

MATHIEU BARIL

**CONCEPTION D'UN PRÉHENSEUR SOUS-ACTIONNÉ
POUR LES PROTHÈSES DE MEMBRE SUPÉRIEUR ET
ANALYSE DE STABILITÉ**

Mémoire présenté

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

FACULTÉ DES SCIENCES ET DE GÉNIE
UNIVERSITÉ LAVAL
QUÉBEC

2012

Résumé

Ce mémoire présente le développement d'un préhenseur pour une prothèse du membre supérieur à fermeture volontaire actionné à l'aide d'un harnais. Le préhenseur (main) comprend trois articulations par doigt (15 au total) et différentes fonctionnalités afin d'offrir une grande adaptabilité à la forme des objets, et ce, de façon purement mécanique. Le produit final permettra à l'utilisateur de saisir un plus grand nombre d'objets de forme différente tout en nécessitant une force d'actionnement raisonnable et en respectant tous les autres critères caractérisant une bonne prothèse. Afin d'atteindre ces objectifs, plusieurs travaux ont d'abord porté sur l'avancement des connaissances générales du sous-actionnement appliqué aux mains prothétiques. Dans un premier temps, différents mécanismes permettant de sous-actionner quatre doigts à partir d'une seule entrée ont été développés. Ensuite, un prototype de main plastique a été conçu afin de tester expérimentalement ces mécanismes et de mieux comprendre les principaux défis liés à la réalisation du design d'une telle main. Cette main est entièrement sous-actionnée, c'est-à-dire qu'elle comprend 15 degrés de liberté pour un seul degré d'actionnement. Aussi, une étude a été effectuée sur la stabilité de prise dans les doigts sous-actionnés. Finalement, toutes ces connaissances acquises, combinées avec plusieurs idées de design sont utilisées afin d'orienter le design mécanique du préhenseur dans le but d'obtenir un produit final innovateur, respectant les critères et objectifs fixés.

Avant-propos

Avec du recul, c'est vraiment amusant de voir à quel point une simple décision peut avoir un gros impact sur notre futur. Celle d'entreprendre des études en génie mécanique est venue changer beaucoup de choses dans ma vie et je me considère extrêmement chanceux d'avoir choisi un domaine qui me passionne autant. Le projet de maîtrise qui m'a été confié a fait en sorte de m'orienter vers le domaine de la robotique appliqué à la réadaptation et honnêtement, j'ai de la misère à concevoir un métier autant motivant pour moi.

Je tiens à débiter ces remerciements avec le professeur Clément Gosselin pour m'avoir donné la chance de faire partie de son laboratoire en tant qu'assistant de recherche et pour ensuite m'avoir confié ce projet de maîtrise si stimulant. De plus, son expérience, son leadership et sa grande disponibilité ont rendu le déroulement de ma maîtrise très agréable et très sécurisant. Je le remercie aussi de m'avoir donné l'opportunité d'effectuer un stage international et de m'avoir transmis toutes ces connaissances.

Merci aussi à mon codirecteur de recherche, François Routhier, pour toute son aide et pour mon intégration dans le domaine de la réadaptation.

Je souhaite aussi remercier l'ensemble des membres du Laboratoire de robotique que j'ai côtoyés durant toutes ces années, ils ont tous contribué à faire du laboratoire un endroit plus qu'agréable à travailler. Un merci spécial aux professionnels de recherche du laboratoire pour leur aide, leur assistance et les conseils qu'ils nous apportent de façon quotidienne. Je tiens d'ailleurs à remercier grandement Thierry Laliberté pour ses nombreux conseils précieux et son aide soutenue tout au long de ma maîtrise, ce fut très agréable et très formateur pour moi. J'aimerais aussi souligner la contribution des

techniciens de l'atelier de génie mécanique, particulièrement celle de Jonathan Talbot pour toutes les idées de design et les conseils qu'il m'a apportés, son expérience me fut très utile tout au long de mon projet.

Je tiens aussi à remercier Just Herder et Gert Kragten pour la façon dont ils m'ont accueilli dans leur laboratoire à l'université TU Delft aux Pays-Bas. Il n'y a pas de mot pour dire à quel point cette expérience fut pertinente et formatrice.

Aussi, je veux remercier le CRSNG, le FQRNT, le Regroupement stratégique REPARTI et la Chaire de recherche du Canada en robotique et en mécatronique de l'Université Laval pour le soutien financier.

Plus personnellement, je veux souligner l'importance de ma famille et mes amis, qui m'ont toujours supporté et qui ont fait en sorte que j'ai vraiment su dissocier mon travail de ma vie personnelle. Le fait de déconnecter du travail et de me changer les idées m'a permis de conserver la même motivation tout au long de ma maîtrise. Finalement, merci infiniment à ma conjointe, maintenant ma femme Julie Sirois, pour son soutien constant et pour le bonheur et la confiance qu'elle m'apporte.

Table des matières

Résumé	iii
Avant-propos	v
Table des matières	vii
Liste des tableaux	xi
Liste des figures	xiii
Introduction	1
1 Mécanismes de sous-actionnement	9
1.1 Contexte	10
1.2 Commentaires et conventions	10
1.3 Description des mécanismes	11
1.3.1 Mécanisme à doubles étages et à poulies fixes	11
1.3.2 Mécanisme à doubles étages et à poulies flottantes	14
1.3.3 Mécanisme flottant à doubles étages à bascules	15
1.3.4 Mécanisme à câble en boucle fermée fixe	19
1.3.5 Mécanisme à câble en boucle fermée partiellement flottant	21
1.3.6 Mécanisme à câble en boucle fermée flottant	22
1.4 Introduction d'une sortie additionnelle couplée	23
1.5 Application à une main prothétique	23
1.6 Conclusion	26

