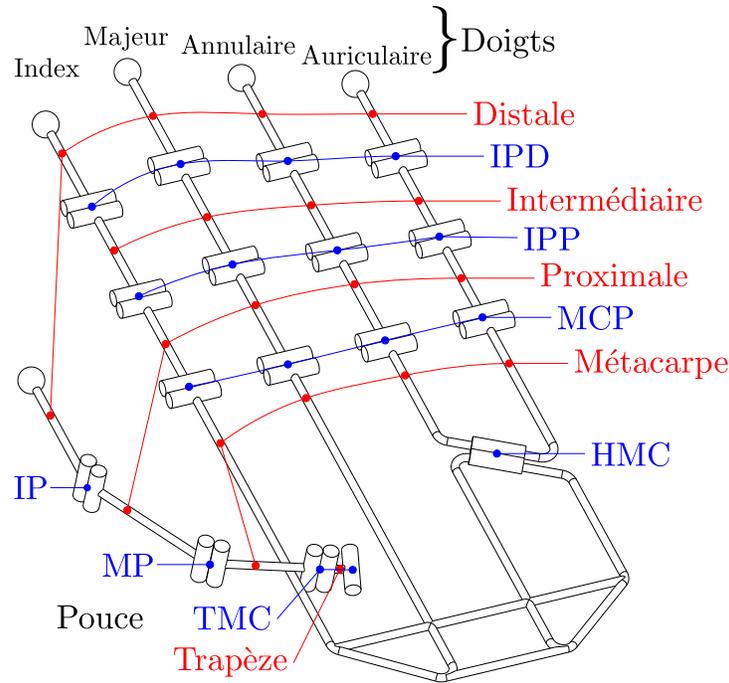


FIGURE 3.1 – Nom des phalanges (en rouge) et des articulations (en bleu) utilisées pour la main MACROS. Les abréviations réfèrent aux articulations suivantes : IPD : Interphalangienne distale, IPP : Interphalangienne proximale, MCP : Métacarpo-phalangienne, HMC : Hamatum-métacarpienne, IP : Interphalangienne, MP : Métacarpo-phalangienne (du pouce) et TMC : Trapézo-métacarpienne.

passent toutefois les faibles manipulations permises par les prothèses ayant plusieurs degrés d'actionnement. L'emphase est donc portée sur l'atteinte de plusieurs prises différentes afin de maximiser les fonctionnalités relatives aux objets. Plusieurs recherches, notamment (Cutkosky, 1989) et (Feix *et al.*, 2015), ont tenté de déterminer l'ensemble des prises devant être effectuées afin d'accomplir des tâches d'une façon similaire à ce que permet la main humaine. Ces prises peuvent être regroupées en trois principales catégories, montrées à la figure 3.2, qui correspondent aux modes les plus souvent utilisés dans la vie de tous les jours (Nanayakkara *et al.*, 2017) (Baril *et al.*, 2013) : la prise palmaire (ou en puissance) où les doigts et le pouce appliquent une pression pour maintenir l'objet dans la paume, la prise pulpaire (ou de précision) où l'objet est maintenu par les phalanges distales des doigts et du pouce et la prise latérale où le pouce maintient l'objet en contact avec le côté de l'index. Ces prises représentent respectivement 35 %, 30% et 20 % des prises couramment effectuées (Belter *et al.*, 2013). En plus de pouvoir facilement atteindre ces trois catégories, une main prothétique doit adapter la configuration de sa prise à la forme de l'objet (Cordella *et al.*, 2016), ce qui peut se traduire en un haut taux de réussite des prises recensées dans Feix *et al.* (2015).

Plusieurs requis sont nécessaires pour favoriser une meilleure acceptation des usagers. En plus de devoir effectuer plusieurs prises, une main prothétique doit appliquer aussi facilement des

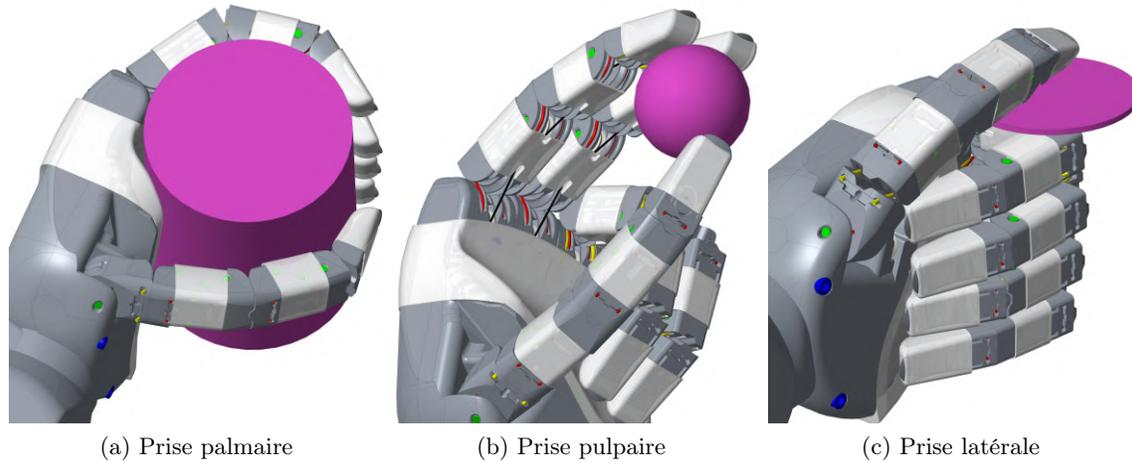


FIGURE 3.2 – Trois principales catégories de prises représentant un mode de préhension du pouce.

forces importantes, notamment pour les prises palmaires, que des forces légères pour des prises pulpaire, et ce, en limitant tout glissement de l'objet (Cordella *et al.*, 2016). La fermeture de la main doit, le plus rapidement possible, englober de façon naturelle un objet à prendre afin de réduire l'attention visuelle qui y est associée, une priorité des usagers depuis plusieurs décennies (Atkins *et al.*, 1996). Une prothèse doit pouvoir être utilisée dans des activités vigoureuse tout en restant légère : étant éloignée du membre qui la soulève, une main lourde engendre beaucoup de fatigue chez les usagers (Cordella *et al.*, 2016). L'aspect esthétique est très important pour une vaste majorité d'utilisateurs. Bien que la copie exacte d'une main humaine n'est pas particulièrement souhaitable pour maximiser les performances (Greibenstein, 2012), une prothèse anthropomorphe est plus sécuritaire et efficace puisqu'elle engendre des déplacements naturellement similaires à ceux d'une main humaine et est donc intuitivement comprise par les usagers (Konnaris *et al.*, 2016). Une allure au repos naturelle et ouverte est à préconiser (Cordella *et al.*, 2016) et permet une fermeture volontaire des doigts plus facile à contrôler (Plettenburg et Herder, 2003).

Un prototype de main sous-actionnée est donc fabriqué en ayant comme objectif d'évaluer l'impact des articulations à contact roulant tout en se conformant aux différents requis d'une main prothétique. Afin de l'identifier plus facilement et pour faciliter la lecture, le prototype de main sous-actionné développé dans le cadre de cette maîtrise sera appelé la main MACROS, qui est un acronyme pour Main à Articulations à Contact Roulant Optimisée pour le Sous-actionnement. Cette main comprends 17 degrés de liberté, dont 16 sont des articulations à contact roulant. Tous ces degrés de liberté sont reliés à un seul degré d'actionnement grâce à un mécanisme flottant qui permet une adaptation automatique et naturelle aux objets. Cette adaptation est sécurisée par des recouvrements positionnés sur chaque phalange et sur la paume.

3.1 Conception d'un pouce

Le pouce est l'un des éléments les plus importants d'une main, qu'elle soit humaine, prothétique ou robotique (Grebenstein, 2012). Il est utilisé dans la quasi-totalité des prises (Feix *et al.*, 2015) et permet la majorité des manipulations effectuées dans la vie courante. Pour ces raisons, la perte du pouce engendre une perte de fonctionnalité évaluée à évaluée à 40% de la main complète (Nanayakkara *et al.*, 2017). Le pouce humain comporte cinq degrés de liberté : deux au niveau de l'articulation TMC, deux au niveau de l'articulation MP et un pour l'articulation IP. Ces articulations sont actionnées par l'effort combiné de plusieurs muscles, rendant ainsi complexe l'élaboration d'un modèle cinématique précis du pouce (Nanayakkara *et al.*, 2017). Bien que certains tentent de reproduire de façon exacte les fonctionnalités d'un pouce humain, la majorité des mains prothétiques tentent d'extraire ses fonctionnalités principales pour les intégrer dans un prototype sous-actionné moins dispendieux, plus facile à contrôler et mieux adapté à des environnements non structurés (Nanayakkara *et al.*, 2017) (Belter *et al.*, 2013). Il est effectivement possible de réduire grandement l'espace de travail du pouce puisque 76% de celui-ci n'est pas utilisé dans les activités de tous les jours (Nanayakkara *et al.*, 2017). Le pouce fabriqué ici est donc constitué des quatre articulations présentées à la figure 3.1.

Comme la position du pouce et l'orientation de son plan de fermeture sont des aspects importants de la conception d'une main, plusieurs techniques de conception sont utilisées dans la littérature. Le choix parmi ces techniques reste complexe puisque chacune peut donner des résultats intéressants : tout comme pour le doigt du chapitre 2, il n'existe effectivement pas d'arrangement géométrique unique optimal, mais plutôt une grande variété d'arrangements qui fonctionnent bien (Grebenstein *et al.*, 2010). Les pouces complètement contrôlés s'inspirent souvent des mains humaines pour concevoir des articulations complexes permettant une mobilité accrue (Nanayakkara *et al.*, 2017). Pour les mains sous-actionnées, la position finale du pouce par rapport aux doigts sert souvent à déterminer son centre de rotation initial (Baril *et al.*, 2013) (Mottard *et al.*, 2017). Pour chacune de ces méthodes, plusieurs essais/erreurs sont requis afin d'obtenir une configuration satisfaisante. Voulant systématiser ce processus d'itération, Grebenstein (2012) a même construit des modèles en papier de sa main AWIWI afin de tester la position du pouce et des doigts lors de prises et tests médicaux de mobilité (les tests de Kapandji (1982)). Ce processus d'itération est effectué ici par modélisation 3D des contacts entre les doigts et l'objet, d'une façon similaire aux images présentées dans la figure 3.2. Chaque articulation du pouce, en partant de sa jonction avec la paume, est ainsi ajustée afin d'obtenir une position adéquate lors des prises palmaires, pulpaire et latérales. Une optimisation des paramètres, similaire à celle utilisée pour les doigts, est effectuée parallèlement à ces ajustements. Le processus d'itération s'achève alors avec un prototype de main à trois doigts permettant de tirer des conclusions préalables à la fabrication d'une main à 5 doigts. Pour entamer ce processus d'itération, la position et l'orientation de chaque articulation sont d'abord déduites de la littérature.

3.1.1 Positionnement des articulations

L'articulation trapézo-métacarpienne (TMC) est la plus importante du pouce puisqu'elle indique son emplacement et sa relation avec les doigts (Grebenstein, 2012). Souvent modélisée dans la main humaine comme une articulation en selle (toroïde), elle est ici divisée en une articulation rotoïde (TMC1) suivie d'une articulation à contact roulant (TMC2) afin de réduire la complexité d'actionnement et de fabrication. L'articulation TMC1 relie d'abord le trapèze à la paume et permet le mouvement d'abduction/adduction du pouce. Puisque la rotation de TMC1 détermine la configuration de la prise (les doigts s'adaptant par la suite à cette configuration (Nanayakkara *et al.*, 2017)), son actionnement est distinct de celui utilisé pour fermer les doigts. Afin de limiter la prothèse à un seul actionnement actif et pour éviter le délai excessif qu'imposerait un différentiel comme celui présenté dans (Belter et Dollar, 2013), le mouvement d'abduction/adduction du pouce est contrôlé manuellement par l'utilisateur en le poussant contre un objet rigide (Baril *et al.*, 2013) (Mottard *et al.*, 2017). Sans permettre les mêmes performances qu'un pouce complètement actionné, le mouvement passif d'abduction/adduction, même s'il n'est qu'entre deux extrêmes, permet de presque tripler la fréquence d'utilisation des prises possibles (Tavakoli *et al.*, 2015). Une articulation à contact roulant a d'abord été envisagée pour l'articulation TMC1. En modifiant le profil des surfaces de roulement, il est effectivement possible d'obtenir des positions de grande stabilité tout en permettant le changement facile de l'une vers l'autre (Halverson, 2007). Dû à l'espace restreint disponible, une articulation rotoïde a cependant été préférée. S'inspirant des recommandations des tests Kapangi sur la mobilité du pouce (Kapandji, 1982), l'articulation TMC1 est orientée de sorte à intersecter le plan formé par les métacarpes des doigts en un point situé entre les articulations MCP du majeur et de l'annulaire. Ce faisant, la base du pouce est naturellement orientée vers le centre de la main ce qui facilite son opposition avec l'annulaire et l'auriculaire, un aspect particulièrement important pour les prises palmaires (Nanayakkara *et al.*, 2017). Contrairement à Grebenstein (2012), plusieurs recommandations de Kapandji (1982) ne sont pas intégrées puisqu'elles visent à assurer une motricité fine du pouce, en lui permettant par exemple de toucher toutes les articulations MCP, ce qui n'est pas nécessaire pour une main sous-actionnée. L'orientation finale de TMC1 et la position du pouce sur celui-ci sont ensuite déterminées en fonction de l'interaction avec les doigts lors des trois configurations principales (palmaire, pulpaire et latérale) (Baril *et al.*, 2013) (Belter et Dollar, 2013).

La deuxième articulation trapézo-métacarpienne (TMC2) assure la principale flexion du pouce et génère ainsi la majeure partie des efforts qu'il applique sur les objets. Cette articulation devrait effectivement avoir le plus grand couple d'actionnement de la main puisqu'elle s'oppose à l'ensemble des doigts. Elle permet également de former une cavité dans la paume entre le pouce et l'articulation HMC qui est bénéfique à la prise palmaire de petits objets (Nanayakkara *et al.*, 2017). La longueur du trapèze permet de séparer suffisamment les deux articulations de TMC (aux axes perpendiculaires) afin d'éviter tout contact entre le métacarpe du pouce

et la paume. Tout comme pour les doigts, TMC2 est une articulation à contact roulant afin de réduire la friction et de permettre une légère déformation. Son plan de fermeture coïncide avec l'axe de rotation de TMC1.

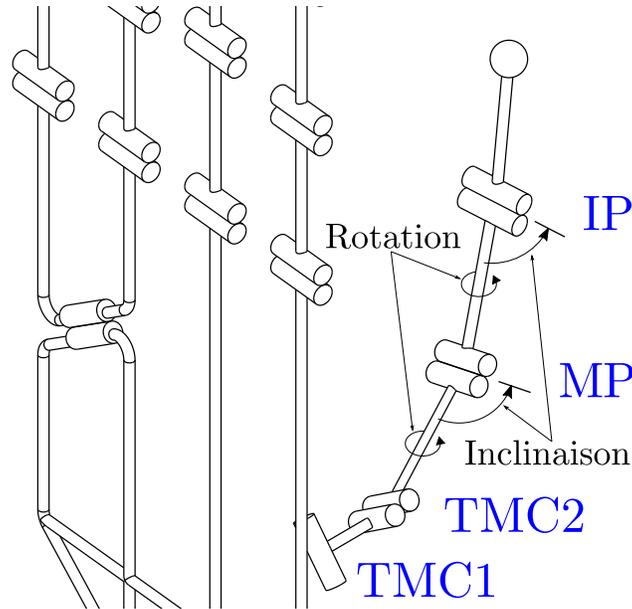


FIGURE 3.3 – Rotation et inclinaison (accentuées) des articulations MP et IP.

Chez l'humain, l'articulation métacarpo-phalangienne (MP) comporte deux degrés de liberté : le premier effectue un mouvement de flexion/extension alors que le deuxième réoriente la phalange distale vers l'intérieur de la paume. Cette rotation vers l'intérieur est due à la flexibilité de l'articulation MP et est presque totalement couplée avec la flexion du pouce (Kapandji, 1982). Elle permet, entre autres, de faciliter la prise pulpaire d'objets cylindriques volumineux, sans pour autant nuire à la prise latérale (Greibenstein, 2012). Ces deux degrés de liberté sont cependant difficiles à implémenter à cet endroit dans le pouce et sont encore plus difficilement contrôlables. La rotation vers l'intérieur de l'articulation MP est donc souvent omise dans les prothèses, tout comme lors des procédures de pollicisation, qui consistent à remplacer le pouce par un autre doigt afin de redonner aux amputés une partie des fonctionnalités de la main. Selon les tests de Kapandji (1982), quatre degrés de liberté suffiraient à redonner au pouce presque l'ensemble de ses fonctionnalités (Greibenstein, 2012). Pour toutefois conserver les avantages de la rotation vers l'intérieur de l'articulation MP, son axe est tourné selon l'axe du métacarpe d'un angle de 3,5 degrés, puis incliné d'un angle 2,5 degrés selon l'axe de TMC2. La figure 3.3 représente cette rotation suivie d'une inclinaison, les angles ayant cependant été exagérés pour accentuer leur effet. La modélisation 3D a effectivement permis de confirmer que ces modifications augmentent les surfaces de contact lors de prises de cylindres volumineux. Elles réorientent également les phalanges du pouce de sorte que la phalange distale soit presque parallèle au plan de fermeture des doigts. En plus d'aider aux prises pulpaire, cette orientation finale de la phalange distale facilite les prises d'objets sur une surface plane en

offrant au pouce la possibilité de glisser en dessous, d'une façon similaire au mouvement effectué par la main de Babin et Gosselin (2018). La rotation et l'inclinaison des articulations du pouce, bénéfiques aux prises palmaires et pulpaire, peuvent cependant nuire au contact avec le côté de l'index lors de la prise latérale. Bien que des compromis lors du positionnement et de l'orientation du pouce dans la main ont été apportés pour réduire ce désavantage, les prises palmaires et pulpaire ont été favorisées puisqu'elles sont plus fréquemment utilisées (Belter *et al.*, 2013). L'articulation à contact roulant utilisée pour MP permet néanmoins une légère rotation (dépendant de sa rainure centrale) permettant aux phalanges de s'adapter aux objets.

L'articulation interphalangienne (IP) du pouce ne comporte qu'un seul degré de liberté (tout comme chez l'humain) et possède une rotation par rapport à la phalange intermédiaire de 3,5 degrés et une inclinaison par rapport l'articulation MP de 2,5 degrés. Ici encore, les prises palmaires et pulpaire sont avantagées par cette orientation, au détriment des prises latérales. Les rotations et les inclinaisons des articulations MP et IP du pouce ont conjointement été modifiées afin d'obtenir un comportement favorisant la distribution des contacts lors des trois différents modes du pouce. Parallèlement à ces itérations, les paramètres du pouce sont optimisés en fonction des forces de contact qu'il applique sur un objet.