2	Conception d'un prototype de main sous-actionnée	27
2.1	Clarifications	28
2.2	Travaux antérieurs	30
2.3	Design des doigts	32
2.3.1	Câble d'actionnement, premier routage	33
2.3.2	Câble d'actionnement, second routage	34
2.3.3	Ouverture passive du doigt	34
2.3.4	Modélisation statique des doigts	35
2.3.4.1	Séquence de fermeture	35
2.4	Design du pouce	37
2.5	Mécanisme pour sous-actionner les doigts	38
2.6	Description générale de la main	39
2.7	Conclusion	42
3	Notions de stabilité pour les doigts sous-actionnés	43
3.1	Introduction	44
3.2	Méthodes et Matériel	45
3.2.1	Préhenseur de référence et modèle	46
3.2.2	Modifications au design et modèle	48
3.2.2.1	Phalange distale courbée	49
3.2.2.2	Butée mécanique	51
3.2.2.3	Articulation compliant	51
3.2.3	Conditions limites	52
3.2.4	Expérimentation	53
3.3	Résultats	56
3.3.1	Courbes d'énergie potentielle	56
3.3.2	Résultats calculés et expérimentaux	59
3.3.3	Conditions limites	63
3.4	Discussion	64
3.4.1	Effets des modifications au design	66
3.4.1.1	Phalange distale concave et butée mécanique	66
3.4.1.2	Phalange distale concave et articulation compliant	67
3.4.2	Applications futures	68
3.5	Conclusion	69
4	Conception du préhenseur	71
4.1	Objectifs	72

4.2	Description sommaire	72
4.3	Description détaillée des doigts du préhenseur	75
4.3.1	Design mécanique	75
4.3.2	Modélisation mathématique et séquence de fermeture	78
4.4	Description du pouce	78
4.5	Recouvrement du pouce et des doigts	83
4.5.1	Recouvrement des phalanges distales, intermédiaires et proximales	84
4.6	Levier et mécanisme pour sous-actionner les doigts	85
4.6.1	Couplage du pouce avec les doigts via le levier	85
4.6.2	Mécanisme de sous-actionnement entre les doigts	86
4.7	Géométrie des principaux composants et aspect global du préhenseur .	87
4.7.1	Positionnement et orientation des doigts et du pouce	87
4.7.2	Géométrie de la paume	88
4.7.2.1	Technique de fixation des doigts dans la paume	88
4.7.3	Géométrie du couvercle structurel et des couvercles esthétiques du préhenseur	90
4.8	Sélecteur mécanique pour le changement de modes	91
4.8.1	Fonctionnement du mécanisme	92
4.9	Compatibilité avec autres prothèses	95
4.9.1	Poignet	95
4.10	Spécifications générales de la main	95
4.11	Méthodologie de l'éventuelle validation expérimentale	97
4.11.1	Données quantitatives : description sommaire du test SHAP . .	97
4.11.2	Données qualitatives : description des questionnaires	98
4.12	Conclusion	99
Conclusion		101
A Feuilles de spécifications		113
B Dessins mécaniques		125
B.1	Dessins d'assemblage	126
B.2	Dessins de fabrication	136
C Documents en lien avec la validation expérimentale		161

Liste des tableaux

- 3.1 Valeurs et plages numériques des paramètres constants et variables. . . 53
- 3.2 Valeur des paramètres variables de l'expérimentation. Pour une explication des symboles et des valeurs des paramètres constants, voir tableau 3.1. 55
- 3.3 Positions d'équilibre stables mesurées, avec la phalange distale contre la butée mécanique à $\theta_{2_{ML}} = 0.78$ rad. L'écart-type maximum est de 0.58 mm et les valeurs entre parenthèses sont les positions d'équilibre calculées. 62

Liste des figures

1	Prothèses d'avant-bras myoélectriques parmi les plus avancées technologiquement.	4
1.1	Illustration schématique du mécanisme à doubles étages et à poulies fixes.	12
1.2	Modèle CAO de l'assemblage utilisé pour assurer la stabilité.	13
1.3	Mécanisme à doubles étages et à poulies flottantes.	14
1.4	Illustration schématique du mécanisme flottant à doubles étages à bascules.	16
1.5	Ratio des forces de sortie d'une bascule à géométrie triangulaire (θ_i) et une orientation (α_i).	17
1.6	Modèles CAO du mécanisme flottant à doubles étages à bascules.	18
1.7	Réactions à l'actionnement d'un triangle utilisé comme bascule.	19
1.8	Illustration schématique du mécanisme à câble en boucle fermée fixe.	20
1.9	Illustration schématique du mécanisme à câble en boucle fermée partiellement flottant.	21
1.10	Mécanisme à câble à boucle fermée flottant.	22
1.11	Illustration schématique de l'ajout d'une cinquième sortie couplée.	24
1.12	Illustration schématique du mécanisme flottant à doubles étages à bascules incluant une cinquième sortie couplée.	24
1.13	Modèle CAO de la main prothétique anthropomorphe.	25
1.14	Mécanisme flottant à doubles étages à bascules avec θ_i négatif installé dans la main. Le pouce a été enlevé pour dégager l'intérieur de la paume. Le couplage direct avec l'entrée peut y être visualisé.	25
2.1	Types de prises les plus étudiées.	29

2.2	Design des doigts proposés dans [39].	31
2.3	Main sous-actionnée proposée dans [39].	31
2.4	Modèle CAO du doigt avec le premier type de routage pour le câble d'actionnement.	33
2.5	Modèle CAO du doigt avec le second type de routage pour le câble d'actionnement.	34
2.6	Modèle CAO du pouce.	38
2.7	Modèle CAO du routage des tendons du pouce à l'articulation proximale.	39
2.8	CAO de la main sous-actionnée avec la poignée d'actionnement.	40
2.9	La main prothétique sous-actionnée.	41
3.1	Dessin schématique du préhenseur sous-actionné de référence.	47
3.2	Dessin schématique du doigt gauche en contact avec un objet, incluant une phalange distale concave et une butée mécanique entre les phalanges à $\theta_2 = \theta_{2_{ML}}$	49
3.3	Montage expérimental, où (1) est le câble d'actionnement ; (2) est la phalange proximale ; (3) est la phalange distale courbée ($R_{ph} = 90$ mm) ; (4) est l'objet ($R_{obj} = 20$ mm) ; et (5) est le capteur de force monté sur un guide linéaire.	54
3.4	Surface de l'énergie potentielle du mécanisme en fonction des deux degrés de liberté (θ_1 et Y_{obj}) pour le cas d'une phalange distale courbée, sans butée mécanique. Une position d'équilibre instable est montrée à $Y_{obj} = 112.6$	57
3.5	Courbes de niveau de l'énergie potentielle du mécanisme en fonction des deux degrés de liberté (θ_1 et Y_{obj}) pour le cas d'une phalange distale courbée, avec butée mécanique. Deux positions d'équilibres sont montrées, soit à $Y_{obj} = 112.6$ mm (instable) et à $Y_{obj} = 140.2$ mm (stable). Une limite inférieure de θ_1 est montrée, ce qui est causé par la butée mécanique. La partie pointillée de cette limite inférieure signifie que l'équation 3.13 n'est pas satisfaite.	57
3.6	Courbes de niveau de l'énergie potentielle du mécanisme en fonction des deux degrés de liberté (θ_1 et Y_{obj}) pour le cas d'une phalange distale courbée, avec ressort de torsion à l'articulation distale. Deux positions d'équilibres sont montrées, soit à $Y_{obj} = 116.2$ mm (instable) et à $Y_{obj} = 153.6$ mm (stable).	58