3.1.2 Optimisation des paramètres

Puisque le pouce, tout comme les doigts, est actionné par un seul câble, la même procédure que celle décrite à la section 2.3 est utilisée pour obtenir les longueurs des phalanges, les rayons des surfaces de contact ainsi que la position des poulies d'actionnement. Le modèle mathématique par résolution systématique de contraintes d'inégalité et d'égalité est légèrement modifié pour utiliser une direction d'extraction perpendiculaire à celle des doigts, correspondant ainsi au même déplacement de l'objet. La position du pouce par rapport à l'objet est également fixée puisqu'elle correspond à celle obtenue lors de la définition de chaque articulation (voir la section 3.1.1). Les inclinaisons et rotations des phalanges ne sont cependant pas incluses dans le modèle mathématique du pouce pour simplifier l'analyse : leur impact sur la prise dépend principalement de la position de l'objet dans la main.

Tout comme pour les doigts, une première optimisation avec une dimension réduite (grosses poulies) permet d'obtenir les rayons, la longueur et l'actionnement de chaque phalange et est suivie d'une seconde optimisation déterminant la position des petites poulies. Les mêmes bornes que celles données dans le tableau 2.1 sont utilisées mis à part celles sur les couples d'actionnement qui sont augmentées puisque le pouce a un actionnement plus important et moins de contraintes sur sa dimension (le pouce peut être plus gros que les doigts). La valeur maximale des rayons d'actionnement est donc de 15mm pour les articulations MP et IP et de 20mm pour l'articulation TMC2, ce qui permet à l'actionnement proximal de dépasser les rayons des surfaces qui y sont associées. L'actionnement de l'articulation TMC est en effet assuré par une poulie intégrée dans la paume de la main et n'est donc pas limité par

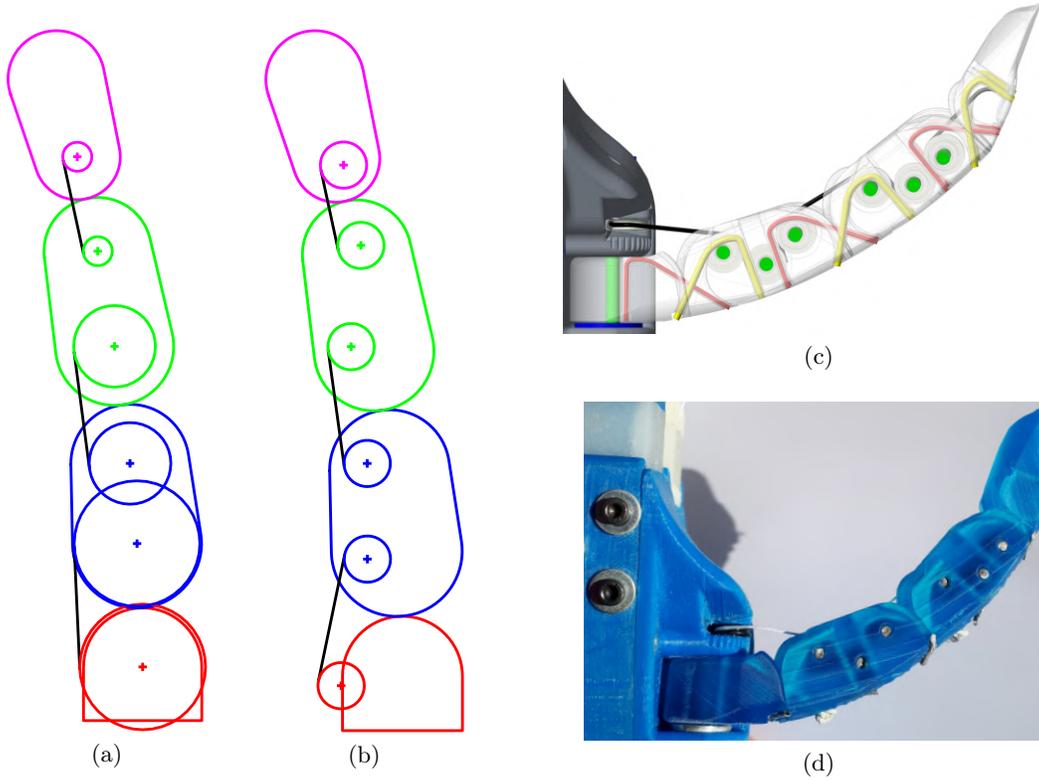


FIGURE 3.4 – Pouce (a) optimisé pour 13 paramètres (b) optimisé pour 22 paramètres (c) implémenté dans un logiciel 3D et (d) utilisé dans la main à trois doigts.

l'enceinte physique du trapèze. La contrainte imposant à l'actionnement d'une phalange d'être contenu dans son enceinte physique est donc également modifiée pour l'articulation TMC2. Tout comme pour les doigts, la longueur totale du pouce doit se situer entre 90 et 110 mm afin d'être comparable au pouce humain et aux autres prothèses. Contrairement à ce qui est souvent perçu, le pouce est effectivement du même ordre de grandeur que les doigts lorsque son métacarpe est considéré. Finalement, la séquence de fermeture contraint l'articulation MCP à avoir le plus grand couple d'actionnement et l'articulation IPD à avoir le plus petit. La distribution égale des forces (η_d) et la capacité à retenir (η_f) pour deux objets cylindriques ayant des rayons de 20 et 40 mm sont toujours utilisés comme critères de performances pour l'optimisation à algorithme génétique. La fonction objectif de cette optimisation sur le vecteur \mathbf{v} de 13 paramètres représentant un pouce peut ainsi s'écrire comme suit :

$$\min[-\eta_d(\mathbf{v}), -\eta_f(\mathbf{v})] \text{ tel que } \begin{cases} \underline{v}_i \leq v_i \leq \overline{v}_i \\ c_{a2,a3} \leq [r_{a2,a3}, r_{2,3}] \\ 90 \leq \sum_{i=2}^7 v_i \leq 110 \\ c_{a3} \leq c_{a2} \leq c_{a1} \end{cases} . \quad (3.1)$$

TABLE 3.1 – Solution à 13 et 22 paramètres retenues pour la fabrication du pouce (voir figure 1.5 et 2.6 et pour la définition des paramètres).

		Paramètres											
\mathbf{s}_{13}	r_{a1}	r_1	r_{a2}	r_2	r_{a3}	r_3	r_{a4}	l_1	l_2	l_3	c_{a1}	c_{a2}	c_{a3}
	11	12	11	11	10	8	9	15	18	15	11,7	6,7	2,7
\mathbf{s}_{22}	$r_{a1} \cdots l_3$	$x_{p_{a1}}$	$y_{p_{a1}}$	x_{p_1}	y_{p_1}	$x_{p_{a2}}$	$y_{p_{a2}}$	x_{p_2}	y_{p_2}	$x_{p_{a3}}$	$y_{p_{a3}}$	x_{p_3}	y_{p_3}
	11 \cdots 15	-1,75	11,25	-1	5,5	1,5	4	1,5	4	1,5	-1	-1,5	-1

Dix-huit optimisations par algorithme génétique ont été effectuées en utilisant une population variant de 100 à 1000 individus et un nombre de générations variant de 100 à 10 000. Tout comme pour les doigts, les résultats de chaque optimisation ont été analysés et la solution la mieux adaptée à notre application a été retenue. Cette solution, présentée dans le tableau 3.1 à la ligne \mathbf{s}_{13} et montré à la figure 3.4(a), possédait la meilleure capacité à retenir les objets ($\eta_f = 0,203$) de l'ensemble des optimisations effectuées et une distribution des forces supérieure à la moyenne ($\eta_d = 0,618$). La capacité à retenir les objets est effectivement une priorité pour le pouce puisqu'il s'agit du doigt le plus fort de la main humaine (Nanayakkara *et al.*, 2017), bien que son apport lors des différentes prises est plus complexe. Puisque la position du pouce est prédéterminée par l'analyse cinématique de la section 3.1.1, ses performances, surtout pour la distribution, sont légèrement inférieures à celles de l'optimisation d'un doigt sous-actionné seul (voir section 2.3.2). L'analyse cinématique prévaut cependant sur l'analyse des forces de contact puisque la position d'un pouce est primordiale pour effectuer, de façon efficace, une multitude de prises. D'autres optimisations, suivies d'ajustements facilitant la fabrication, ont par la suite été effectuées pour obtenir la solution à 22 paramètres donnée dans le tableau 3.1 à la ligne \mathbf{s}_{22} et montrée à la figure 3.4(b), les paramètres r_{a1} jusqu'à l_3 étant les mêmes que ceux de la solution à 13 paramètres.

3.1.3 Validation

Afin de tester la position et l'orientation du pouce, un prototype de main à trois doigts a été construit. Cette main, tel que montré dans la figure 3.5, est constituée de deux doigts préalablement fabriqués pour les tests de capacité à retenir et d'un pouce respectant les dimensions présentées dans le tableau 3.1. Tous ces doigts sont assemblés dans une paume et sont reliés à l'actionnement principal par une seule pièce flottante, d'une façon similaire à celle proposée par de Visser et Herder (2000). L'objectif étant d'observer le comportement du pouce lors de différentes prises, aucun recouvrement n'est utilisé sur les phalanges. Il est ainsi plus facile de voir les points de contact et la performance minimale du pouce, fabriqué conformément à la méthode décrite dans la section 2.4. Le trapèze du pouce est lié à la paume grâce à un arbre ayant un diamètre de 1/8 pouce dont l'axe est coïncident avec l'articulation rotoïde de TMC1 et autour duquel il peut effectuer une rotation de 90 degrés. Une rondelle de métal située sous le pouce, en bleu et sous le pouce sur les figures 3.4(c) et 3.5(a), est maintenue en contact avec

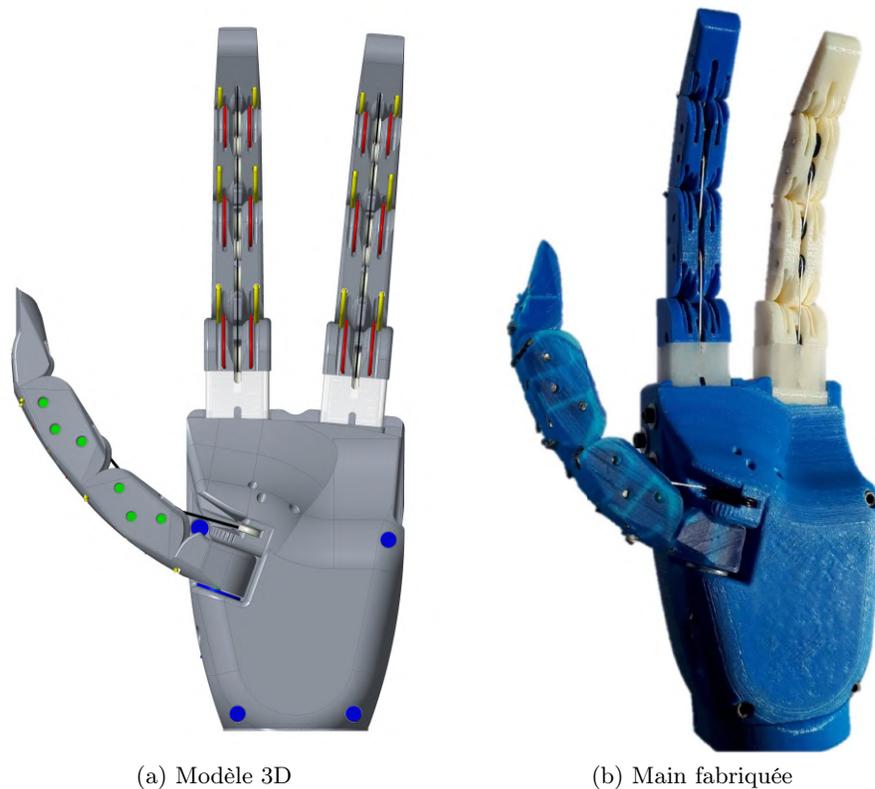


FIGURE 3.5 – Main à trois doigts utilisée pour valider les paramètres du pouce.

le trapèze, à l'aide d'un boulon contenu dans la paume, afin d'induire une friction suffisante pour maintenir l'angle de l'articulation rotoïde TMC1 lorsqu'aucune force n'y est appliquée (Baril *et al.*, 2013). Cet assemblage permet donc de positionner le pouce dans n'importe quel angle entre les deux extrêmes pour ainsi valider sa meilleure position pour les prises palmaires, pulpaire et latérales.

Le prototype de main à trois doigts a d'abord permis de conclure que la position et l'orientation du pouce favorisent les contacts avec les objets, surtout lors de prises palmaires. L'orientation du premier axe de l'articulation TMC permet une opposition intéressante entre le pouce et l'annulaire, représenté par le doigt de droite sur la figure 3.5. Afin de favoriser davantage les prises palmaires, cette opposition est accentuée dans la main à cinq doigts. La réorientation, due aux rotations et inclinaisons du métacarpe et de la phalange proximale, permet de redresser efficacement la phalange distale du pouce, la rendant presque parallèle aux doigts. Les tests ont démontré que cela facilite les prises pulpaire, mais surtout la prise d'objet sur une surface dure. Étant muni d'un ongle, montré à la figure 3.5, le pouce est capable de se glisser sous un objet déposé sur une table de sorte à pouvoir le soulever plus facilement. Les prises latérales ne semblent toutefois pas être significativement affectées par les rotations et inclinaisons des articulations IP et MP. Les tests démontrent également que l'angle de 90 degrés entre le

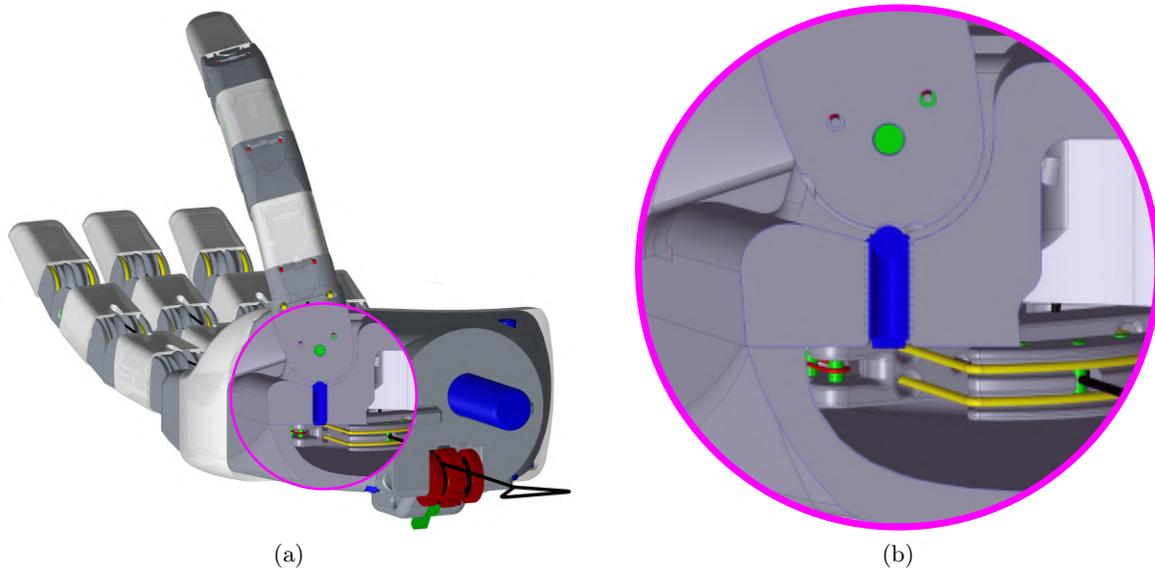


FIGURE 3.6 – Vue interne (cercle rose) montrant la vis de pression maintenant le pouce dans un mode pulpaire (a) et son agrandissement (b).

mode palmaire et latéral pourrait être réduit sans modifier leurs forces de préhension. Cela permettrait, entre autres, de rapprocher le pouce de l'index lorsque la main est ouverte, offrant ainsi une allure plus naturelle, tout en facilitant le changement de mode. La méthode utilisée pour introduire de la friction au mouvement d'abduction/adduction s'est toutefois avérée inefficace. Le matériel de support affecte la précision de l'impression en SLA ce qui nuit à la planéité du trapèze. La pression induite par le boulon n'est donc pas également répartie sur toute la surface, ce qui engendre une friction qui n'est pas constante. Il peut ainsi être difficile d'atteindre une position stable, intermédiaire aux deux extrêmes, et ce de façon précise et répétitive. Pour remédier à ce problème, une vis de pression de type « spring plunger » munie d'une bille est utilisée dans la main à cinq doigts, tel que montré à la figure 3.6. La bille, circulant dans une rainure du trapèze et se logeant dans des cavités prédéfinies, permet d'atteindre facilement les trois modes de préhension de manière stable et précise. En plus de ces apprentissages sur le pouce, la fabrication de la main à trois doigts a permis de mieux comprendre les différentes composantes d'une main à cinq doigts, décrites dans la section suivante.

3.2 Assemblage de la main

L'assemblage de l'ensemble des composantes de la main, bien qu'il impacte largement les fonctionnalités possibles et l'acceptation des usagers, est empreint d'une large subjectivité. Les préférences de chacun peuvent avoir un impact sur plusieurs aspects, allant de l'esthétique jusqu'aux prises pouvant être effectuées. L'analyse et la comparaison de la main MACROS avec

la main humaine, mais également avec d'autres prothèses, sont donc effectuées tout au long de la conception afin d'obtenir des éléments majoritairement recherchés chez les utilisateurs. Bien que ces éléments aient été testés dans le logiciel de conception 3D avec plusieurs objets dans des situations hypothétiques différentes, un choix objectif des composantes ne serait possible qu'après plusieurs itérations du même prototype entrecoupées d'essais cliniques. La main MACROS présentée constitue donc la première étape de ce processus.

3.2.1 Position des doigts

La performance réelle des doigts, bien qu'ils aient été individuellement optimisés, dépend grandement de leur implémentation dans une main. La position des doigts, obtenue après plusieurs itérations dans le logiciel 3D, est présentée à la figure 3.7. Chacun d'eux est positionné de sorte que sa position x_o (représentant le point de contact entre l'objet et le métacarpe, optimisé dans la section 2.3.2) soit sur une courbe, représentée par les points rouge sur la figure 3.7(a), où le point le plus élevé est celui du majeur. Tout comme pour les prototypes du chapitre précédent, la position x_o de chaque doigt est assurée par un creux dans le métacarpe coïncidant avec la région la plus déformable du recouvrement de la paume, tel que démontré à la figure 3.7(b). En plus de cette courbure dans la paume, les phalanges proximales des doigts ont des longueurs différentes, respectivement de 21mm, 23mm, 21mm, et 19mm pour l'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire. Les phalanges intermédiaires et distales sont toutefois identiques pour tous les doigts, ce qui facilite leur production. La phalange proximale de l'auriculaire étant plus petite, son actionnement a dû être légèrement modifié pour éviter le contact entre les poulies et son recouvrement. L'apparence plus humaine engendrée par ces modifications comble largement la diminution de performance (respectivement de 28,7% et 3,3% pour la distribution des forces et la capacité à retenir de l'auriculaire, le pire scénario). Afin d'augmenter cette apparence naturelle, de même que le rayon des objets pouvant être pris, le plan de fermeture de l'index, de l'annulaire et de l'auriculaire sont inclinés par rapports à celui du majeur (voir la figure 3.7(a)). Une poulie positionnée dans chaque métacarpe permet de réorienter le câble d'actionnement de chaque doigt de sorte à être parallèle au déplacement du mécanisme flottant. Les métacarpes des doigts sont tous contenus dans un plan parallèle à celui de la paume afin de limiter l'épaisseur de la main. Deux vis, en bleu sur la figure 3.7(a), fixent chaque métacarpe à la paume et permettent de retirer les doigts individuellement pour faciliter la maintenance. Dans un souci esthétique, ces vis, comme la majorité des éléments de boulonnerie de la main, sont cachées par le recouvrement de la paume.

Afin d'assurer une ouverture passive plus rapide, un élastique a été ajouté au centre de chaque articulation MCP, s'additionnant ainsi aux deux déjà présents. Tel que montré en jaune à la figure 3.7(b), il circule derrière le câble d'actionnement afin de ne pas nuire au mouvement du doigt. Les prototypes de doigt ont effectivement démontré que l'étirement nécessaire à induire un retour élastique suffisant au niveau de l'articulation MCP est souvent près de la limite élas-

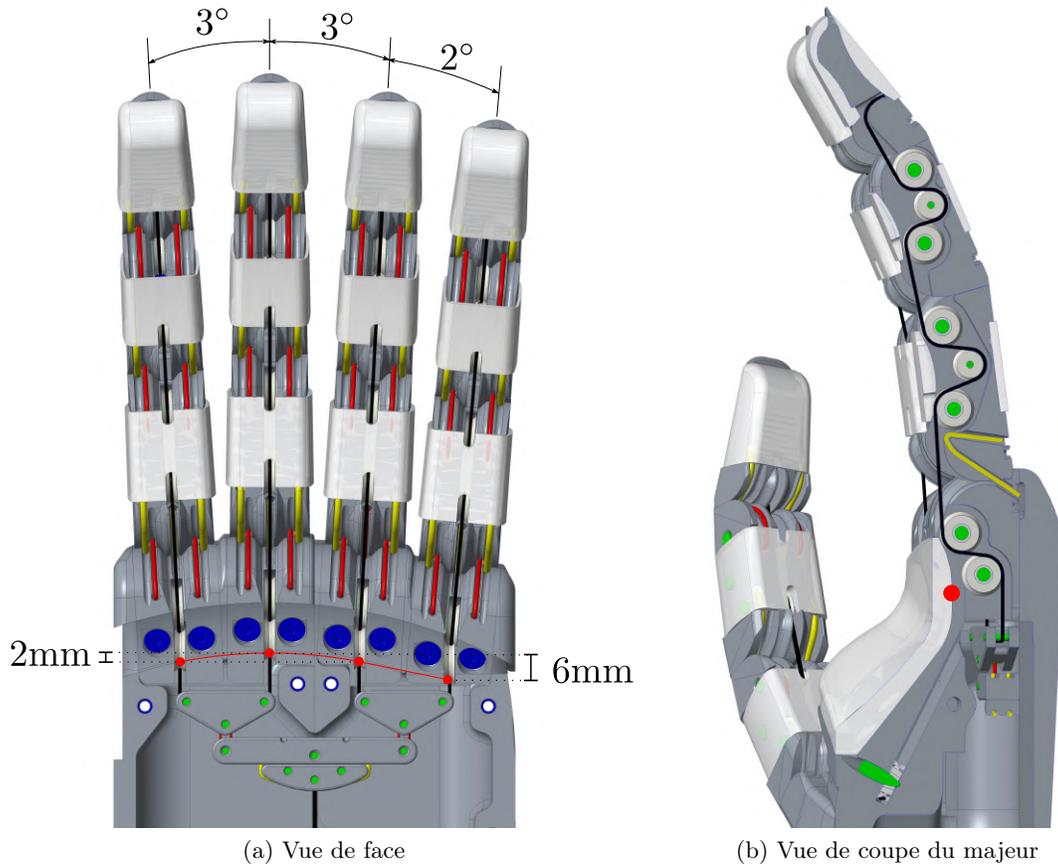


FIGURE 3.7 – Position et orientation des doigts dans la main. Les cercles rouges représentent la position du contact optimal entre un objet et les métacarpes (x_o).

tique du câble. Celui-ci se déforme donc de façon permanente, ce qui augmente sa longueur initiale pratique et rend difficile l'atteinte d'un couple de retour élevé. Ce troisième câble élastique permet alors de réduire l'allongement nécessaire des deux principaux élastiques, limitant ainsi leur déformation plastique. Le parcours de ces élastiques, originellement parallèle au plan de fermeture, est également dévié vers l'intérieur du doigt (vers le câble d'actionnement) afin d'amincir le doigt et de faciliter son assemblage.

Lorsque le doigt est complètement ouvert, des butées assurent un angle initial de cinq degrés au niveau de l'articulation MCP et de 10 degrés au niveau des articulations IPP et IPD. En plus d'offrir à la main un aspect plus naturel lorsqu'elle est ouverte, ces butées permettent de réduire le débattement du câble d'actionnement nécessaire à fermer la main (Baril *et al.*, 2013). Aucune butée sur la fermeture n'est nécessaire puisque les articulations à contact roulant peuvent potentiellement se fermer l'une sur l'autre.

Finalement, chaque doigt est muni d'un ongle qui sort du recouvrement de sa phalange distale, tel que montré à la figure 3.7(b). En plus d'aider à maintenir le recouvrement en place, les

ongles permettent d’offrir une surface rigide qui peut être utile dans plusieurs situations. Elle permet par exemple de glisser sur une surface pour prendre un objet qui y serait déposé, contrairement au recouvrement qui a un haut coefficient de friction. Tel qu’observé avec la main à trois doigts, l’ongle peut également s’insérer sous un objet de sorte à le soulever d’une surface plane, facilitant ainsi sa préhension. Bien qu’il serait préférable d’avoir un ongle pouvant être retiré sans remplacer la phalange complète, ce dernier est intégré à même la phalange distale pour des contraintes d’espaces et pour limiter le poids en bout de doigt qui influence grandement le retour élastique de chaque articulation. Un ongle similaire à celui présenté ici est utilisé dans plusieurs mains disponibles dans la littérature (Odhner *et al.*, 2012) et sur le marché (hand, 2007).

3.2.2 Articulation hamatum-métacarpienne

La déformation de la paume contribue à la versatilité des prises et à la distribution des forces sur une plus grande surface de la main globale (Nanayakkara *et al.*, 2017). La plus grande déformation de la paume chez l’humain, mis à part celle induite par le pouce, est générée par le déplacement des métacarpes de l’auriculaire et de l’annulaire autour de leur point d’attache au poignet. Ce déplacement, originellement constitué d’une translation suivie d’une rotation (Greibenstein, 2012), est utilisé (et utile) lors de plusieurs prises, notamment pour des objets sphériques d’un gros volume ou lors de la prise de petits objets avec les cinq doigts. Bien qu’elle soit présente dans plusieurs mains robotiques, autant dans la littérature ((Greibenstein *et al.*, 2010), (Konnaris *et al.*, 2016) et (Capsi-Morales *et al.*, 2020)) que sur le marché (hand, 2007), et que plusieurs recherches démontrent sa contribution théorique (Nanayakkara *et al.*, 2017), peu d’informations sont disponibles au sujet de son impact dans une main sous-actionnée. Afin d’augmenter les performances de la main, mais aussi pour tester ce nouvel aspect, une articulation est insérée dans la paume de la main.

Cette articulation, nommée Hamatum-métacarpienne (HMC) telle que définie dans la figure 3.1, est également à contact roulant. La figure 3.8 montre le modèle 3D de cette articulation, coupée dans son plan de fermeture en position ouverte et fermée. Tout comme pour une main humaine, le déplacement de la paume permet d’avancer les métacarpes de l’annulaire et de l’auriculaire vers l’avant de la main tout en leur permettant d’effectuer une rotation vers l’intérieur. Ce mouvement crée une opposition naturelle de ces deux doigts avec le pouce lorsque celui-ci est en mode palmaire. Cette opposition favorise grandement l’orientation des forces lors de prises sphériques et cylindriques, ce qui augmente leur stabilité et les forces pouvant être appliquées sur les objets. L’axe de rotation a été défini afin d’orienter l’auriculaire en opposition avec le pouce tout en prenant en considération la fabrication des pièces et leur assemblage dans la main.

Les deux surfaces cylindriques, maintenues en contact et forcées de rouler l’une sur l’autre grâce à quatre étages d’élastiques, ont des rayons identiques et couvrent l’entièreté de l’articulation

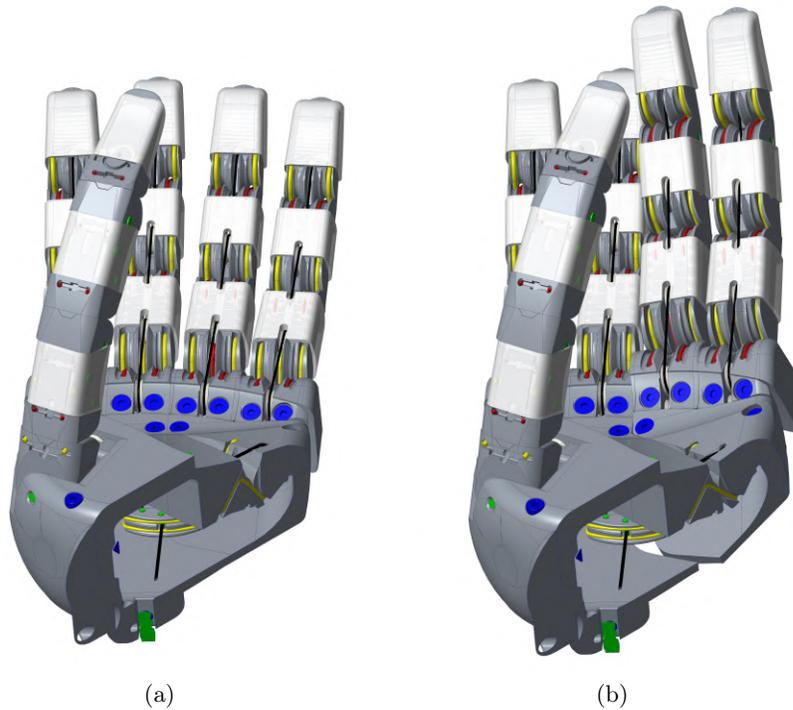


FIGURE 3.8 – Articulation HMC en position (a) ouverte et (b) fermée.

HMC. Contrairement aux doigts, aucune rainure ni câbles rigides ne la force à conserver son plan de fermeture afin de favoriser l’adaptation de la paume aux objets. Le déplacement vers l’arrière n’est effectivement pas un problème pour la paume (contrairement aux doigts qui sont soumis à des forces tangentielles importantes lors de prises crochet par exemple). Les élastiques de l’articulation HMC ne génèrent aucun couple de retour : le maintien en place est entièrement assuré par le recouvrement de la paume. Ce recouvrement empêche également que des objets entrent dans la fente avant de l’articulation et dans l’ouverture créée derrière la main (voir la figure 3.8(b)). Cette ouverture est suffisamment large pour permettre au mécanisme flottant de continuer sa course même lors d’une fermeture maximale de 40 degrés.

3.2.3 Mécanisme flottant

Tel que mentionné en introduction, un mécanisme de sous-actionnement permet la distribution d’un seul actionnement à l’ensemble des degrés de liberté de la main MACROS. Ce mécanisme est conçu pour distribuer les forces à l’ensemble des phalanges (Birglen *et al.*, 2007), mais également pour assurer un synchronisme naturel tout en maximisant le taux de réussite des prises. Il joue également un rôle important dans la maintenance d’une main prothétique puisque les tensions considérables dans les câbles augmentent le risque de bris. Un mécanisme flottant, similaire à celui présenté par les auteurs de Baril *et al.* (2013), est utilisé pour relier les différents câbles de la main. Comme son nom l’indique, les pièces de ce mécanisme sont maintenues

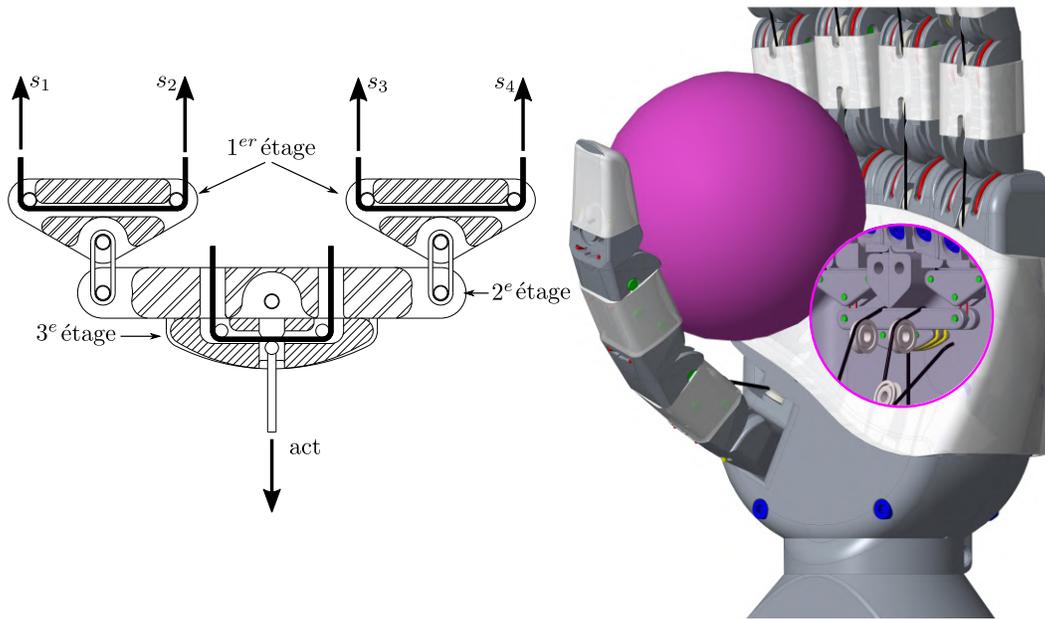


FIGURE 3.9 – Configuration du mécanisme flottant lorsque les doigts sont ouverts.

en place uniquement grâce aux câbles qu’elles relie : aucune pièce n’est fixée à la paume. En plus de faciliter l’assemblage et d’être très compactes, les pièces flottantes permettent de limiter au maximum la friction dans le mécanisme (Baril *et al.*, 2013). La distribution de l’actionnement à l’ensemble des degrés de liberté de la main est alors uniquement dictée par les multiples contacts avec l’objet.

Lorsque la main est au repos, tous les doigts sont maintenus ouverts grâce aux retours élastiques des différentes articulations. Tel que montré à la figure 3.9, l’ensemble des étages du mécanisme flottant sont alors horizontaux, le premier étage touchant aux métacarpes des phalanges. Lorsqu’une tension est appliquée dans le câble d’actionnement, l’ensemble des étages sont entraînés vers le bas. Le comportement du mécanisme flottant est alors dicté par les contacts des doigts sur l’objet. Le premier étage reliant deux doigts (l’index (s_1) avec le majeur (s_2) et l’annulaire (s_3) avec l’auriculaire (s_4)), permet un premier niveau d’adaptation en faisant circuler le câble d’actionnement du groupe et en pivotant autour de son attache au deuxième étage. Lorsque le majeur est complètement fermé sur un objet par exemple, l’index pourra toujours se déplacer. Si l’index venait également à être bloqué, empêchant ainsi le déplacement du premier étage de gauche, le deuxième étage du mécanisme flottant permet tout de même aux troisième et quatrième sorties de se déplacer grâce à une rotation autour de sa longueur considérable. Lors de la préhension d’une sphère, la position du mécanisme flottant pourrait ainsi ressembler à celle proposée dans la figure 3.10 lorsque l’ensemble des doigts seraient complètement bloqués par leur contact avec l’objet. La forme triangulaire des pièces flottantes assure la symétrie et la stabilité de chaque étage alors que la légère friction induite dans le premier étage (les câbles ne circulant pas autour de poulies, mais bien autour

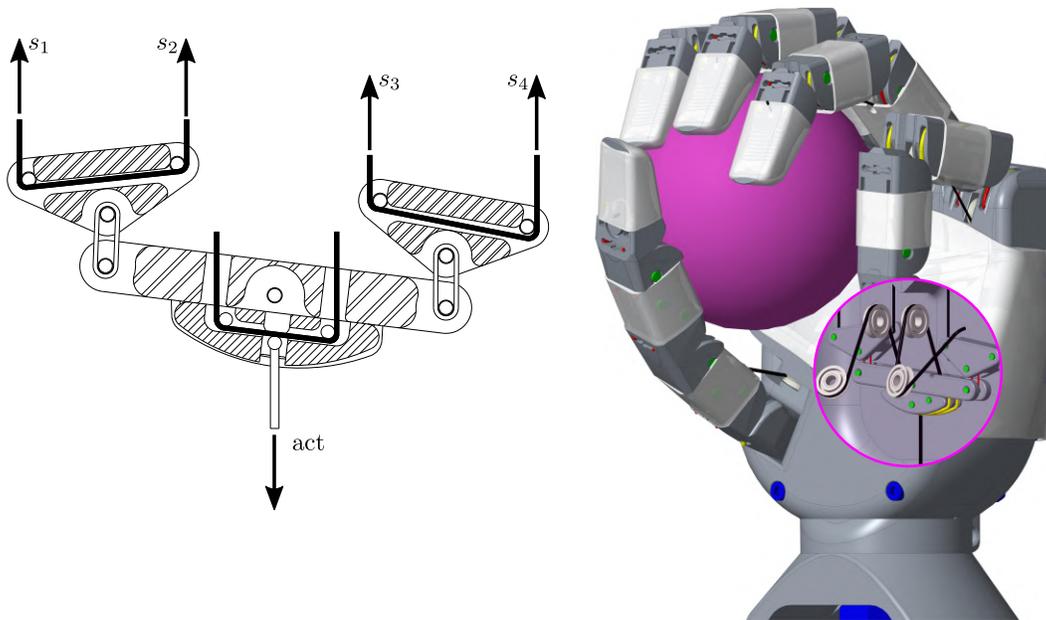


FIGURE 3.10 – Configuration du mécanisme flottant lorsque les doigts sont fermés sur une sphère (prise 26 dans (Feix *et al.*, 2015)).

d'arbres) aide au synchronisme des doigts (Baril *et al.*, 2013).