3.7	Force mesurée pour tirer les objets hors du doigt sous-actionné à phalange distale concave, effet de R_{obj} (les valeurs mesurées sont représentées par des lignes pleines et les valeurs calculées par des lignes pointillées).	60
3.8	Force mesurée pour tirer les objets hors du doigt sous-actionné, effet de R_{ph} (les valeurs mesurées sont représentées par des lignes pleines et les valeurs calculées par des lignes pointillées).	60
3.9	Force mesurée pour tirer les objets hors du doigt sous-actionné avec une articulation distale compliante, effet de R_{ph} (les valeurs mesurées sont représentées par des lignes pleines et les valeurs calculées par des lignes pointillées).	61
3.10	Visualisation des positions d'équilibres mesurées et calculées en fonction du rayon de la phalange distale R_{ph} pour différentes tailles d'objets R_{obj} .	61
3.11	Limites supérieures et inférieures de l'angle $\theta_{2_{ML}}$ en fonction du rayon de la phalange distale R_{ph} pour différents diamètres d'objets. Les autres paramètres gardés constants sont les mêmes qu'au tableau 3.1.	64
3.12	Limites supérieures et inférieures de l'angle initial θ_{2_0} de l'articulation compliante en fonction de sa raideur K pour différents diamètres d'objets. Les autres paramètres de design gardés constants sont les mêmes qu'au tableau 3.1.	65
4.1	Modèle CAO et photo du préhenseur.	73
4.2	Modèle CAO du préhenseur saisissant un même objet de plusieurs façons.	74
4.3	Description du doigt du préhenseur.	76
4.4	Ouverture et fermeture maximale du doigt.	77
4.5	Principe et photo de la vis de pression de type "spring plunger".	79
4.6	Configurations limites du pouce.	80
4.7	a) Assemblage pour introduire le frottement à la base du pouce b) Géométrie de la pièce mobile utilisée pour serrer la base du pouce.	81
4.8	Modèle CAO du préhenseur effectuant a) une prise latérale et b) une prise palmaire.	81
4.9	Modèle CAO de la base du pouce montrant le positionnement du tendon d'actionnement dans les deux configurations limites du pouce.	83
4.10	Modèle CAO du pouce illustrant l'attache du câble élastique dans la phalange proximale.	83

4.11 a) Schéma illustrant le principe du levier b) Modèle CAO illustrant le couplage du pouce avec les quatre doigts sous-actionnés via le levier et le mécanisme de sous-actionnement.	86
4.12 Illustration du positionnement et de l'orientation des doigts par rapport à la paume.	88
4.13 Modèles CAO illustrant la géométrie de la paume.	89
4.14 Modèles CAO du doigt et du préhenseur montrant l'insertion des doigts dans la paume avec la compliance.	89
4.15 Modèle CAO de la base du pouce montrant la présence de compliance.	90
4.16 Modèle CAO illustrant la géométrie interne du couvercle esthétique se fixant à l'arrière de la main.	91
4.17 Illustration schématique du principe de sélecteur mécanique.	92
4.18 Exemple de sélecteur mécanique dans ses trois configurations possibles.	93
4.19 Modèle CAO de l'assemblage du sélecteur mécanique présentement utilisé.	94
4.20 Poignet Sierra Wrist Flex Unit de Hosmer.	96
4.21 Quelques composants du test SHAP (tirée de [74]).	98

Introduction

Mise en situation

Bien que l'intelligence humaine ne soit pas toujours utilisée à bon escient, elle constitue un outil puissant permettant à l'Homme de mieux comprendre l'environnement qui l'entoure et par le fait même, de mieux s'y adapter. Effectivement, c'est dans sa nature de tenter de mettre le doigt sur la vérité, de chercher à mettre des mots sur ce qui est incompréhensible ou en quelque sorte à concrétiser l'abstrait. Création divine ou fruit de la sélection naturelle, l'Homme constitue une espèce d'une grande complexité, tant au plan physique que mental. Il existe différentes sources de motivation qui le poussent à tenter de se connaître davantage, par exemple afin d'améliorer sa qualité de vie. Que ce soit pour la conception de prothèses, le clonage humain ou toute autre application ayant pour but de reproduire l'humain ou l'une de ses fonctionnalités, un fait est unanime : il ne s'agit pas d'une tâche facile.

En effet, les humains sont dotés d'une morphologie particulièrement utile dans leur environnement, leur permettant ainsi d'y réaliser un maximum de tâche. La vie étant ce qu'elle est, ce n'est pas tout le monde qui a la chance de pouvoir en bénéficier complètement. La maladie, les accidents et le vieillissement peuvent être à l'origine de la perte de certaines fonctionnalités. Il existe aussi différentes raisons qui peuvent conduire à l'amputation d'un membre, par exemple une malformation, une tumeur,

un traumatisme, etc. Il est important d'appareiller les personnes amputées du membre supérieur d'une prothèse la plus fonctionnelle possible afin de leur permettre de réaliser un maximum d'activités de la vie quotidienne. Ces individus peuvent améliorer leur qualité de vie en utilisant des prothèses de membre supérieur grâce aux récents avancements technologiques dans ce domaine, mais cela n'a pas toujours été le cas. Certaines fonctions sont particulièrement difficiles à reproduire, par exemple le niveau de dextérité d'une main humaine. Premièrement, elle comprend 20 degrés de liberté, 19 muscles, 17 articulations, 19 os ainsi qu'une multitude de ligaments, nerfs et senseurs, ce qui explique le fait qu'elle est très difficile à reproduire à l'aide de composants mécaniques. De plus, lors d'une amputation, le lien direct entre les tendons de la main et le cerveau est rompu, ce qui rend le contrôle du préhenseur très difficile. Afin de garantir une préhension active des objets et d'effectuer les activités usuelles de la vie courante, les préhenseurs de prothèses du membre supérieur doivent être fonctionnels avec un nombre de signaux indépendants très limité, provenant de différentes sources selon le type de prothèse.

Les prothèses de membre supérieur actuellement utilisées peuvent généralement être divisées en deux catégories, soit celles actionnées mécaniquement par le haut du corps (par un harnais) et celles actionnées par un ou des moteurs électriques. Pour la première catégorie mentionnée, les prothèses utilisent directement un câble pour effectuer la fermeture du préhenseur (main). Ce câble étant attaché à un harnais fixé à l'épaule de l'utilisateur, c'est en exerçant un mouvement avec les épaules que l'actionnement s'effectue. Ce type de prothèse est très répandu dans l'industrie, pour voir quelques-unes parmi les plus populaires, voir [73]. Il est important de mentionner qu'il existe deux types de prothèses à harnais, soit à ouverture volontaire ou à fermeture volontaire. En d'autres mots, la main peut soit être initialement fermée ou initialement ouverte. Pour le fonctionnement de celles à ouverture volontaire, l'utilisateur fournit un effort pour ouvrir la main, l'objet à saisir y est alors introduit et la main se referme automatiquement. Un avantage est que l'amputé n'a pas à fournir une force constante pour tenir l'objet dans la main, c'est un mécanisme de fermeture passif qui s'en charge. Toutefois, les prothèses à fermeture volontaire sont davantage utilisées puisqu'elles permettent de contrôler la force appliquée sur l'objet. Les deux types de prothèses (ouverture et fermeture volontaire) dans cette catégorie (prothèse à harnais) comprennent sensiblement les mêmes principaux avantages [36, 37] : elles sont simples, non dispendieuses, faciles à mettre et enlever, extrêmement durables et généralement légères. Aussi, ces prothèses ne demandent pas beaucoup de maintenance et elles offrent une bonne rétroaction sen-

sorielle. Aussi, pour celles à fermeture volontaire, il est possible de fermer la main à des vitesses considérables, ce qui n'est pas vraiment réalisable avec l'autre catégorie de prothèses mentionnée plus haut. Cependant, certains amputés n'optent pas pour ce type de prothèses puisqu'elles nécessitent quand même un mouvement des épaules pour être opérées. Un autre désavantage de ce type de prothèse est qu'il ne fournit qu'un seul signal à la main, soit la tension dans le câble. Il est donc difficile de demander à la main de réaliser un maximum de tâches et d'offrir une grande adaptabilité aux objets. En effet, la plupart des prothèses de main à harnais existantes utilisent des mécanismes simples à un seul degré de liberté pour jouer le rôle de la main [51]. Aussi elles ont généralement une apparence moins humaine que celles de la catégorie suivante, ce qui peut être un inconvénient majeur pour certains individus.

La seconde catégorie de prothèses, celles actionnées par un ou des moteurs électriques, comprend deux types distincts, soit les prothèses myoélectriques et celles contrôlées par interrupteurs. Pour leur fonctionnement, l'utilisateur communique son intention de fermer la main en générant des signaux quelconques qui sont transférés au contrôleur de la main pour y être décodés et dirigés par la suite afin d'actionner le système par l'entremise d'un ou plusieurs moteurs électriques (voir [22, 23]). Pour le premier type de prothèses dans cette catégorie, l'actionnement de la main se fait via la contraction des muscles du moignon sur lesquels sont placés des électrodes de surface. La contraction d'un muscle peut donc être mesurée sur la peau par ces capteurs, en mesurant une différence de tension électrique qui est amplifiée par la suite pour servir de signaux pour les différents moteurs. Cette approche permet donc d'obtenir davantage de signaux provenant de l'utilisateur et d'améliorer par le fait même la fonctionnalité de la main en utilisant chaque signal pour commander une fonction bien précise. La plupart des prothèses de ce type commercialisées jusqu'à présent sont de simples préhenseurs à un degré de liberté (voir [66] par exemple). Toutefois, toute une gamme de mains prothétiques avec une dextérité supérieure a récemment été développée [18, 19, 45]. De plus, certaines ont déjà été commercialisées [6, 78] et d'autres le seront éventuellement (voir par exemple [2]). Les trois dernières références sont illustrées à la figure 1. Ces produits offrent plusieurs avantages, par exemple une bonne force de serrage, une apparence humaine, différents modes de prise, une bonne adaptabilité aux différentes formes, etc. La nouvelle i-limb ultra (figure 1a) permet à l'utilisateur de programmer, à l'aide d'une interface très simple, les différents boutons présents sur la prothèse pour qu'ils permettent le passage entre différents modes de préhension. Ce type de prothèses possède aussi certains désavantages [41, 63], par exemple elles sont généralement plus



(a) i-limb ultra de Touch Bionics (tirée de [78])



(b) bebionic v2 de RSL Steeper (ayant comme distributeur OrtoPed) (tirée de [6])



(c) Michalangelo de Otto Bock (tirée de [77])

FIGURE 1 – Prothèses d’avant-bras myoélectriques parmi les plus avancées technologiquement.

lourdes et plus dispendieuses, elles nécessitent davantage d’entretien et elles sont moins durables que celles de la première catégorie décrite. Aussi, puisque ces prothèses utilisent de petits moteurs électriques pour effectuer la fermeture des doigts, la vitesse de fermeture de la main est donc limitée afin de fournir les forces de serrage nécessaires. De plus, il est important de mentionner que ces prothèses sont plus difficiles à adapter pour chaque individu puisque le niveau d’amputation et la forme des moignons varient énormément ; le nombre, l’orientation et l’emplacement des électrodes

doivent donc être adaptés minutieusement pour chaque prothèse. D'ailleurs, davantage de temps et de pratique sont requis par l'utilisateur avant d'obtenir un niveau d'aisance et de confort acceptable, ce qui peut engendrer une démotivation chez certains individus. En effet, comme il est démontré dans [20], même si les prothèses plus sophistiquées offrent de meilleures performances, la préférence de l'utilisateur est souvent la solution la plus simple ; c'est pourquoi les prothèses doivent rester très simples. Pour ce qui est de l'autre type de prothèses alimentées électriquement, celles à interrupteurs, le fonctionnement est complètement différent. Ces dernières utilisent des interrupteurs plutôt que les signaux des muscles pour commander les moteurs électriques. Ces interrupteurs peuvent être activés de différentes façons, soit directement par le mouvement d'un doigt restant, par une proéminence osseuse ou par un câble attaché à un harnais (similairement aux prothèses à harnais décrites plus haut). Cette approche peut être une bonne option afin de fournir une source de puissance externe lorsque le contrôle myoélectrique ne peut être utilisé pour différentes raisons.