Les sorties s_5 et s_6 , montrées à la figure 3.11, représentent respectivement l'actionnement du pouce et de l'articulation HMC. Ces sorties sont reliées entre elles d'une façon similaire aux sorties s_1 et s_2 ou s_3 et s_4 afin de répartir les forces de serrage créées par l'opposition entre le pouce et l'articulation HMC lors de la prise de gros objets. Le positionnement des sorties cinq et six permet également de les jumeler respectivement avec le groupe index/majeur et le groupe annulaire/auriculaire lors d'une éventuelle rotation du deuxième étage. Les travaux de Tavakoli *et al.* (2015) démontrent effectivement qu'un couplage du pouce avec l'index favorise l'atteinte de plusieurs prises pour une main sous-actionnée, notamment les prises pulpaire. Puisque l'articulation HMC engendre un déplacement de l'annulaire et de l'auriculaire, leur regroupement génère un déplacement naturel et favorise leur impact lors d'une prise.

Lors des premières étapes de l'actionnement de la main (figures 3.9 et 3.10), les sorties cinq et six ne sont généralement pas impliquées. Les tests effectués avec la main à trois doigts et les précédents prototypes développés au laboratoire de robotique de l'Université Laval ont effectivement démontré qu'un délai entre la fermeture du pouce et celle des doigts est bénéfique pour la majorité des prises. Lors d'une prise pulpaire, ce délai permet à l'index et au majeur de se fermer sur le pouce sans que celui-ci ne bouge, assurant ainsi un contact répétable et prévisible entre leur phalanges distales. Il en va de même pour la prise latérale où, le contact se faisant sur le côté de l'index, les doigts doivent se fermer avant le pouce. Selon les auteurs de Capsi-Morales *et al.* (2020), un délai est également nécessaire avant la fermeture de la paume pour éviter que ce déplacement n'affecte la qualité de la prise. Afin d'introduire un délai dans

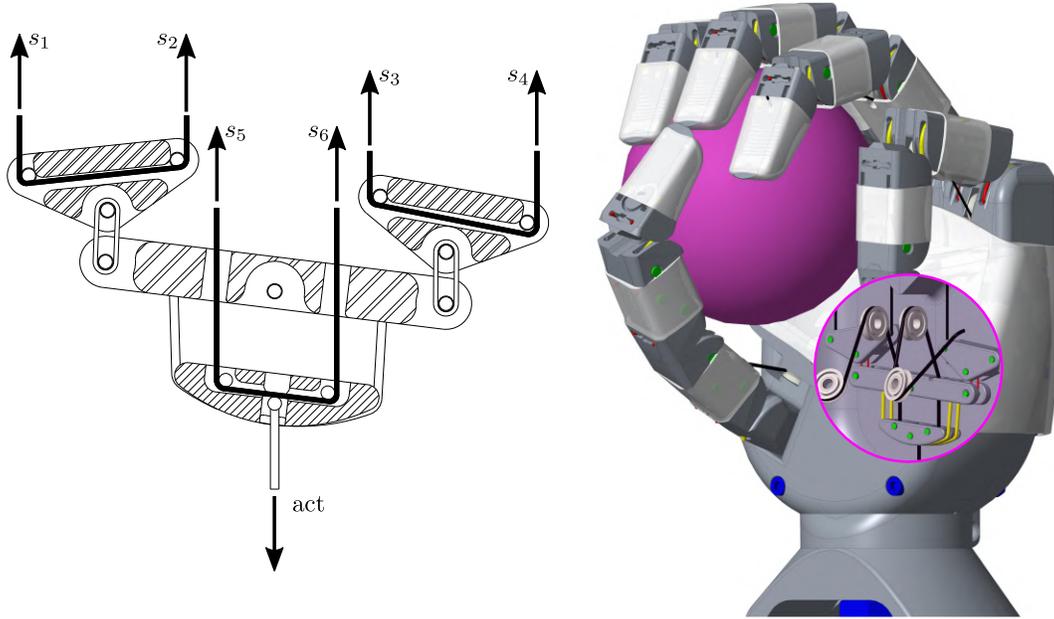


FIGURE 3.11 – Configuration du mécanisme flottant lorsque le pouce et l’ensemble des doigts sont fermés sur une sphère (prise 26 dans (Feix *et al.*, 2015)).

l’actionnement du pouce et de la paume, le câble reliant les deux est volontairement trop long ce qui lui permet de n’être tendu que lorsque les articulations MCP des doigts sont fermées à 90 degrés. Ce jeu est bien entendu ajusté lors de l’assemblage de la main en prenant compte des particularités et de la circulation du câble pour chaque mode. Comme l’ont démontré les tests avec la main à trois doigts, le surplus de câbles tend cependant à se promener dans la main lorsque celle-ci est ouverte et à éventuellement se coincer entre une poulie et son enceinte lorsqu’une tension y est appliquée de nouveau. Afin de limiter le surplus de câbles dans la paume, le chemin de ce dernier est orienté de sorte à être perpendiculaire au déplacement du mécanisme flottant lorsque la main est ouverte, tel que montré à la figure 3.9. Ce faisant, le déplacement du mécanisme flottant n’engendre, au début, qu’un faible déplacement du câble du pouce et de la paume, celui-ci augmentant à mesure que le câble devient parallèle au déplacement du mécanisme, comme dans la figure 3.10.

La fermeture du pouce et de la paume commence donc graduellement lorsque les doigts sont en contact avec l’objet. Tel qu’observé à la figure 3.10, il peut cependant advenir un cas où les doigts sont complètement fermés sur l’objet sans que le pouce ait complété sa fermeture. Puisque les sorties s_i où $i = 1, 2, 3, 4$ sont bloquées, le deuxième étage du mécanisme flottant ne peut plus se déplacer. Afin de permettre le déplacement du pouce, le doigt le plus fort de la main, son actionnement ainsi que celui de la paume sont placés sur un troisième étage avec l’actionnement principal, relié au second par une série d’élastiques. Lorsque la force d’actionnement est inférieure à la prétention dans ces élastiques, le deuxième et le troisième étage restent fixés l’un à l’autre, tel que montré dans les figures 3.9 et 3.10. Advenant le

cas où les doigts seraient bloqués sans que le pouce et l'articulation HMC aient atteint leur fermeture maximale, la force d'actionnement viendrait éventuellement à dépasser la prétention dans les élastiques. Ils s'étireraient donc, tel que montré à la figure 3.11, permettant au câble d'actionnement du pouce et de la paume de continuer sa course jusqu'à ce que l'ensemble des phalanges soient en contact ferme avec l'objet. La tension créée dans l'élastique assure toutefois un transfert des forces au deuxième étage du mécanisme flottant (et donc aux doigts). Les rotations du deuxième étage sont également transmises au troisième puisque les élastiques en polyuréthane utilisés, originellement conçus pour la transmission de puissance par courroie, ont comme propriété de bien adhérer aux parois.

3.2.4 Recouvrement de la paume

Des gants recouvrant l'ensemble de la main sont souvent utilisés en littérature pour améliorer l'aspect esthétique (de Visser et Herder, 2000) et pour augmenter l'adaptation aux objets (Catalano *et al.*, 2014). Bien que ces deux exemples prouvent que des gants peuvent être utilisés avec des articulations à contact roulant, ils présentent tout de même certains désavantages. La déformation du gant lors de la flexion des doigts engendre inévitablement une force s'opposant au mouvement. Bien que cette force favorise l'ouverture passive de la main et qu'elle peut être compensée par certains mécanismes (Bos et Plettenburg, 2017), elle s'additionne ici au retour élastique déjà présent au niveau des articulations. Ce retour étant calculé en fonction du poids des phalanges dans le pire scénario, l'ajout d'une force incertaine et difficilement calculable engendrée par le gant nuirait à la performance des doigts. Les multiples dislocations possibles des doigts ainsi que le mouvement d'adduction/abduction du pouce peuvent également engendrer un pincement du gant qui nuirait aux performances et à la longévité de la main. Des recouvrements fixés aux phalanges, tels que présentés pour les doigts dans la section 2.4, aident à retenir un objet en se déformant autour et en augmentant le coefficient de friction, et ce, sans nuire au déplacement des articulations. Ils ont donc été préférés pour l'ensemble de la main MACROS.

Afin d'augmenter la friction et l'adaptation aux objets, la paume est également munie d'un recouvrement en silicone. Tel que montré dans la figure 3.12, ce recouvrement épouse la forme de la paume qui, naturellement, oriente les objets dans le plan formé par l'opposition entre le pouce et l'articulation HMC. Le silicone couvre ainsi l'ensemble des surfaces éventuelles de contact entre un objet et la paume, offrant une surface molle qui assure une prise stable et réduit la possibilité de dommages. Tout comme pour un seul doigt, la surface de la paume sous le recouvrement est courbée de sorte à générer une zone plus épaisse (et donc encore plus molle) correspondant à la distance x_o de chaque doigt. Cette région plus épaisse décrit ainsi la même courbe que celle présentée à la figure 3.7(a). Le recouvrement de la paume forme une bande qui fait le tour de la main. En plus de cacher plusieurs composants de boulonnerie, cette bande assure le maintien en place de l'articulation HMC et couvre les trous engendrés

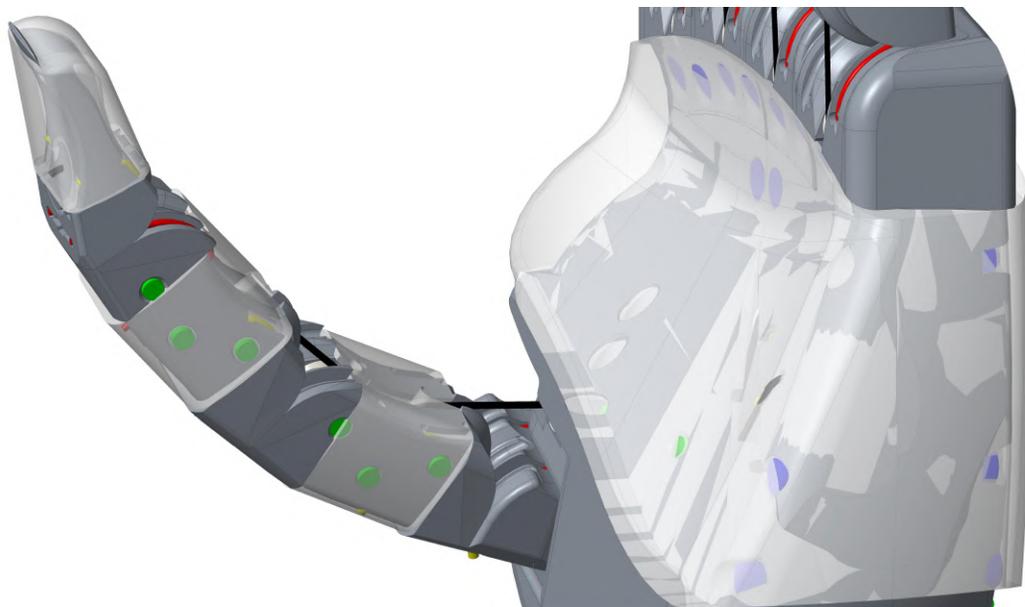


FIGURE 3.12 – Recouvrement de la paume.

par sa fermeture, améliorant ainsi l'aspect esthétique de la main. Cette méthode de fixation, plus lourde que le simple fait de coller le recouvrement, assure une meilleure intégrité de la main à long terme et un remplacement facile. L'ensemble des recouvrements sont fabriqués grâce à du silicone « Dragon Skin 20 » de la marque *Smooth On*. Ce silicone, certifié sécuritaire pour la peau humaine, est relativement mou (dureté « shore kardness » de 20A), très élastique (déformation maximale de 620%) et possède de bonnes propriétés physiques qui minimisent son déchirement (une tension ultime de 550 psi). Le temps pour préparer ce silicone (25 minutes) est également suffisamment long pour le dégazer et ainsi limiter les bulles dans les pièces. Souvent utilisé dans des applications prothétiques, ce silicone devient plus collant avec le temps, ce qui peut augmenter le coefficient de friction avec les objets. Toutes les pièces en silicone sont fabriquées à l'aide de moules mâles et femelles imprimés 3D en FDM. Ces moules permettent d'obtenir des pièces précises qui possèdent des rainures semblables à celles des mains humaines.

L'ensemble de ces éléments ont donc été intégrés dans un prototype de main prothétique sous-actionnée à cinq doigts. Plusieurs tests expérimentaux, présentés dans la section suivante, ont par la suite été effectués afin d'analyser la performance globale de ce prototype.

3.3 Tests expérimentaux

L'ensemble de la main MACROS a d'abord été conçue par ordinateur en utilisant le logiciel CREO (voir la figure 3.13(a)) pour ensuite être fabriquée en impression 3D (voir la figure 3.13(b)) avec la résine « Tough 2000 » de l'entreprise *Formlabs*, la nouvelle version de la résine

« Tough » utilisée pour les doigts du chapitre précédent. Les pièces plus volumineuses de la paume ont été fabriquées avec une résolution de 100 microns au lieu de 50 pour réduire le temps de fabrication. À titre de référence, une soumission faite à l'entreprise *Hubs* pour la fabrication par impression 3D de l'ensemble des pièces rigides s'élevait à 890\$. Même en comptant les recouvrements en silicones, les différents câbles utilisés et les diverses pièces standards (poulies, arbres et boulonnerie) le prix total de la main se situe en deçà de 1000 \$, ce qui est largement inférieur aux autres mains prothétiques disponibles sur le marché. Le poids total de la main MACROS est de 521.8 grammes. Sa longueur est de 222 mm alors que la longueur de la paume est de 118 mm, tel que montré à la figure 3.13(a). La largeur sans compter le pouce est de 96 mm et si le pouce est pris en compte, mais en pleine flexion (de façon similaire à une prise latérale), la largeur totale de la main est de 115 mm.

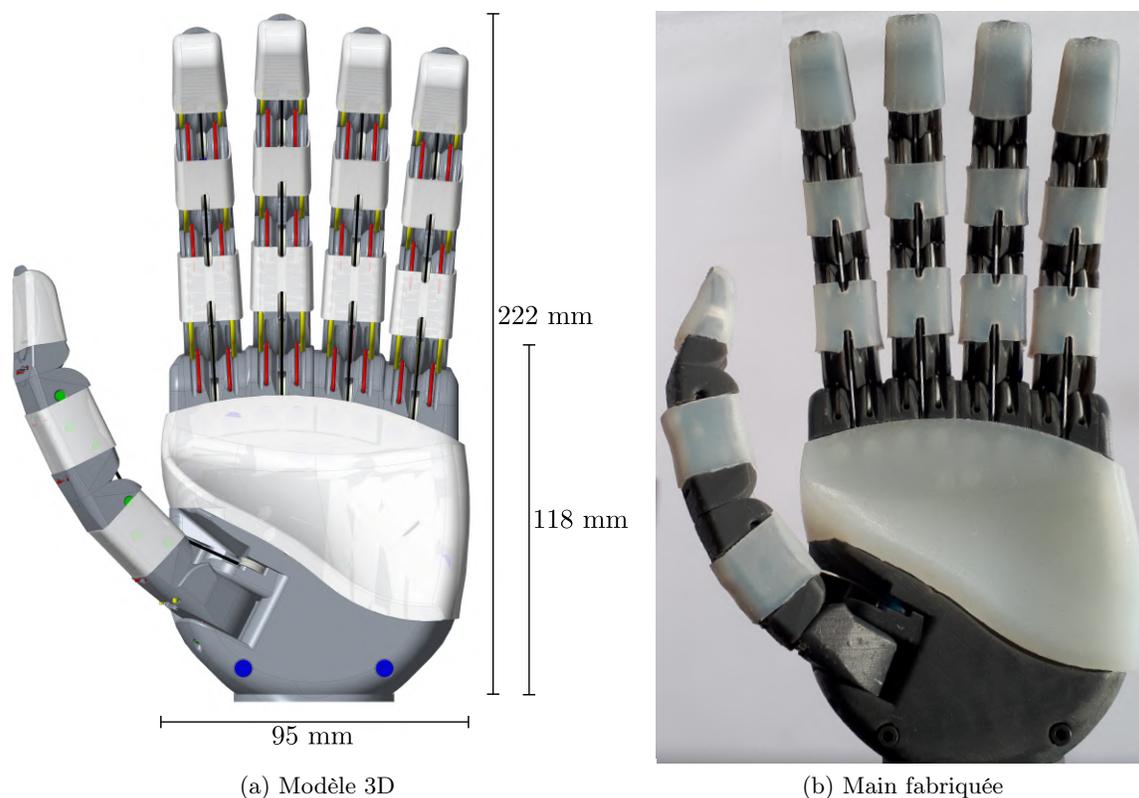


FIGURE 3.13 – Prototype de main à cinq doigts MACROS.

Une fois la main entièrement assemblée selon les méthodes présentées à la section 2.4, elle fut soumise à plusieurs tests afin de valider les divers choix de designs. Ces tests englobent d'abord une évaluation des performances techniques de la main. Pour ce faire, elle a été soumise à des impacts multiples afin de valider sa robustesse, principalement assurée par la déformation des articulations à contact roulant. Tous les impacts, que ce soit sur la surface rigide d'une table ou sur un objet, ont démontré que la main MACROS peut être utilisée sans crainte dans des environnements non contrôlés, les déformations qu'elle subit n'affectant pas ses performances.

La main MACROS offre également une très bonne adaptabilité aux différents objets. La distribution des efforts d'actionnement aux différents doigts est fluide, principalement grâce à la faible friction dans les articulations à contact roulant. Afin de le démontrer, les prises proposées par la taxonomie de Feix *et al.* (2015) ont été effectuées. Cette taxonomie propose une série de 33 prises différentes qu'une main humaine est amenée à utiliser dans la vie de tous les jours. Chaque prise est faisable lorsque la main peut retenir des efforts non nuls qui sont soumis à l'objet dans n'importe quelle direction. Sur l'ensemble des prises contenues dans cette taxonomie, la main MACROS est capable d'en assurer 81% (27 prises sur 33), ce qui inclut les prises les plus souvent effectuées selon Bullock *et al.* (2013). L'aspect sous-actionné de la main réduit la faisabilité de plusieurs prises qui requièrent un contact spécifique sur certains doigts. La prise 31 « Ring » par exemple, nécessite de ne fermer que l'index et le pouce sur un cylindre en gardant les autres doigts ouverts, ce qui est impossible avec la main MACROS puisque le mécanisme flottant impose une fermeture à l'ensemble des doigts. Le sous-actionnement entre les différentes phalanges d'un doigt et le positionnement du pouce rendent également difficiles certaines prises dont la 33 « Inferior Pincer » où le pouce et l'index doivent être parallèles. Ce problème nuit également aux prises 9 et 24 puisqu'elles nécessitent un contact du pouce et de l'index respectivement sur la surface plane des phalanges distales et sur leur pointe. Dans le cas de la main MACROS, tel que montré aux figures B.5(a) et (b), le contact se fait sur le bout du pouce, mais sur la surface plane de l'index, ce qui n'affecte toutefois pas la préhension de l'objet. Finalement, la prise 21 « Tripod Variation » et la prise 23 « Adduction Grip » ne peuvent tout simplement pas être effectuées puisqu'elles nécessitent un déplacement latéral (adduction) des doigts qui n'est pas implémenté dans le présent prototype. Mis à part ces prises, l'ensemble de la taxonomie peut être répliquée par la main MACROS. Dû à la nature du sous-actionnement, la majorité de ces prises ne pourraient être naturellement effectuées lorsqu'un objet est pris à partir d'une surface rigide. Les objets doivent donc être placés dans la main pour permettre aux doigts d'engendrer le contact définissant la prise. Aucun déplacement manuel des doigts (mis à part le mouvement d'adduction et d'abduction du pouce) n'est cependant requis pour atteindre une prise spécifique lorsque l'objet est bien placé. La stabilité du pouce dans d'autres positions que les trois modes de préhension aide également à la réussite de plusieurs prises. L'utilisation de la taxonomie définie par Feix *et al.* (2015) permet ainsi de prouver que, même si les degrés de liberté ne sont pas individuellement contrôlés, la main peut effectuer plusieurs prises diverses et être comparée aux autres mains prothétiques (Tian *et al.*, 2017) ou robotiques (Grebenstein, 2012) (Diftler *et al.*, 2011). L'ensemble des photos de ces prises sont disponibles en annexe B. Une vidéo est également jointe à ce mémoire afin de montrer plusieurs avantages de la main MACROS, traités en profondeur dans la section qui suit. Le fichier vidéo a été déposé séparément.

3.4 Discussion

Une simple manipulation de la main MACROS permet de bien cerner tous les avantages qu’offrent les éléments présentés dans ce chapitre. Le comportement de la main est naturel et facilite la prise d’objets, principalement grâce à la faible friction dans les articulations et leur capacité à se déformer. L’ensemble des prises effectuées permettent de tirer des conclusions positives sur les différents éléments de la main.

Tout d’abord, les doigts utilisés des articulations à contact roulant améliorent grandement les performances de la main en mettant à profit leurs multiples avantages présentés dans la section 2.3.2 : robustesse, faible friction, ouverture passive proportionnelle à chaque articulation et forces de contact optimisée. En plus de ces ajouts, les articulations contribuent à la versatilité des prises en permettant un ajustement de la séquence de fermeture. Tout comme une grande majorité de mains prothétiques et robotiques, les doigts étaient initialement conçus pour que la phalange proximale se ferme en premier sur l’objet, suivie de la phalange intermédiaire et de la phalange distale, favorisant ainsi les contacts sur chacune des phalanges et, par le fait même, une meilleure distribution des forces. Cette séquence de fermeture permet également de prévoir la trajectoire des doigts, ce qui a permis, par exemple, de positionner le pouce de sorte que sa phalange distale soit orientée vers celle de l’index et du majeur lors des prises pulpaire.

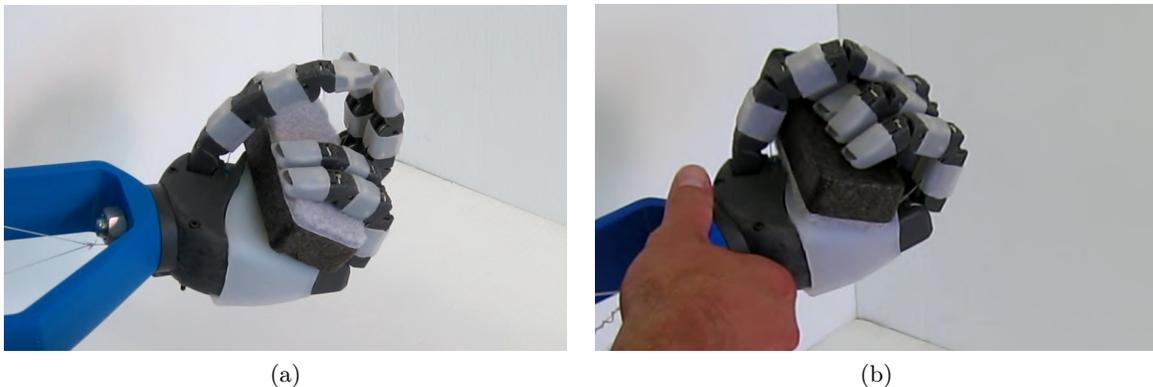


FIGURE 3.14 – Prise lors d’une séquence de fermeture (a) traditionnelle (b) modifiée selon la gravité.

Cette trajectoire, utile pour certaines prises, est cependant nuisible à d’autres. La prise palmaire d’un objet moyen, montré à la figure 3.14(a), en est un bon exemple puisqu’elle montre comment la séquence traditionnelle engendre un contact entre le pouce et certains doigts, empêchant ceux-ci de se fermer complètement sur l’objet. La prise effectuée s’en retrouve ainsi considérablement affaiblie, tel que montré dans la vidéo. Afin de remédier à ce problème, sans toutefois nuire aux prises pulpaire, le retour élastique de l’articulation IPP (intermédiaire) a été modifié de sorte que la séquence de fermeture soit dépendante de l’orientation de la

main. Les prises pulpaire, nécessitant un contact entre les doigts et le pouce engendré par une séquence de fermeture traditionnelle, se produisent en majeure partie lorsque l'utilisateur veut prendre un objet sur une surface plane. À l'opposé, les prises palmaires sont souvent effectuées lorsqu'un objet est placé dans la main. Dans la majorité des cas, la paume est ainsi orientée vers le bas pour des prises pulpaire et vers le haut pour les prises palmaire. Grâce au retour élastique spécifique à chaque articulation et au fait que les couples d'actionnement proximaux et intermédiaires des doigts sont du même ordre de grandeur, il est possible d'ajuster les élastiques de sorte que la gravité ait un impact sur la séquence de fermeture. En augmentant le retour élastique de l'articulation MCP, ce qui favorise également une ouverture passive rapide de la main, le couple d'actionnement résultant sur cette articulation devient légèrement inférieur à celui de l'articulation IPP lorsque la paume est orientée vers le haut. L'articulation IPP se déplace donc en premier, affectant cependant le couple gravitationnel observé par l'articulation MCP qui se ferme rapidement après. Comme les doigts sont légèrement recourbés lors de leur fermeture (d'une façon très similaire au déplacement naturel des doigts humains), les phalanges distales n'entrent pas en contact avec le pouce et poursuivent leur mouvement jusqu'à se fermer sur la paume ou un objet comme à la figure 3.14(b). Grâce au troisième étage du mécanisme flottant, le pouce se ferme ensuite sur le dos des doigts, offrant un support supplémentaire à la prise. En plus de la vidéo montrant la prise d'une brosse à tableau (duquel est obtenu la figure 3.14), ce comportement peut être observé dans les prises 2 et 26 montrées aux figures B.1(b) et B.2(c) de l'annexe B.

La prise d'un disque en puissance (10) représente encore mieux l'impact du troisième étage, tel que montré à la figure B.1(d). Le mouvement des articulations IP et MP permet alors au pouce d'entourer l'objet, et ce, même si les doigts sont presque complètement ouverts. L'amplitude de mouvement du troisième étage du mécanisme flottant assure donc efficacement la fermeture du pouce tout en gardant une bonne tension dans les doigts, générant ainsi une prise solide de l'objet.

La déformation de la paume permet également d'augmenter la stabilité des prises, bien qu'il soit difficile de l'évaluer sur les figures présentées en annexe B. Cette déformation est plus facilement observable lors de la prise d'un objet mou, comme le bloc de mousse montré à la figure 3.15. En augmentant la tension dans le câble d'actionnement, il est effectivement possible d'observer une rotation de l'articulation HMC, facilitée par la faible résistance de l'objet. L'auriculaire et l'annulaire sont alors redirigés vers le centre de la main ce qui crée une ouverture à l'arrière de la main, observable à la figure 3.15(b). En plus d'augmenter la force de serrage sur l'objet, la déformation de la paume donne une allure plus humaine aux prises (Capsi-Morales *et al.*, 2020). La tension requise dans le câble d'actionnement pour fermer l'articulation HMC est cependant élevée ce qui limite son impact. Le recouvrement de la paume, nécessaire pour maintenir l'articulation ouverte lorsqu'aucune prise n'est effectuée, limite probablement l'actionnement de la paume puisqu'il est épais et loin de l'articulation.

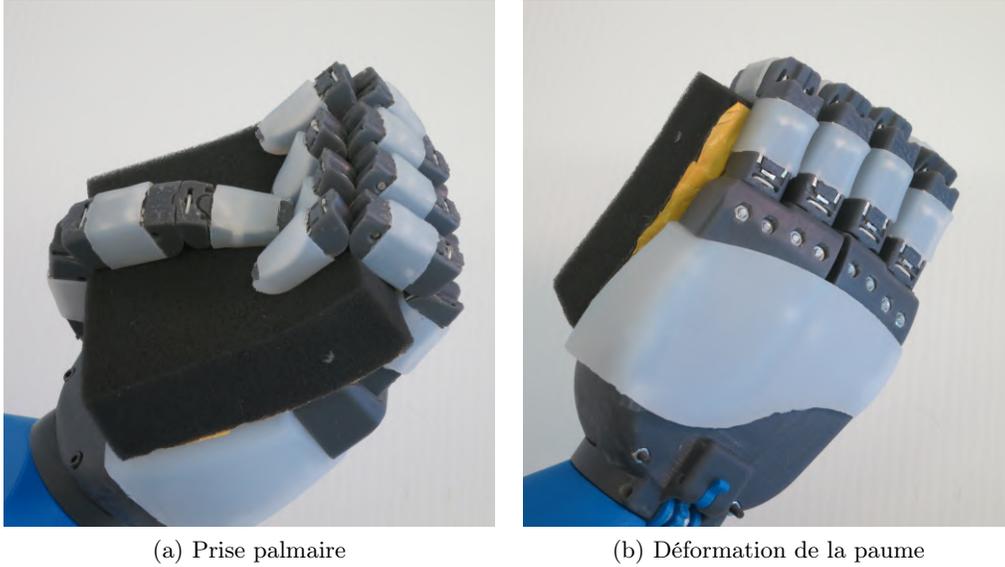


FIGURE 3.15 – Position des doigts lors d’une prise palmaire intégrant la déformation de la paume.

La circulation du câble d’actionnement à partir du pouce jusqu’à l’articulation HMC, passant à travers maintes poulies, introduit également beaucoup de friction qui diminue le couple de fermeture. De petites déformations sont toutefois observées lors de l’utilisation de la main, réorientant ainsi les forces de contact vers le pouce et augmentant la stabilité des prises.

Tous ces ajouts permettent à la main MACROS d’effectuer un plus grand nombre de prises que celles généralement associées aux mains n’ayant qu’un seul degré d’actionnement. Selon les auteurs de Tavakoli *et al.* (2015), une main ne possédant qu’un seul degré d’actionnement ne serait capable d’effectuer que 9 des 33 prises contenues dans la taxonomie de Feix *et al.* (2015). La main MACROS se classe cependant plus près d’une configuration que les auteurs appellent 3.0M qui permet 25 prises et où trois actionnements assurent respectivement la fermeture du pouce, de l’index et des autres doigts, le mouvement d’adduction/abduction du pouce étant assuré manuellement. Le troisième étage rend en effet possible plusieurs prises (voir les prises 2, 4, 5, 18 et 30 de l’annexe B) qui nécessitent que le pouce se ferme indépendamment des doigts (souvent après). Certaines forces latérales du pouce sont même possibles grâce au mouvement d’adduction/abduction manuel (voir la prise 3 à la figure B.1(c)), le délai dans sa fermeture permettant de le coller contre l’objet lorsque les doigts sont déjà fermés.

En plus de la quantité et de la puissance des prises, la main MACROS est très rapide grâce à la faible friction dans le mécanisme flottant et dans les articulations, mais également grâce au retour élastique proportionnel à chacune d’elles. Cette rapidité permet d’effectuer des tâches complexes comme attraper une balle de tennis et la relancer, tel que montré dans la vidéo. Les déformations permises par les articulations, en plus de rendre la main robuste tel que

montré dans la vidéo, sont utiles pour plusieurs prises limitées par l'ouverture de la main ou nécessitant un contact sur le côté d'une phalange, comme pour la prise 13 à la figure B.6(b).



FIGURE 3.16 – Deux façons de prendre des cartes (a) avec le bout des doigts et (b) en les retournant.

Finalement, bien que la prise d'objets plats sur des surfaces dures reste difficile, les ongles offrent un avantage considérable à la main MACROS. Contrairement à Babin et Gosselin (2018), les ongles ne permettent pas au pouce de se glisser sous un objet rigide puisqu'ils ne sont pas suffisamment longs et pointus. Ils permettent néanmoins de prendre un objet posé sur une table en glissant légèrement en dessous, ce qui l'appuie sur les recouvrements et permet de le soulever (voir la figure 3.16(a) et la séquence vidéo). L'action de roulement des articulations permet d'assurer une prise encore plus sécuritaire en roulant l'objet à l'intérieur de la main afin qu'elles soient retenues entre le dos des doigts et le pouce, tel que montré sur la vidéo et sur la figure 3.16(b). Bien que cette prise n'est pas très conventionnelle, elle assure une bonne force de contact sur l'objet et une alternative efficace à cette tâche qui est parmi les plus difficiles à effectuer.

Puisque le requis le plus important des usagers est d'accomplir des tâches de la vie courante (Cordella *et al.*, 2016), plusieurs exemples de ces tâches ont été effectués et sont montrés dans la vidéo jointe à ce mémoire. On peut y voir la main MACROS remplir un contenant à l'aide d'une cruche et l'offrir à une personne de même que débarrer une porte et l'ouvrir. La position des doigts permet également de placer un cellulaire dans la main de sorte qu'il soit facile d'utilisation, même pour prendre une photo comme le montre la figure 3.17. Cette tâche, bien qu'elle soit effectuée tous les jours, n'est pas toujours simple avec les prothèses disponibles sur le marché.

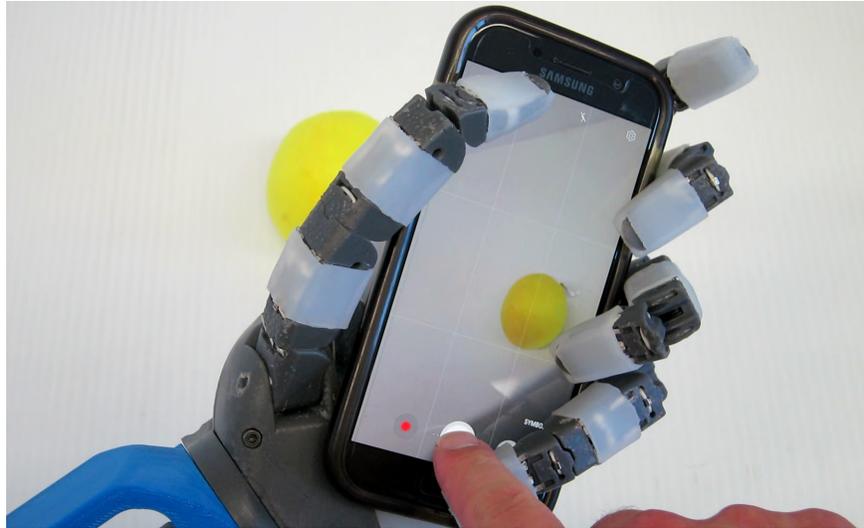


FIGURE 3.17 – Prise d’une photo avec un cellulaire tenu dans la main.

3.5 Conclusion

Un nouveau prototype de main sous-actionnée, appelé MACROS pour Main à Articulation à Contact Roulant Optimisée pour le Sous-actionnement a été présenté dans ce chapitre. Basée sur le doigt sous-actionné présenté dans le chapitre 2, cette main regroupe plusieurs avancées visant à améliorer la préhension d’objets pour les utilisateurs de prothèses à un seul degré d’actionnement. La position et l’orientation d’un pouce ont d’abord été analysées afin de permettre trois types de prises (palmaires, pulpaire et latérales) tout en offrant une bonne opposition à l’ensemble des doigts. Les paramètres de ce pouce ont ensuite été optimisés selon sa distribution des forces et sa capacité à retenir des objets, de façon similaire à ce qui a été présenté pour les doigts. Une main à trois doigts a permis de valider les choix de design concernant le pouce. Une main complète à cinq doigts a ensuite été conçue, en commençant par positionner les doigts dans la main afin d’obtenir une allure humaine et une bonne distribution des contacts. Pour augmenter l’opposition entre les doigts et le pouce, une articulation dans la paume a été ajoutée permettant de déplacer l’annulaire et l’auriculaire. Un mécanisme flottant à trois étages permet d’entraîner l’ensemble des composantes de la main avec un seul degré d’actionnement, et ce, en évitant que le mouvement de certaines composantes soit limité par d’autres. Finalement, un recouvrement de l’ensemble de la paume permet un retour élastique de l’articulation HMC tout en offrant une surface molle et adhérente pour la prise d’objets. Une main complète a été fabriquée et testée avec divers objets, ce qui a permis de valider les multiples avantages des différentes composantes qui y sont intégrées.

Des travaux futurs permettraient d’améliorer plusieurs aspects de ce prototype de main. Elle est tout d’abord trop grande puisqu’elle se situe au-delà du 50e percentile d’une main mâle humaine, tel que défini dans Mariappan *et al.* (2011). Cet écart est originellement causé par

un doigt optimisé trop long, la dimension de la main ayant été adaptée de sorte à y être proportionnelle. La limite sur la longueur maximale du doigt, correspondant aux doigts des mains robotiques et prothétiques disponibles sur le marché, est légèrement supérieure au 50e percentile et puisqu'un long doigt a nécessairement une meilleure capacité à retenir les objets, la configuration retenue est près de cette limite maximale. Cette dimension de la main affecte également son poids, principalement puisque les pièces en stéréolithographie utilisées ne peuvent pas être évidées comme le seraient des pièces fabriquées en FDM. De plus, le silicone utilisé pour les recouvrements est relativement lourd et bénéficierait d'un amincissement à plusieurs endroits, notamment au niveau de la paume. Le poids moyen d'une main humaine varie entre de 400 et 500 grammes (Nanayakkara *et al.*, 2017), mais ce poids est tout de même considéré comme trop élevé pour plusieurs utilisateurs (Belter *et al.*, 2013). Étant plus lourde, la main MACROS risque de fatiguer les utilisateurs dans les tâches quotidiennes.

La poulie permettant au câble de passer de la paume jusqu'au métacarpe du pouce pourrait également être déplacée. Originellement placée de sorte à offrir une position stable aux deux modes extrêmes (prise palmaire et latérale), sa position rend instable le mode pulpaire lorsqu'une haute tension est appliquée dans le câble d'actionnement. Il serait ainsi plus avantageux de la placer de sorte à avoir des positions stables pour les prises pulpaire et latérale. La prise palmaire, qui deviendrait alors instable, possède naturellement plus de points d'appui sur l'objet qui, contrairement à la prise pulpaire, l'empêchent de bouger lorsqu'une tension plus forte est appliquée pour maintenir une prise.