Sommairement, chacune des catégories a ses avantages et désavantages et elles constituent deux principes complètement différents dont la préférence varie d'un individu à l'autre. Il est à noter que d'autres principes sont actuellement à l'étude, par exemple la *Mind-Controlled Everyday Prothesis* d'Otto Bock [67] est contrôlée directement par la pensée en utilisant les nerfs précédemment utilisés pour déplacer le bras. Cette approche nécessite toutefois une opération et peut engendrer des problèmes (infections) au niveau des connexions pour entrer à l'intérieur de l'individu, c'est une des raisons pourquoi la commercialisation de ces produits n'a jamais été effectuée. Toutefois, il s'agit de solutions très prometteuses pour l'avenir et la recherche dans ces directions est très intéressante. Aussi, d'autres types de signaux ont été proposés dans [12, 26, 58, 79], mais aucun d'entre eux n'a conduit à une commercialisation.

Même si plusieurs recherches s'effectuent pour permettre aux utilisateurs de prothèses de contrôler plusieurs degrés d'actionnement [3, 14, 17], le nombre de signaux indépendants provenant de l'utilisateur reste quand même limité. Considérant la complexité et le nombre d'articulations dans une main humaine, l'actionnement indépendant de toutes les articulations conduit à un très grand nombre d'actionneurs et n'est pas une approche réaliste. En fait, même les systèmes biologiques ne permettent généralement pas de mouvement indépendant de toutes les articulations. Donc, il est désirable de réduire le nombre d'actionneurs sans affecter significativement la performance de la prothèse afin d'obtenir plusieurs avantages, par exemple de réduire le

poids, les coûts et la complexité du contrôle. Dans ce contexte, le sous-actionnement d'un système mécanique est une propriété très intéressante. Cette propriété permet d'avoir un mécanisme avec davantage de degrés de liberté que de degrés d'actionnement. Ce sont les forces externes qui dictent le comportement du mécanisme et dans le cas d'une prothèse de main, il s'agit des forces de contact entre le préhenseur et l'objet, ce qui permet une auto-adaptabilité mécanique. Cette approche a déjà été utilisée dans de nombreux designs de doigts/mains (voir par exemple [10] pour une revue de littérature). Le sous-actionnement peut être introduit dans les doigts en utilisant des mécanismes à barres [35, 44, 56]. Même si de grandes forces peuvent être obtenues avec cette approche, les doigts résultants sont significativement plus gros que des doigts humains. Afin d'obtenir des doigts plus compacts, des mécanismes à câbles peuvent être utilisés [24, 43]. Aussi, beaucoup de travaux ont été effectués pour inclure du sous-actionnement entre les doigts d'une main [9, 38, 68]. Finalement, l'utilisation du sous-actionnement dans les prothèses est de plus en plus populaire [33, 42, 46, 51, 59] et sera probablement une fonctionnalité importante dans les futures mains prothétiques.

Buts et méthodologie

Considérant les différentes prothèses présentes sur le marché d'aujourd'hui, il a été observé que les prothèses à harnais ont davantage de lacunes et laissent davantage place à l'amélioration que les prothèses myoélectriques. Tout d'abord, elles affichent un manque au niveau de l'adaptabilité aux différentes formes des objets à saisir. De plus, la force d'activation nécessaire devrait se situer en deçà de 18% de la force maximale du muscle afin de permettre un actionnement continu sans fatiguer l'utilisateur, mais pratiquement aucune des prothèses actuelles ne respecte ce critère (voir [73]). Pour ces raisons, les prothèses à harnais à fermeture volontaire ont été choisies pour ce projet afin d'améliorer leur fonctionnement général.

Les principaux buts du projet consistent à approfondir les connaissances en ce qui concerne la mise en oeuvre du sous-actionnement dans les mains robotiques et prothétiques et de développer un préhenseur actionné à l'aide d'un harnais (à fermeture volontaire) respectant les principaux critères caractérisant une bonne prothèse et apportant de nouveaux éléments par rapport à celles déjà existantes.

Pour ce qui est de la méthode, les travaux ont d'abord porté sur l'avancement des connaissances du sous-actionnement dans les mains prothétiques. Plus précisément, différents mécanismes ont été développés pour effectuer le sous-actionnement à l'intérieur des doigts ainsi que pour les sous-actionner entre eux. Un prototype a aussi été conçu afin de tester ces différents mécanismes et pour ainsi mieux comprendre les problèmes rencontrés lors de la conception d'une main prothétique. Aussi, des travaux théoriques ont été effectués afin de mieux comprendre les effets des paramètres géométriques sur la stabilité des doigts sous-actionnés. Finalement, toutes les connaissances acquises sont utilisées pour guider le design final d'un préhenseur sous-actionné.

Structure du mémoire

La structure du mémoire respecte l'ordre chronologique des travaux effectués. Tout d'abord, le premier chapitre présente différents mécanismes à tendons servant à effectuer le sous-actionnement entre les doigts d'une main. Une description détaillée de chaque mécanisme ainsi que de leur fonctionnement est présentée. Aussi, une discussion basée sur l'analyse statique et l'expérimentation sur les modèles met en évidence leurs forces et leurs faiblesses. Un prototype de main sous-actionnée utilisé pour tester ces mécanismes est introduit.

Le deuxième chapitre présente le design mécanique d'un prototype de main sous-actionnée pour des applications prothétiques (il s'agit du prototype introduit à la fin du premier chapitre). Basé sur de l'expérimentation effectuée dans le passé avec d'anciens prototypes, un nouveau design comprenant plusieurs aspects utiles pour augmenter le nombre de types de prise possible ainsi que pour améliorer leur stabilité est décrit. L'une des utilités de cette main anthropomorphe est de tester expérimentalement les mécanismes de sous-actionnement présentés au premier chapitre.

Le troisième chapitre présente plusieurs notions de stabilité pour les doigts sous-actionnés. Plus particulièrement, la méthode utilisée afin de réaliser des prises stables de type pulpaire (avec le bout des doigts) est décrite. L'approche utilisée, les modèles mathématiques ainsi que les résultats théoriques et expérimentaux viennent prouver l'existence de ce type de prise. Une brève discussion sur l'application pratique de ces notions est finalement apportée.

Le quatrième chapitre présente le design mécanique d'un préhenseur sous-actionné de la prothèse de main à harnais (à fermeture volontaire) ainsi qu'une description détaillée de chacune de ses fonctionnalités et composantes. Toutes les notions discutées dans les trois premiers chapitres sont utilisées pour orienter le design de la main afin d'obtenir une fonctionnalité supérieure à celles déjà existantes. Finalement, une méthode de validation expérimentale utilisée pour évaluer l'efficacité et l'utilisabilité de la prothèse est décrite.

Chapitre 1

Mécanismes de sous-actionnement

Ce chapitre présente plusieurs mécanismes de sous-actionnement à tendons, pouvant actionner quatre sorties à partir d'une seule entrée. Ces mécanismes pourraient directement être utilisés pour actionner quatre doigts d'une main sous-actionnée à partir d'un seul signal. Parmi ces mécanismes, certains sont composés d'une combinaison de deux mécanismes différentiels une-entrée/deux-sorties, alors que les autres utilisent directement des systèmes de poulies. Pour chaque mécanisme, une analyse statique est présentée. Ensuite, une discussion basée sur l'analyse statique et l'expérimentation sur les modèles met en évidence leurs forces et leurs faiblesses. Enfin, une nouvelle main anthropomorphe utilisée comme plate-forme expérimentale pour tester ces mécanismes est introduite (elle est détaillée plus en profondeur au chapitre 2).

1.1 Contexte

Bien que la majorité de la littérature sur le sous-actionnement se concentre principalement sur le design de doigts sous-actionnés, il est clair que l'introduction du sous-actionnement entre les doigts est également un concept très prometteur. Dans ce contexte, il est d'intérêt d'actionner un certain nombre de doigts (en général de 3 à 5) en utilisant une entrée commune. Le sous-actionnement des doigts est basé sur un mécanisme une-entrée/plusieurs-sorties qui transmettent la puissance d'actionnement aux doigts tout en permettant une certaine adaptation, selon l'objet à saisir. Ce principe a été démontré dans de nombreux prototypes. Par exemple, des bascules et des mécanismes à barres ont été utilisés dans [25, 38, 40, 68], des différentiels à engrenages planétaires dans [53, 65], un différentiel pneumatique dans [7, 52] et des ressorts placés en série avec l'actionnement de chaque doigt sont utilisés dans [28, 59]. De plus, plusieurs mécanismes de sous-actionnement incluant des tendons ont déjà été proposés. Des poulies sont utilisées dans [33, 39], des mécanismes à bascules dans [46] et une plaque triangulaire flottante est utilisée dans [42]. L'analyse de la répartition des forces des systèmes sous-actionnés à plusieurs doigts a été étudiée dans [9, 10] et une structure mathématique générale y a été développée. Des solutions de design basées sur des mécanismes à barres, engrenages, tendons et des fluides ont aussi été étudiés dans [9, 10]. Il a été montré qu'une synthèse géométrique adéquate de ces composants permet l'obtention de la distribution des forces désirée. Dans ce qui suit, l'accent est mis sur les mains sous-actionnées entraînées par des tendons. Le travail présenté ici s'inscrit aussi dans le contexte du développement de mains humanoïdes robotiques à cinq doigts avec un seul ou très peu d'actionneurs [39]. De tels systèmes peuvent être utiles tant pour des prothèses que pour des mains de robots humanoïdes. Pour de telles applications, en particulier dans les prothèses, le poids total permis et le nombre de signaux indépendants limités sont des faits à être hautement considérés : cela motive grandement la minimisation du nombre d'actionneurs.

1.2 Commentaires et conventions

Dans ce qui suit, la force d'entrée est notée par F_a et les forces de sorties sont notées par $F_i, i = 1, \dots, 4$. Il est supposé que quatre sorties sont utilisées. Cette hypothèse

provient de travaux antérieurs sur les mains anthropomorphes à cinq doigts [39]. En effet, dans cette référence, une main à cinq doigts était opérée en n'utilisant qu'un seul actionneur. Quatre des doigts étaient sous-actionnés tandis que le cinquième, le pouce, était directement couplé avec l'entrée. Ce principe est discuté dans l'une des sections suivantes. Néanmoins, il est important de mentionner que l'hypothèse d'avoir quatre sorties n'est pas restrictive et les mécanismes proposés ici pourraient très bien être appliqués à un différent nombre de sorties.

1.3 Description des mécanismes

Comme mentionné ci-dessus, plusieurs techniques peuvent être utilisées pour transmettre des forces à plusieurs sorties à partir d'une seule entrée. Toutefois, seuls les systèmes à tendons sont considérés et uniquement des mécanismes de ce type sont proposés. Les mécanismes présentés dans ce qui suit permettent la transmission d'une entrée à quatre sorties sous-actionnées. Une analyse statique est effectuée sur chacun des mécanismes proposés afin de déterminer les rapports de forces entre l'entrée et les différentes sorties. Il est important de mentionner que l'analyse utilise l'hypothèse que le frottement entre les câbles et les poulies peut être négligé. Cette approche est adoptée afin de simplifier les équations et de donner un aperçu pour être en mesure de comparer les mécanismes. Cependant, des commentaires sur l'effet du frottement seront donnés en se basant sur l'observation des modèles expérimentaux. Les mécanismes sont alors décrits et les résultats de l'analyse statique sont donnés.

1.3.1 Mécanisme à doubles étages et à poulies fixes

Ce mécanisme de sous-actionnement (figure 1.1) est composé de tendons circulant dans neuf poulies, six d'entre elles étant fixées tandis que les trois autres sont flottantes. Une symétrie parfaite du mécanisme est supposée. Ceci est réalisé en partie grâce aux poulies fixes, qui guident les câbles exactement aux bons endroits. Les expressions des forces de sorties, exprimées en fonction de la force d'actionnement, sont données par :

$$F_1 = F_2 = \frac{F_a}{4 \sin \alpha_4 \sin \alpha_2} \quad (1.1)$$

$$F_3 = F_4 = \frac{F_a}{4 \sin \alpha_4 \sin \alpha_6}. \quad (1.2)$$

Le comportement du mécanisme est dicté par les restrictions aux sorties. Les différentes situations sont présentées ici :

1. Si les quatre sorties ont la même restriction, l'actionnement engendre un déplacement égal vers le bas des trois poulies flottantes. Cela fournit une force égale à chaque sortie, mais non constante durant l'actionnement puisque les angles d'enroulement changent sur les poulies flottantes.