Quelques ajouts permettraient finalement de diversifier les tâches qu'un utilisateur peut effectuer avec la main MACROS. Un ongle rétractable dans le pouce par exemple, d'une façon similaire à ce qui est proposé dans (Babin et Gosselin, 2018), serait intéressant afin de faciliter la prise d'objets déposés sur une surface rigide. Cet ongle, facilement remplaçable, dépasserait le recouvrement lorsque la main est orientée vers le bas, offrant ainsi une surface lisse qui permettrait aux objets de glisser vers la paume. Un système permettant à la main de fermer tous les doigts sauf l'index, tel qu'implémenté dans (Baril *et al.*, 2013), serait également un ajout intéressant pour les utilisateurs (Cordella *et al.*, 2016) puisqu'il permettrait de pointer et d'appuyer précisément sur les touches d'un clavier. Le mode pulpaire était originellement conçu pour donner à l'index et au majeur la fonction d'appuyer sur des touches, mais les articulations à contact roulant ont une friction si faible qu'elles ont de la difficulté à résister aux efforts imposés en bout de doigt : elles roulent et se referment sans exercer une résistance suffisamment grande.

Malgré tout, cette première version, significativement différente des mains produites au laboratoire de robotique de l'université Laval, permet d'explorer les larges avantages offerts par les articulations à contact roulant et plusieurs avenues intéressantes pour de futures prothèses.

Conclusion

Résumé

Ce mémoire présente plusieurs avancées intégrées dans une prothèse de membre supérieur afin de faciliter l'acceptation et l'utilisation des usagers. Partant de sa base, les articulations des doigts ont d'abord été repensées dans le premier chapitre afin de remplacer les liaisons rotoides rigides par des articulations à contact roulant. Ces articulations, faites de câbles rigides et élastiques qui peuvent générer un couple de rappel gardant le doigt passivement ouvert, réduisent la friction et augmentent la résistance aux impacts en se déformant momentanément. Une notation a été présentée afin d'effectuer les calculs mathématiques définissant le couple d'actionnement, le retour élastique et le couple gravitationnel de chaque articulation, permettant ainsi d'introduire un modèle de doigt complet.

Dans le deuxième chapitre, ce modèle mathématique est utilisé pour concevoir un doigt à trois phalanges mobiles reliées grâce à des articulations à contact roulant et actionnées par un seul câble. Une méthode par résolution simultanée de contraintes géométriques et de force permet alors d'obtenir deux critères représentatifs de la performance d'un doigt : la distribution des forces qu'il exerce sur un objet et sa capacité à retenir ce même objet. Ces deux critères de performance ont d'abord permis une analyse statistique des paramètres d'un doigt et l'obtention de bornes réalistes. Ces bornes, additionnées à des contraintes physiques sur les paramètres, ont ensuite été utilisées dans plusieurs optimisations par algorithme génétique qui ont mené à l'obtention d'une solution optimale et d'une solution comparative. Ces deux doigts ont été modélisés, fabriqués et testés une première fois pour comparer les résultats avec le modèle et une seconde pour évaluer l'impact d'un recouvrement mou. Ces tests expérimentaux ont démontré la pertinence du modèle mathématique conservateur utilisé ainsi que la performance accrue de la solution optimale.

Finalement, le doigt sous-actionné du deuxième chapitre est intégré dans une main sous-actionnée présentée dans le troisième chapitre. Cette main, intitulée MACROS, est munie d'un pouce dont le mouvement manuel d'adduction/abduction permet d'atteindre trois modes de préhension : palmaire, pulpaire et latéral. Les articulations de ce pouce, aussi à contact roulant, ont une inclinaison et une rotation relative aux phalanges qui leur permettent une meilleure

opposition face aux doigts et des contacts plus englobants sur les objets. Une optimisation a également été effectuée sur le pouce dont le comportement a ensuite été testé à l'aide d'une main à trois doigts. Le positionnement des doigts, l'ajout d'une articulation dans la paume favorisant l'opposition entre l'auriculaire et le pouce, le mécanisme flottant actionnant toutes les composantes et le recouvrement augmentant la friction ont tous été étudiés afin d'obtenir une main répondant aux requis des utilisateurs. Un prototype de cette main a enfin été fabriqué et testé avec plusieurs objets dans des situations de la vie courante.

Travaux futurs

Des réflexions ont été présentées à la fin de chaque chapitre afin d'améliorer la conception d'une main prothétique sous-actionnée. Les travaux, aussi bien dans l'implémentation de solutions que dans la compréhension des objectifs, restent effectivement colossaux avant d'obtenir une prothèse pouvant pleinement considérer les besoins des utilisateurs. Des essais cliniques avec la main MACROS constitueraient ainsi la prochaine étape afin de déterminer les améliorations à effectuer.

Une seconde version pourrait ensuite être conçue afin de répondre aux commentaires des utilisateurs, mais également pour obtenir une main plus commercialisable. De nouveaux procédés permettraient alors de rendre la fabrication et l'assemblage de la main plus systématique et industrielle. Des longueurs exactes et un sertissage constant des câbles rigides et élastiques pourraient ainsi être facilités, ce qui améliorerait leur assemblage et augmenterait potentiellement les performances de la main. Le parcours des câbles d'actionnement pourrait également être repensé afin de réduire la friction nuisant à leur déplacement et pour limiter les possibilités qu'ils se coincent. Il serait également pertinent d'actionner la deuxième version de la main avec un moteur afin de pouvoir la comparer aux mains disponibles sur le marché. Tout en constituant un intéressant défi d'intégration et de réduction de la masse, l'ajout d'un circuit électrique et d'une batterie pour le moteur permettrait d'utiliser des capteurs tactiles sur les doigts. Ces capteurs offriraient une rétroaction sensorielle aux utilisateurs et indiqueraient la distribution des forces de contact, ce qui faciliterait l'analyse des solutions choisies. Une boucle d'itération permettrait alors d'améliorer chaque composante grâce à des critères autant qualitatifs que quantitatifs, augmentant ainsi les performances globales de la main.

Même s'il reste beaucoup de travail avant d'obtenir une prothèse dont les performances sont similaires à celles de la main humaine, le prototype développé dans le cadre de ce mémoire représente une solution plus robuste, moins dispendieuse et potentiellement plus performante aux prothèses disponibles sur le marché. La main MACROS démontre également les bénéfices des articulations à contact roulant et leur pertinence dans un domaine d'interaction humain/robot. Elle constitue en ce sens une excellente base pour une deuxième version plus commercialisable où l'impact de ces articulations pourrait être pleinement exploité.

Annexe A

Graphiques de l'analyse statistique

Les graphiques de cette annexe sont ceux ayant servi à l'analyse statistique des relations entre les critères de performance et les ratios de paramètres. Les résultats pour un indice de performance global sont d'abord présentés suivis de ceux pour la capacité à retenir et de la distribution des forces. Sur chaque graphique, les données relatives à un cylindre de 20 mm, de 40 mm et de la moyenne des deux sont présentés respectivement en rouge, bleu et vert. 250 000 designs aléatoires respectant les contraintes géométriques fixées au chapitre 2 ont été regroupés selon leur ratio. Les lignes pleines (et les axes de droite) des graphiques représentent le pourcentage d'occurrence lié au ratio donné alors que les pointillés (et les axes de gauche) représentent la moyenne du critère de performance pour ce même ratio. Une courbe gaussienne d'ordre 2 (et d'ordre 3 pour le ratio 10) est utilisée pour obtenir un maximum de la moyenne des indices de performance des ratios. Le ratio représentant ce maximum est indiqué dans les tableaux de résultats sous la colonne « Maximum ». Des limites inférieures et supérieures représentant un écart type de moins et de plus au maximum sont également indiquées.

TABLE A.1 – Ratios optimum pour un indice de performance global ($\eta_d \times \eta_f$).

Ratios $[\tau]$		Limite inférieure $[\tau_i]$	Maximum	Limite supérieure $[\bar{\tau}_i]$
Rayon des articulations	$\tau_1 = r_1/r_{a1}$	0,80	1,07	1,39
	$\tau_2 = r_2/r_{a2}$	0,50	0,67	1,00
	$\tau_3 = r_3/r_{a3}$	0,74	0,96	1,27
Rayon des phalanges	$\tau_4 = r_{a2}/r_1$	0,68	0,97	1,29
	$\tau_5 = r_{a3}/r_2$	0,79	1,08	1,45
	$\tau_6 = r_{a4}/r_3$	0,64	1,04	1,45
Longueur	$\tau_7 = l_2/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_8 = l_3/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_9 = l_3/l_2$	0,66	1	1,42
Couple d'Actionnement	$\tau_{10} = c_{a2}/c_{a1}$	0,50	0,67	0,97
	$\tau_{11} = c_{a3}/c_{a1}$	0,24	0,41	0,57
	$\tau_{12} = c_{a3}/c_{a2}$	0,20	0,40	0,63

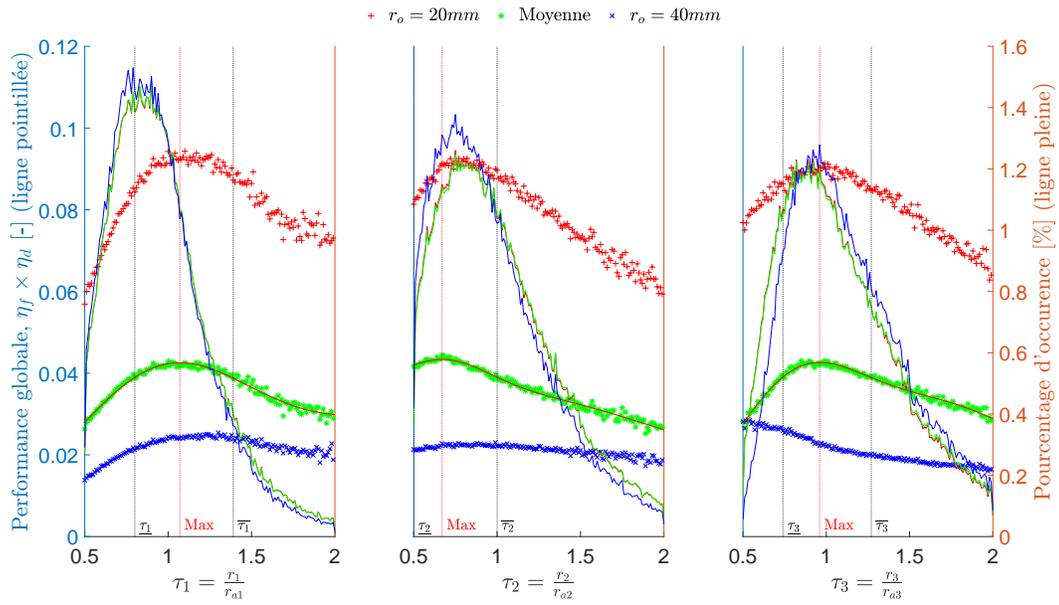


FIGURE A.1 – Ratios des rayons des articulations pour un meilleur indice de performance global.

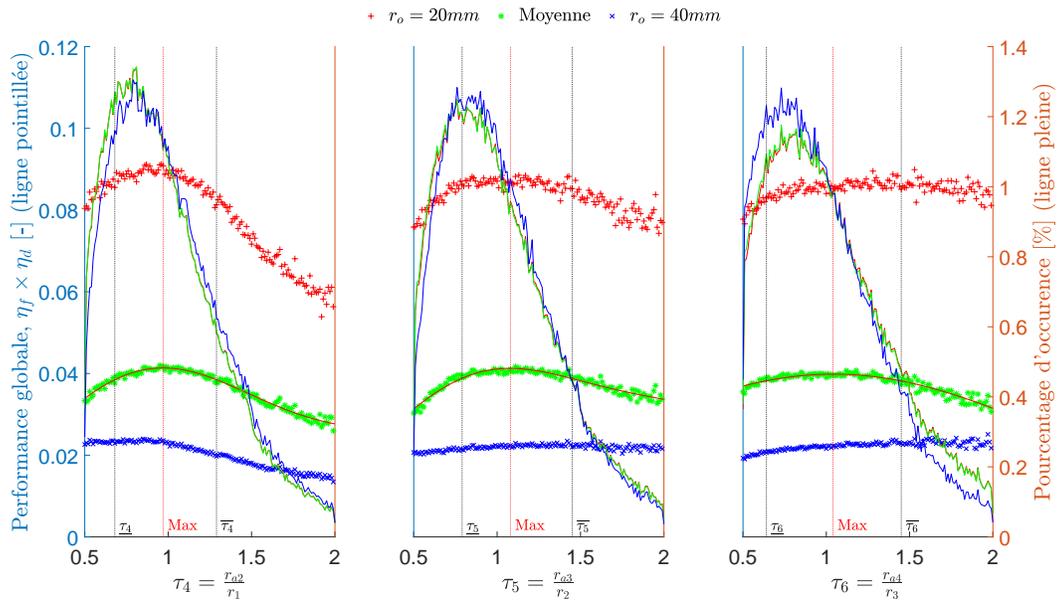


FIGURE A.2 – Ratios des rayon des phalanges pour un meilleur indice de performance global.

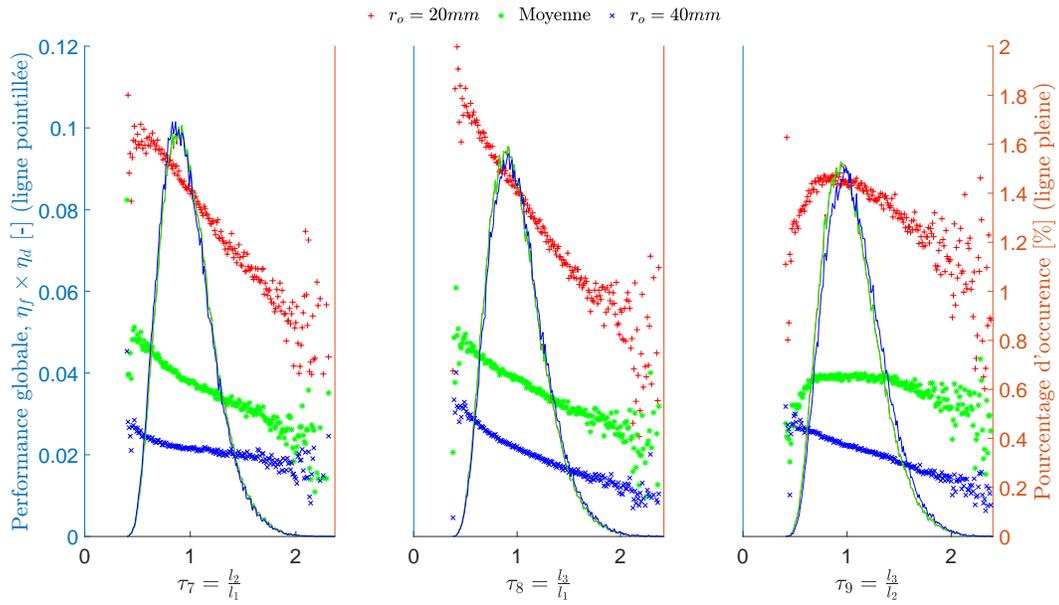


FIGURE A.3 – Ratios des longueurs des phalanges pour un meilleur indice de performance global.

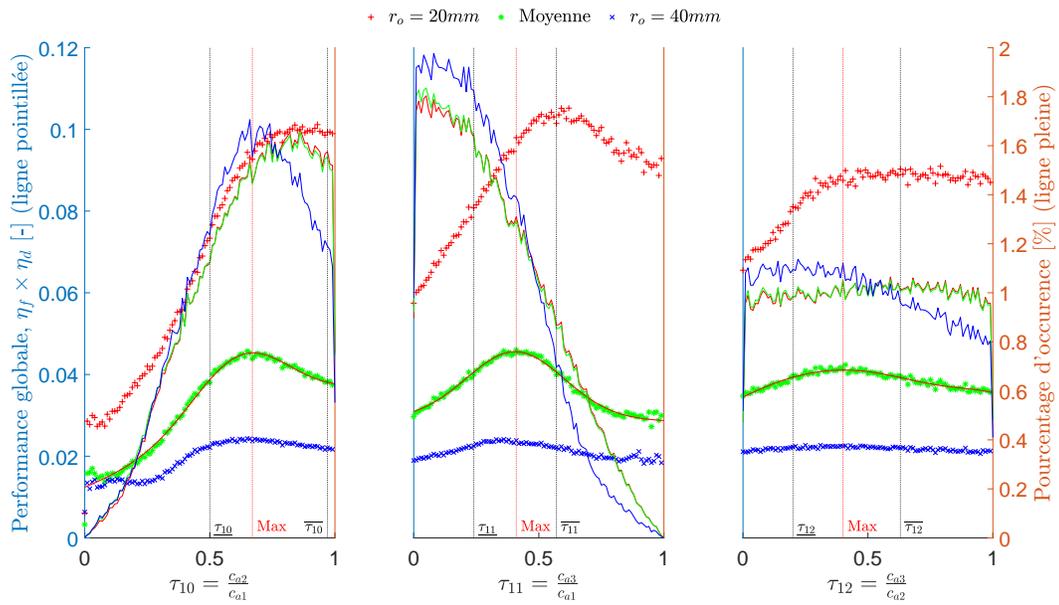


FIGURE A.4 – Ratios de l'actionnement des phalanges pour un meilleur indice de performance global.

A.1 Indice pour la capacité à retenir

TABLE A.2 – Ratios optimum pour la capacité à retenir (η_f).

Ratios $[\tau]$		Limite inférieure $[\tau_i]$	Maximum	Limite supérieure $[\bar{\tau}_i]$
Rayon des articulations	$\tau_1 = r_1/r_{a1}$	0,80	1,07	1,39
	$\tau_2 = r_2/r_{a2}$	0,50	0,67	1,04
	$\tau_3 = r_3/r_{a3}$	0,74	0,99	1,35
Rayon des phalanges	$\tau_4 = r_{a2}/r_1$	0,65	0,98	1,32
	$\tau_5 = r_{a3}/r_2$	0,76	1,06	1,49
	$\tau_6 = r_{a4}/r_3$	0,52	0,89	1,33
Longueur	$\tau_7 = l_2/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_8 = l_3/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_9 = l_3/l_2$	0,66	1	1,42
Couple d'actionnement	$\tau_{10} = c_{a2}/c_{a1}$	0,54	1,00	1,00
	$\tau_{11} = c_{a3}/c_{a1}$	0,32	1,00	1,00
	$\tau_{12} = c_{a3}/c_{a2}$	0,36	0,78	1,00

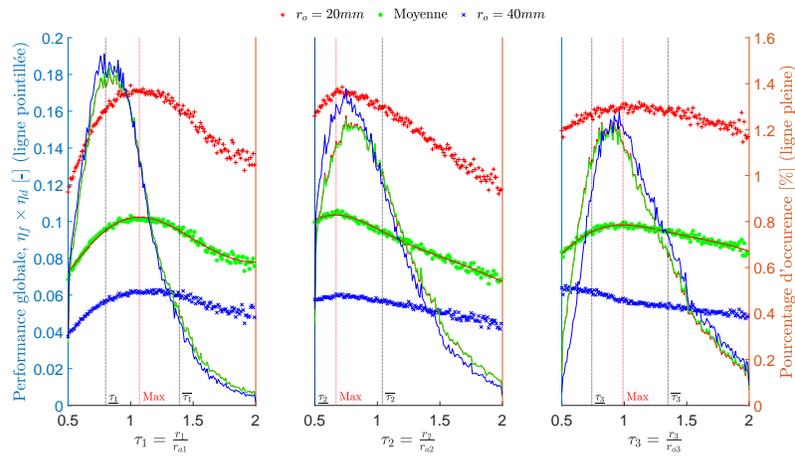


FIGURE A.5 – Ratios des rayons des articulations pour une meilleure force de rétention.

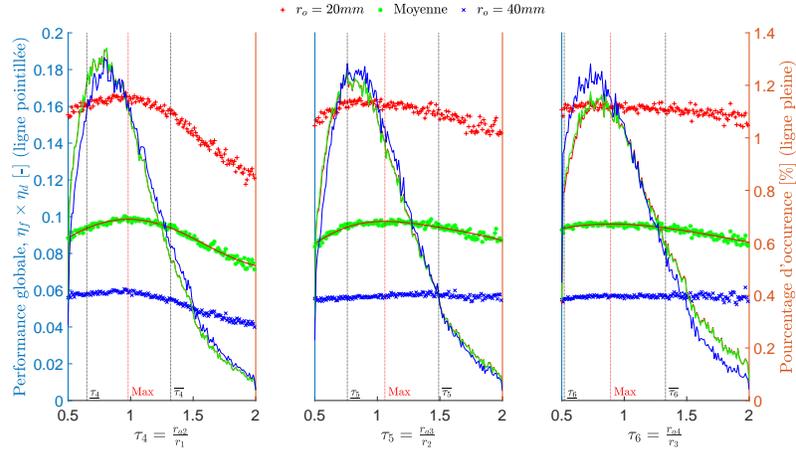


FIGURE A.6 – Ratios des rayons des phalanges pour une meilleure force de rétention.

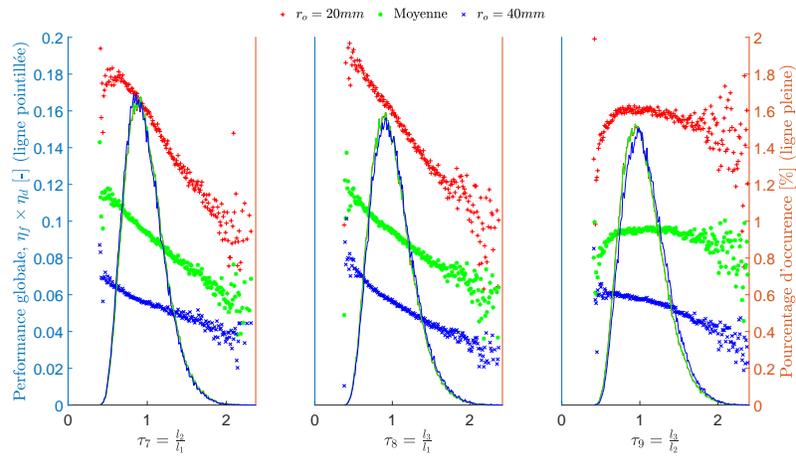


FIGURE A.7 – Ratios des longueurs des phalanges pour une meilleure force de rétention.

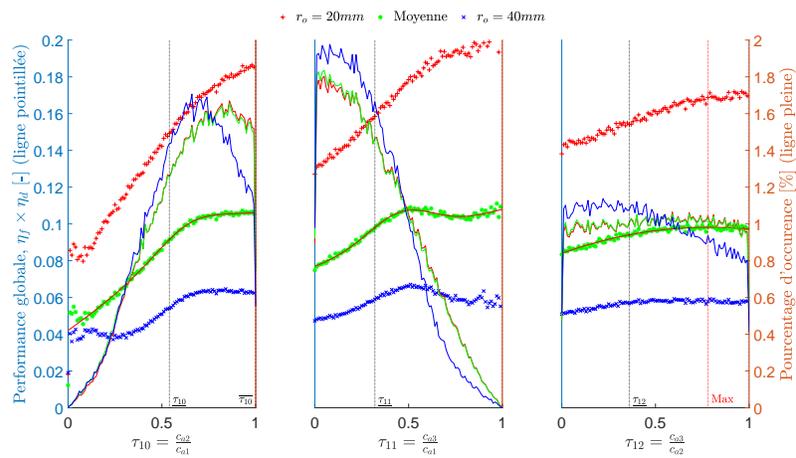


FIGURE A.8 – Ratios de l'actionnement des phalanges pour une meilleure force de rétention.

A.2 Indice pour la distribution

TABLE A.3 – Ratios optimum pour la distribution des forces (η_d).

Ratios $[\tau]$		Limite inférieure $[\underline{\tau}_i]$	Maximum	Limite supérieure $[\overline{\tau}_i]$
Rayon des articulations	$\tau_1 = r_1/r_{a1}$	0,74	1,03	1,33
	$\tau_2 = r_2/r_{a2}$	0,50	0,67	0,99
	$\tau_3 = r_3/r_{a3}$	0,76	0,98	1,29
Rayon des phalanges	$\tau_4 = r_{a2}/r_1$	0,74	1,01	1,36
	$\tau_5 = r_{a3}/r_2$	0,77	1,06	1,55
	$\tau_6 = r_{a4}/r_3$	0,75	1,11	1,47
Longueur	$\tau_7 = l_2/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_8 = l_3/l_1$	0,33	0,5	1,33
	$\tau_9 = l_3/l_2$	0,66	1	1,42
Couple d'actionnement	$\tau_{10} = c_{a2}/c_{a1}$	0,41	0,57	0,75
	$\tau_{11} = c_{a3}/c_{a1}$	0,11	0,32	0,49
	$\tau_{12} = c_{a3}/c_{a2}$	0,05	0,28	0,53

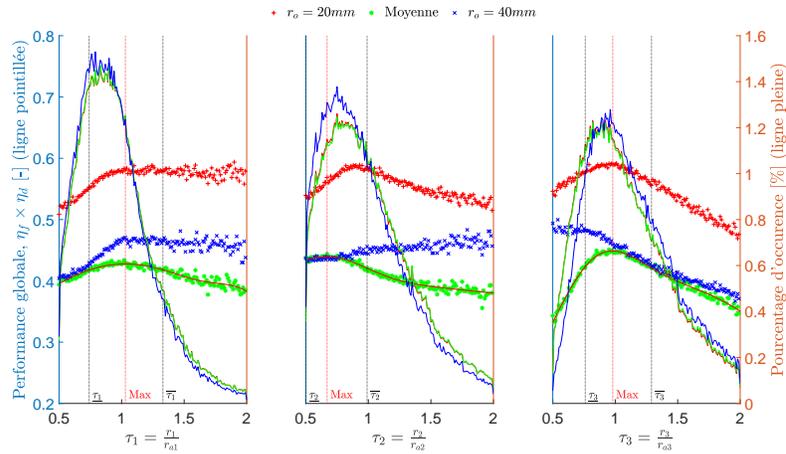


FIGURE A.9 – Ratios des rayons des articulations pour une meilleure redistribution des forces.

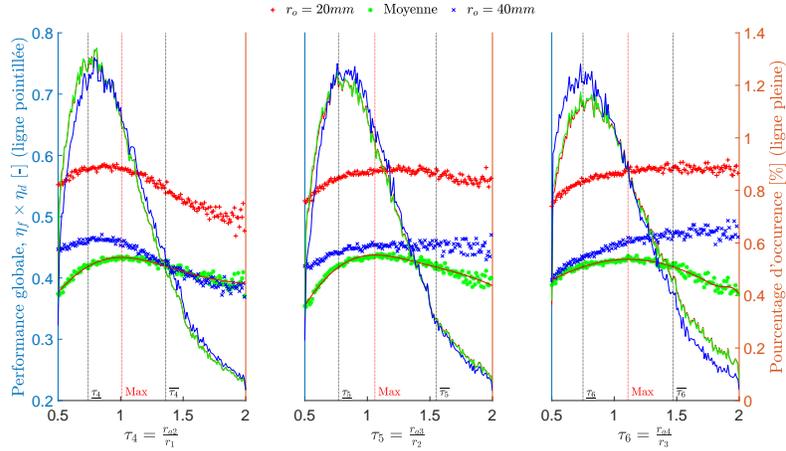


FIGURE A.10 – Ratios des rayons des phalanges pour une meilleure redistribution des forces.

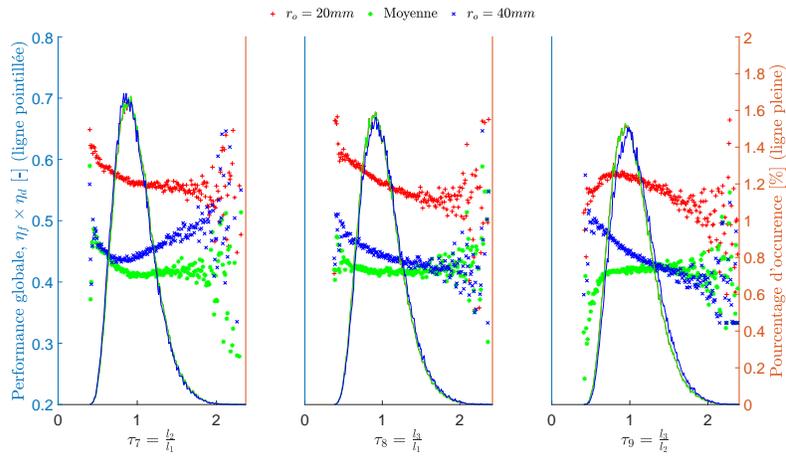


FIGURE A.11 – Ratios des longueurs des phalanges pour une meilleure redistribution des forces.

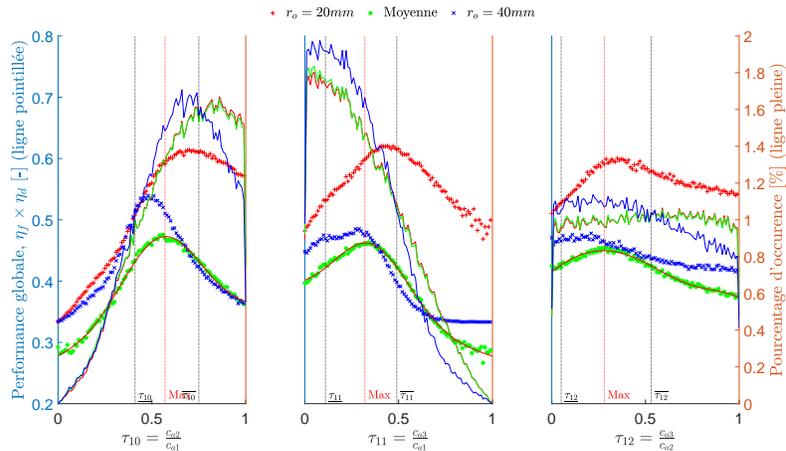


FIGURE A.12 – Ratios de l'actionnement des phalanges pour une meilleure redistribution des forces.

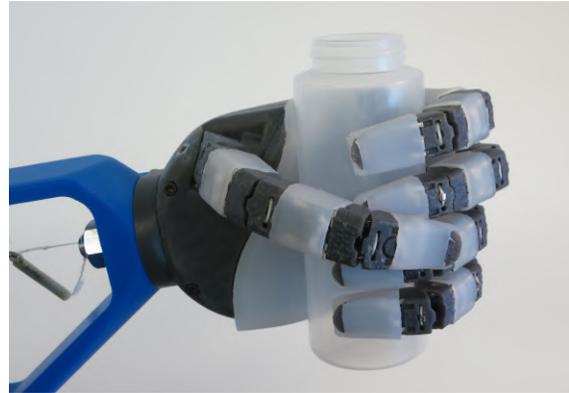
Annexe B

Photos de Prises

La taxonomie de Feix *et al.* (2015) a été utilisée pour déterminer les prises que la main MACROS devrait effectuer. Les figures de cette annexe présentent l'ensemble de ces prises. Elles sont regroupées selon les catégories créées par Feix *et al.* (2015) qui sont basées sur les contacts avec l'objet et l'intention liée à la prise (puissance, intermédiaire ou de précision).



(a) 1 : Grand diamètre



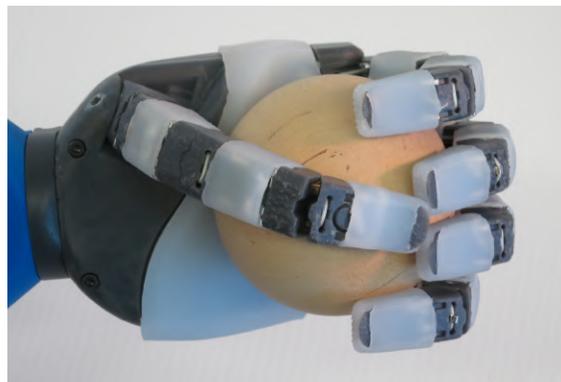
(b) 2 : Petit diamètre



(c) 3 : Moyennement entouré



(d) 10 : Disque en puissance



(e) 11 : Sphère en puissance

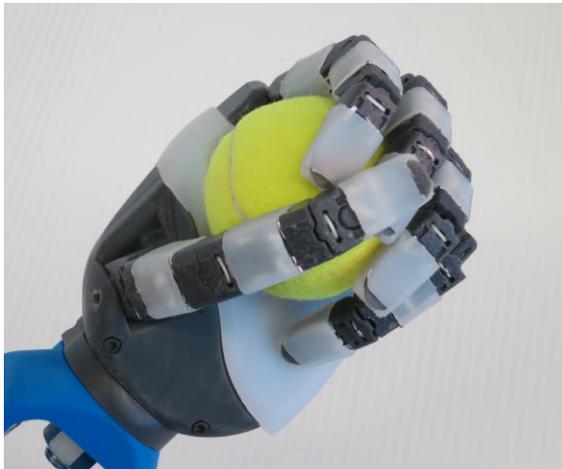
FIGURE B.1 – Prises en puissance avec pouce en abduction et un contact sur tous les doigts en opposition à la paume.



(a) 18 : Extension



(b) 19 : Distale



(c) 26 : Sphère à 4 doigts

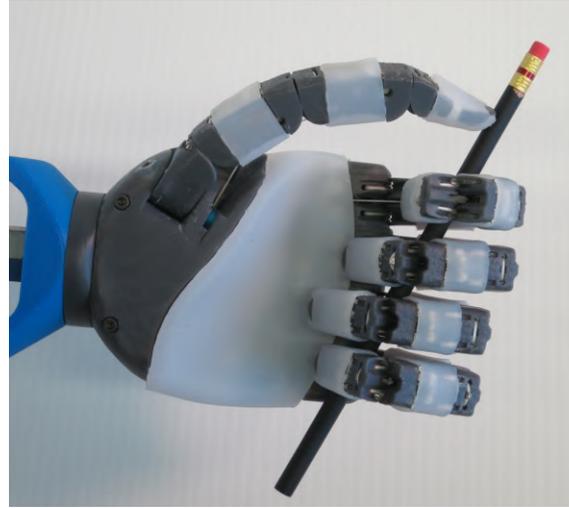


(d) 28 : Sphère à 3 doigts

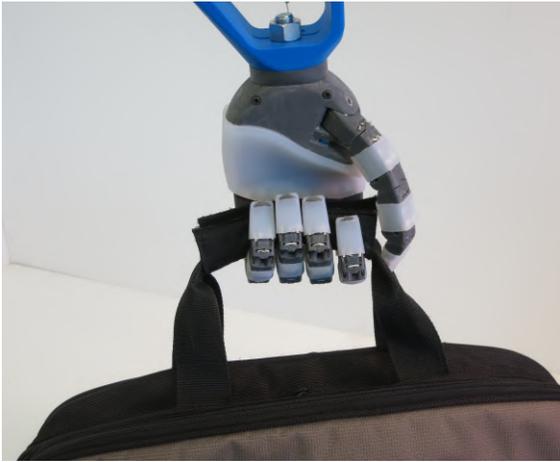
FIGURE B.2 – Prises en puissance avec pouce en abduction et des contacts sur certains doigts sans la paume.



(a) 4 : Adduction du pouce



(b) 5 : Outil léger



(c) 15 : Prise en crochet

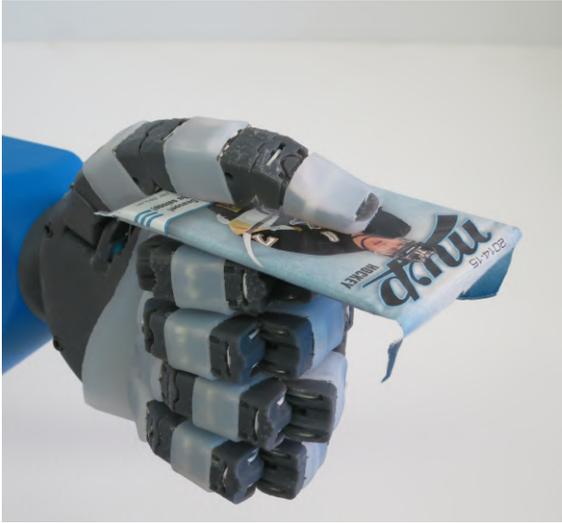


(d) 30 : Prise dans la paume

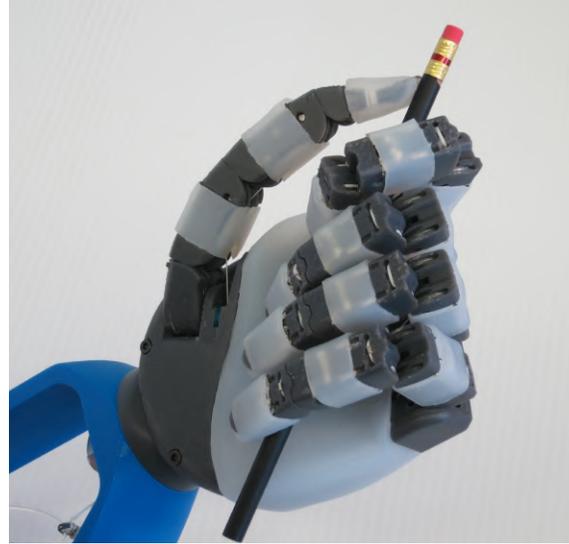


(e) 17 : Extension de l'index

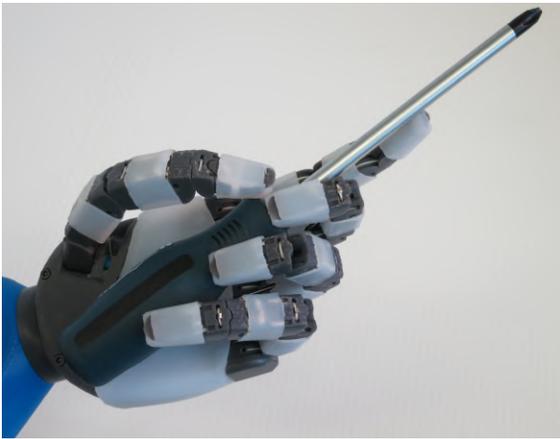
FIGURE B.3 – Prises en puissance avec pouce en adduction et des contacts sur tous les doigts de même que la paume.