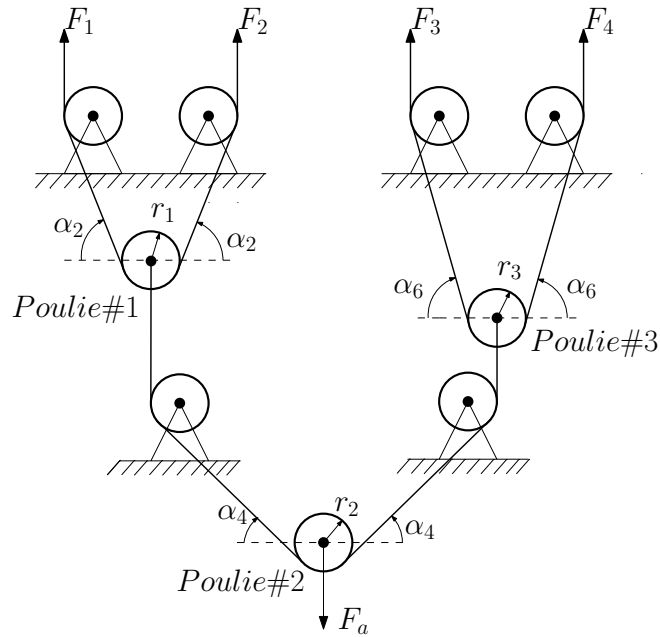


FIGURE 1.1 – Illustration schématique du mécanisme à doubles étages et à poulies fixes.

2. Si la sortie 1 est bloquée, les trois poulies peuvent continuer à se déplacer vers le bas puisque le câble qui connecte les sorties 1 et 2 est libre de bouger par rapport à la poulie flottante 1. Il est important de mentionner que la force disponible aux quatre sorties reste la même dans ce cas puisque l'enroulement des tendons sur les poulies 1 et 3 est identique.
3. Dans le cas où les sorties 1 et 2 sont bloquées, le mécanisme est toujours fonctionnel, mais l'enroulement sur les poulies flottantes 1 et 3 n'est plus pareil. En effet, la poulie flottante 1 est maintenant fixe en translation et c'est le câble qui la connecte avec la poulie flottante 3 qui circule sur la poulie flottante 2 qui permet au mécanisme de continuer son mouvement. Les forces disponibles aux sorties 1 et 2 sont maintenant différentes de celles disponibles aux sorties 3 et 4.

4. Si les sorties 1 et 3 sont bloquées, le mécanisme peut continuer à se déplacer vers le bas puisque le câble connectant les sorties 3 et 4 est libre de circuler sur la poulie flottante 3. La distribution des forces aux sorties est exactement la même que dans le cas précédent.
5. Finalement, si les sorties 1 et 4 ou 2 et 3 sont bloquées, les trois poulies flottantes se déplacent vers le bas et la force disponible aux 4 sorties est la même.

Ce mécanisme a été mis en œuvre dans la main présentée dans [39]. Afin de stabiliser les poulies flottantes, celles-ci étaient guidées par des glissières, qui introduisaient une quantité non négligeable de frottement. Le fait de remplacer ces glissières par des poulies flottantes pour réduire le frottement est très efficace, mais les poulies ne doivent pas avoir tendance à se renverser sur elles-mêmes, afin de garder le câble enroulé sur la poulie. La figure 1.2 montre la pièce utilisée afin de réaliser un tel montage. Le fait qu'il y ait une distance entre le point de contact sur la poulie et le point d'actionnement sur la pièce en forme de C garantit la stabilité de l'assemblage. En effet, lorsqu'il y a un petit désalignement de la poulie, cette pièce va tenter de tourner pour aligner ces deux points. De plus, le câble (ou tendon) est emprisonné à l'intérieur de l'assemblage de sorte qu'il soit toujours au bon endroit. Ce mécanisme est très compact et permet aux

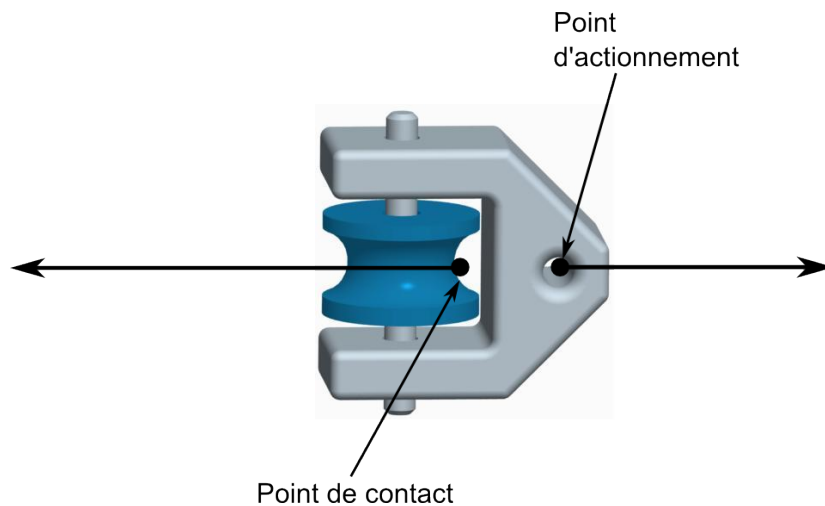


FIGURE 1.2 – Modèle CAO de l'assemblage utilisé pour assurer la stabilité.

câbles de sortir exactement au bon endroit à son extrémité supérieure. Cependant, il y a beaucoup de frottement dans le mécanisme, principalement causée par les poulies fixes. Ce frottement pourrait toutefois être réduite en utilisant des meilleures poulies. Il a aussi été mentionné que les forces aux sorties ne sont pas constantes durant l'actionnement du mécanisme puisque l'enroulement sur les poulies varie. Plus précisément, le ratio F_i/F_a dépend de la configuration du mécanisme. Aussi, quand $\alpha_i = \pi/2$, alors $F_i =$

$F_a/4$ et cela indique que dans cette configuration, les forces de sorties du mécanisme ne dépendent pas de l'enroulement sur les poulies. En pratique, puisqu'il s'agit d'un mécanisme plan, cette configuration n'est pas réalisable puisqu'il y aurait interférence entre les poulies.