(a) 16 : Latéral



(b) 29 : Bâton



(c) 32 : Ventral

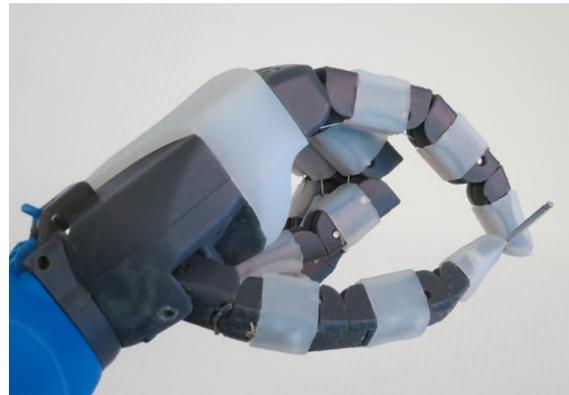


(d) 25 : Tripod Latéral

FIGURE B.4 – Prises intermédiaires avec pouce en adduction et un contact sur le côté des doigts.



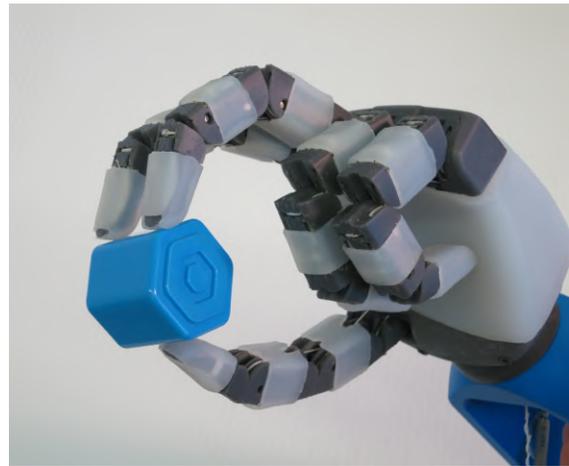
(a) 9 : Pincement pulpaire



(b) 24 : Pincement à la pointe



(c) 6,7,8 : Prismatique 4, 3 et 2 doigts



(d) 14 : Tripode

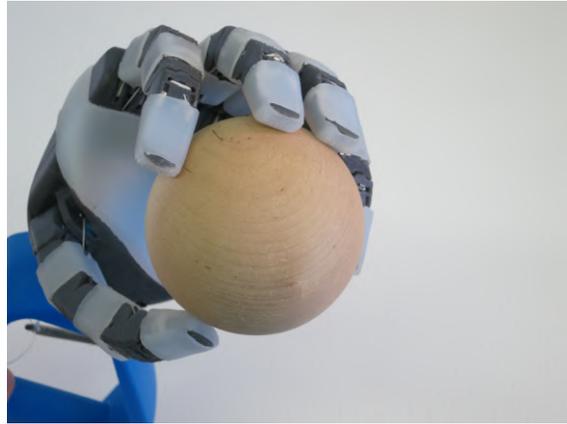


(e) 27 : Quadpode

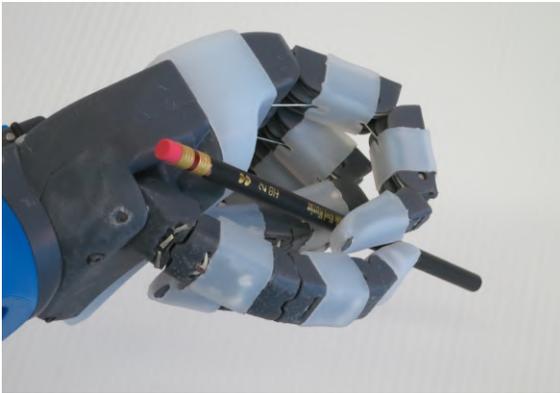
FIGURE B.5 – Prises de précision avec le pouce en abduction.



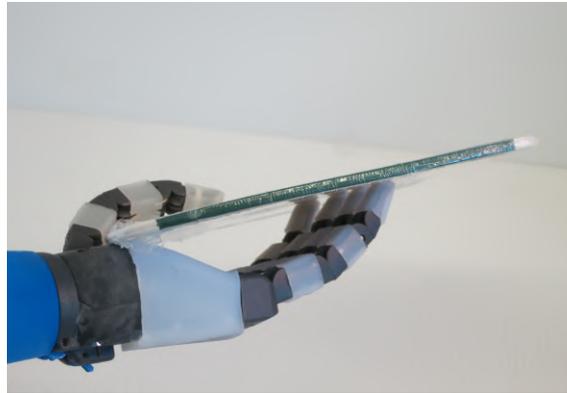
(a) 12 : Disque en précision



(b) 13 : Sphère en précision



(c) 20 : Tripode d'écriture



(d) 22 : Extension parallèle

FIGURE B.6 – Suite des prises de précision.

Bibliographie

- Diane J ATKINS, Denise CY HEARD et William H DONOVAN : Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. *Jpo : Journal of prosthetics and orthotics*, 8(1):2–11, 1996.
- Vincent BABIN, , David ST-ONGE et Clément GOSSELIN : Robust grasping of flat objects on hard surfaces using passive and epicyclic mechanisms. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 33(1/2):39–57, 2015.
- Vincent BABIN et Clément GOSSELIN : Picking, grasping, or scooping small objects lying on flat surfaces : A design approach. *The International Journal of Robotics Research*, 37(12):1484–1499, 2018.
- Guochao BAI, Jieyu WANG et Xianwen KONG : A two-fingered anthropomorphic robotic hand with contact-aided cross four-bar mechanisms as finger joints. *In Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems*, pages 28–39. Springer, 2016.
- Mathieu BARIL, Franc GUAY et Cle GOSSELIN : Static analysis of single-input/multiple-output tendon-driven underactuated mechanisms for robotic hands. *In ASME 2010 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, pages 155–164. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, 2011.
- Mathieu BARIL, Thierry LALIBERTÉ, Clément GOSSELIN et François ROUTHIER : On the design of a mechanically programmable underactuated anthropomorphic prosthetic gripper. *Journal of Mechanical Design*, 135(12), 2013.
- Joseph T BELTER et Aaron M DOLLAR : Novel differential mechanism enabling two dof from a single actuator : Application to a prosthetic hand. *In 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 1–6. IEEE, 2013.
- Joseph T BELTER, Jacob L SEGIL, Aaron M DOLLAR et Richard F WEIR : Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands : A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 50(5), 2013.

- Open BIONICS : Meet the hero arm - a prosthetic arm for adults and children, 2021. URL <https://openbionics.com/hero-arm/>.
- Lionel BIRGLEN et Clément GOSSELIN : On the force capability of underactuated fingers. *In 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 03CH37422)*, volume 1, pages 1139–1145. IEEE, 2003.
- Lionel BIRGLEN, Thierry LALIBERTÉ et Clément M GOSSELIN : *Underactuated robotic hands*, volume 40. Springer, 2007.
- Ronald A BOS et Dick H PLETTENBURG : Design of a cosmetic glove stiffness compensation mechanism for toddler-sized hand prostheses. *PloS one*, 12(8):e0183233, 2017.
- Ian M BULLOCK, Joshua Z ZHENG, Sara DE LA ROSA, Charlotte GUERTLER et Aaron M DOLLAR : Grasp frequency and usage in daily household and machine shop tasks. *IEEE transactions on haptics*, 6(3):296–308, 2013.
- Jesse R CANNON, Craig P LUSK et Larry L HOWELL : Compliant rolling-contact element mechanisms. *In International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, volume 47446, pages 3–13, 2005.
- Patricia CAPSI-MORALES, Giorgio GRIOLI, Cristina PIAZZA, Antonio BICCHI et Manuel Giuseppe CATALANO : Exploring the role of palm concavity and adaptability in soft synergistic robotic hands. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(3):4703–4710, 2020.
- Manuel G CATALANO, Giorgio GRIOLI, Edoardo FARNIOLI, Alessandro SERIO, Cristina PIAZZA et Antonio BICCHI : Adaptive synergies for the design and control of the Pisa/IIT soft-hand. *The International Journal of Robotics Research*, 33(5):768–782, 2014.
- Kyung Yun CHOI, Aadeel AKHTAR et Timothy BRETL : A compliant four-bar linkage mechanism that makes the fingers of a prosthetic hand more impact resistant. *Robotics and Automation (ICRA)*, pages 6694–6699, 2017.
- Curtis L COLLINS : Kinematics of robot fingers with circular rolling contact joints. *Journal of Field Robotics*, 20(6):285–296, 2003.
- Francesca CORDELLA, Anna Lisa CIANCIO, Rinaldo SACCHETTI, Angelo DAVALLI, Andrea Giovanni CUTTI, Eugenio GUGLIELMELLI et Loredana ZOLLO : Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Frontiers in neuroscience*, 10:209, 2016.
- Jill D CRISMAN, Chaitanya KANOJIA et Ibrahim ZEID : Graspar : A flexible, easily controllable robotic hand. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 3(2):32–38, 1996.
- Mark R CUTKOSKY : On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(3):269–279, 1989.

- Hans de VISSER et Just L HERDER : Force-directed design of a voluntary closing hand prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(3):261, 2000.
- Myron A DIFTLER, JS MEHLING, Muhammad E ABDALLAH, Nicolaus A RADFORD, Lyndon B BRIDGWATER, Adam M SANDERS, Roger Scott ASKEW, D Marty LINN, John D YAMOKOSKI, FA PERMENTER *et al.* : Robonaut 2-the first humanoid robot in space. *In 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2178–2183. IEEE, 2011.
- Aaron M DOLLAR et Robert D HOWE : The highly adaptive sdm hand : Design and performance evaluation. *The international journal of robotics research*, 29(5):585–597, 2010.
- Thomas FEIX, Javier ROMERO, Heinz-Bodo SCHMIEDMAYER, Aaron M DOLLAR et Danica KRAGIC : The grasp taxonomy of human grasp types. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 46(1):66–77, 2015.
- Kevin C GALLOWAY, Kaitlyn P BECKER, Brennan PHILLIPS, Jordan KIRBY, Stephen LICHT, Dan TCHERNOV, Robert J WOOD et David F GRUBER : Soft robotic grippers for biological sampling on deep reefs. *Soft robotics*, 3(1):23–33, 2016.
- Clément GOSSELIN, Frederic PELLETIER et Thierry LALIBERTÉ : An anthropomorphic underactuated robotic hand with 15 dofs and a single actuator. *In 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 749–754. IEEE, 2008.
- Markus GREBENSTEIN : *Approaching Human Performance : the Functionality Driven AWAWI Robot Hand*. Thèse de doctorat, ETH ZURICH, 2012.
- Markus GREBENSTEIN, Maxime CHALON, Gerd HIRZINGER et Roland SIEGWART : A method for hand kinematics designers. *In 1st International conference on applied bionics and biomechanics*, 2010.
- Peter Andrew HALVERSON : *Multi-stable compliant rolling-contact elements*. Thèse de doctorat, Brigham Young University, 2007.
- Shadow HAND : Shadow robotic hand gets better. *Industrial Robot*, 34(3), 2007. URL <https://doi.org/10.1108/ir.2007.04934cad.001>.
- B.M. HILLBERRY et A.S. HALL : Rolling contact joint, 1976. URL <https://www.google.com/patents/US3932045>.
- Shigeo HIROSE et Yoji UMETANI : The development of soft gripper for the versatile robot hand. *Mechanism and machine theory*, 13(3):351–359, 1978.
- Amelie JEANNEAU, Just HERDER, Thierry LALIBERTÉ et Clément GOSSELIN : A compliant rolling contact joint and its application in a 3-dof planar parallel mechanism with kinematic analysis. *ASME Paper No. DETC2004-57264*, 2004.

- Jean-Philippe JOBIN, Harold S BUDDENBERG et Just L HERDER : An underactuated prosthesis finger mechanism with rolling joints. *In International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, volume 46954, pages 549–559, 2004.
- Ibrahim Adalbert KAPANDJI : *The Physiology of the Joints : Upper limb. v. 2. Lower limb. v. 3. The trunk and the vertebral column*. Churchill Livingstone, 1982.
- Artem KARGOV, Christian PYLATIUK, Jan MARTIN, Stefan SCHULZ et Leonhard DÖDERLEIN : A comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands. *Disability and Rehabilitation*, 26(12):705–711, 2004.
- Yong-Jae KIM, Junsuk YOON et Young-Woo SIM : Fluid lubricated dexterous finger mechanism for human-like impact absorbing capability. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(4):3971–3978, 2019.
- Charalambos KONNARIS, Constantinos GAVRIEL, Andreas AC THOMIK et A Aldo FAISAL : Ethohand : A dexterous robotic hand with ball-joint thumb enables complex in-hand object manipulation. *In 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 1154–1159. IEEE, 2016.
- GA KRAGTEN, C MEIJNEKE et JL HERDER : A proposal for benchmark tests for underactuated or compliant hands. *Mechanical Sciences*, 1(1):13–18, 2010.
- Gert A KRAGTEN, Mathieu BARIL, Clement GOSSELIN et Just L HERDER : Stable precision grasps by underactuated grippers. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(6):1056–1066, 2011.
- Gert A KRAGTEN, H Allert BOSCH, Teunis van DAM, Johan A SLOBBE et Just L HERDER : On the effect of contact friction and contact compliance on the grasp performance of underactuated hands. *In ASME 2009 international design engineering technical conferences and computers and information in engineering conference*, pages 871–878. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, 2009.
- Gert A KRAGTEN et Just L HERDER : The ability of underactuated hands to grasp and hold objects. *Mechanism and Machine Theory*, 45(3):408–425, 2010a.
- Gert A KRAGTEN et Just L HERDER : A platform for grasp performance assessment in compliant or underactuated hands. *Journal of Mechanical Design*, 132(2), 2010b.
- PJ KYBERD et B JONES : The use of underactuation in prosthetic grasping. 2011.
- Thierry LALIBERTÉ, Mathieu BARIL, François GUAY et Clément GOSSELIN : Towards the design of a prosthetic underactuated hand. *Mechanical Sciences*, 1(1):19–26, 2010.

- Thierry LALIBERTÉ et Clément GOSSELIN : Simulation and design of underactuated mechanical hands. *Mechanism and machine theory*, 33(1-2):39–57, 1998.
- Thierry LALIBERTÉ et Clément M GOSSELIN : Underactuation in space robotic hands. *In International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space, Montréal, Canada*, pages 18–21, 2001.
- Shogo MAKINO, Kento KAWAHARAZUKA, Masaya KAWAMURA, Yuki ASANO, Kei OKADA et Masayuki INABA : High-power, flexible, robust hand : Development of musculoskeletal hand using machined springs and realization of self-weight supporting motion with humanoid. *In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1187–1192. IEEE, 2017.
- M MARIAPPAN, SM JAN et M IFTIKHAR : A novel approach for classification of underactuated mechanism in myoelectric hand. *American Journal of Biomedical Engineering*, 1(1):35–40, 2011.
- Bruno MASSA, Stefano ROCCELLA, Maria Chiara CARROZZA et Paolo DARIO : Design and development of an underactuated prosthetic hand. *In Proceedings 2002 IEEE international conference on robotics and automation (Cat. No. 02CH37292)*, volume 4, pages 3374–3379. IEEE, 2002.
- Annick MOTTARD, Thierry LALIBERTÉ et Clément GOSSELIN : Underactuated tendon-driven robotic/prosthetic hands : design issues. *Robotics Science and Systems*, 2017.
- Visakha K NANAYAKKARA, Giuseppe COTUGNO, Nikolaos VITZILAIOS, Demetrios VENETSANOS, Thrishantha NANAYAKKARA et M Necip SAHINKAYA : The role of morphology of the thumb in anthropomorphic grasping : a review. *Frontiers in Mechanical Engineering*, 3:5, 2017.
- Salim NASSER, Diana RINCON et Manuel RODRIGUEZ : Design of an anthropomorphic underactuated hand prosthesis with passive-adaptive grasping capabilities. *In Florida Conf. on Recent Advances in Robotics and Robot Showcase*, pages 25–26, 2006.
- Lael U ODHNER, Raymond R MA et Aaron M DOLLAR : Precision grasping and manipulation of small objects from flat surfaces using underactuated fingers. *In 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2830–2835. IEEE, 2012.
- OTTOBOCK : bebionic hand, 2017a. URL <https://www.ottobock.ca/en/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>.
- OTTOBOCK : Body-powered prosthetic solutions, 2017b. URL <https://www.ottobock.ca/en/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/body-powered-prosthetic-solutions/>.

- C PIAZZA, G GRIOLI, MG CATALANO et A BICCHI : A century of robotic hands. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, 2:1–32, 2019.
- CRISTINA PIAZZA : *On the design and control of soft robotics-enabled prosthetic hands*. Thèse de doctorat, Universita Di Pisa, 2019.
- Dick H PLETTENBURG et Just L HERDER : Voluntary closing : A promising opening in hand prosthetics. *Technology and Disability*, 15(2):85–94, 2003.
- Carl F RUOFF : Rolling contact robot joint, décembre 17 1985. US Patent 4,558,911.
- Jasper SCHUURMANS, Richard Q van der LINDE, Dick H PLETTENBURG et Frans CT van der HELM : Grasp force optimization in the design of an underactuated robotic hand. In *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 776–782. IEEE, 2007.
- Gerwin SMIT et Dick H PLETTENBURG : Efficiency of voluntary closing hand and hook prostheses. *Prosthetics and orthotics international*, 34(4):411–427, 2010.
- Mahmoud TAVAKOLI, Baptiste ENES, Joana SANTOS, Lino MARQUES et Anibal T de ALMEIDA : Underactuated anthropomorphic hands : Actuation strategies for a better functionality. *Robotics and Autonomous Systems*, 74:267–282, 2015.
- Jelle TEN KATE, Gerwin SMIT et Paul BREEDVELD : 3d-printed upper limb prostheses : a review. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 12(3):300–314, 2017.
- Li TIAN, Nadia MAGNENAT THALMANN, Daniel THALMANN et Jianmin ZHENG : The making of a 3d-printed, cable-driven, single-model, lightweight humanoid robotic hand. *Frontiers in Robotics and AI*, 4:65, 2017.
- Vincent WALL, Gabriel ZÖLLER et Oliver BROCK : A method for sensorizing soft actuators and its application to the rbo hand 2. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4965–4970. IEEE, 2017.
- Zhongkui WANG, Yuuki TORIGOE et Shinichi HIRAI : A prestressed soft gripper : design, modeling, fabrication, and tests for food handling. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(4):1909–1916, 2017.