1.3.2 Mécanisme à doubles étages et à poulies flottantes

Ce mécanisme (figure 1.3) est entièrement flottant, c'est-à-dire qu'il est constitué de câbles circulant dans trois pièces flottantes incluant deux poulies chacune. Sa géométrie est très semblable à celle du mécanisme précédent, mais il nécessite uniquement six poulies et il est flottant. Il est important de mentionner que dans tous les cas, les quatre sorties ont la même force disponible. En effet, nous avons :

$$F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = \frac{F_a}{4}. \quad (1.3)$$

Quand les quatre sorties se déplacent également, chacun de leur mouvement est égal à celui de l'actionnement. Le comportement du mécanisme est encore une fois déterminé par les restrictions aux sorties. Les différentes situations sont présentées ici :

1. Si les quatre sorties ont la même restriction, l'actionnement cause un déplacement égal vers le bas des trois pièces flottantes et les câbles ne circulent pas sur les poulies.

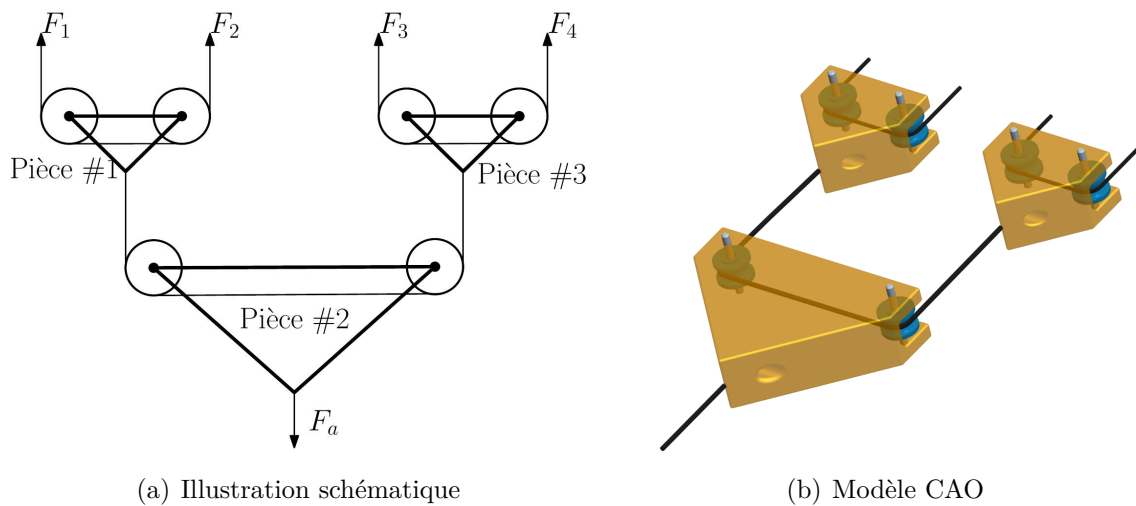


FIGURE 1.3 – Mécanisme à doubles étages et à poulies flottantes.

2. Si la sortie 1 est bloquée, les trois pièces sont toujours en mouvement vers le bas, mais cette fois-ci le câble connectant les sorties 1 et 2 est libre de circuler dans la pièce flottante 1. Le sous-actionnement est alors effectué entre les deux sorties consécutives.
3. Dans le cas où les sorties 1 et 2 sont bloquées, la pièce flottante 1 est alors fixée en translation et le câble qui la connecte avec la pièce flottante 3 circule librement dans la pièce flottante 2 afin de permettre au mécanisme de continuer son mouvement.
4. Si les sorties 1 à 3 sont bloquées, le mécanisme peut toujours se déplacer vers le bas puisque le câble qui connecte les sorties 3 et 4 est libre dans la pièce flottante 3.
5. Si les sorties 1 et 4 ou 2 et 3 sont bloquées, les trois pièces flottantes se déplacent vers le bas, avec les câbles qui circulent librement dans les pièces 1 et 3.

Les pièces flottantes utilisées dans ce mécanisme incluent deux poulies chacune et elles utilisent le même principe que les pièces flottantes du mécanisme précédent pour assurer une bonne stabilité. Aussi, leur forme triangulaire assure la symétrie du mécanisme. Puisque le mécanisme est complètement flottant et qu'il est composé uniquement de 6 poulies, il engendre très peu de frottement. Toutefois, une petite quantité de frottement dans les poulies a pour effet d'améliorer la synchronisation des sorties si aucune d'entre elles n'est arrêtée. Un autre avantage important de ce mécanisme est qu'il fournit une force égale à chaque sortie dans tous les cas de sous-actionnement. Les deux poulies présentes dans les pièces flottantes pourraient être remplacées par une seule grosse poulie, mais la configuration montrée est davantage compacte et engendre moins de frottement. Un autre avantage du fait que le mécanisme soit flottant est que l'assemblage est plus facile à réaliser, étant donné qu'il n'a pas à être fixé. Il est aussi important de souligner que le mécanisme mis en oeuvre dans la main présentée dans [33] a des similitudes avec les deux derniers mécanismes présentés.

1.3.3 Mécanisme flottant à doubles étages à bascules

Ce mécanisme est aussi entièrement flottant. Il est composé de câbles attachés à des petites bascules de forme triangulaire. Dans la figure 1.4, il est important de mentionner que si l'angle θ_i d'un des triangles est négatif, il sera alors orienté vers le bas plutôt que vers le haut. Cela affecte la cinématique du mécanisme pour les cas de sous-

actionnement entre les différentes sorties, comme décrits par les équations qui suivent. Afin de simplifier l'analyse, les mouvements latéraux entre les triangles sont négligés, c'est-à-dire qu'on suppose que les câbles restent orientés verticalement. Cette hypothèse est valide tant que les mouvements latéraux sont significativement petits comparativement à la longueur des câbles. Nous avons donc :

$$F_1 = \frac{c_{p1}c_{p2}F_a}{c_{p1}c_{p2} + c_{p1}c_{m2} + c_{m1}c_{p2} + c_{m1}c_{m2}} \quad (1.4)$$

$$F_2 = \frac{c_{m1}c_{p2}F_a}{c_{p1}c_{p2} + c_{p1}c_{m2} + c_{m1}c_{p2} + c_{m1}c_{m2}} \quad (1.5)$$

$$F_3 = \frac{c_{p3}c_{m2}F_a}{c_{p3}c_{p2} + c_{p3}c_{m2} + c_{m3}c_{p2} + c_{m3}c_{m2}} \quad (1.6)$$

$$F_4 = \frac{c_{m3}c_{m2}F_a}{c_{p3}c_{p2} + c_{p3}c_{m2} + c_{m3}c_{p2} + c_{m3}c_{m2}} \quad (1.7)$$

où

$$c_{pi} = \cos(\alpha_i + \theta_i) \quad i = 1, 2, 3 \quad (1.8)$$

$$c_{mi} = \cos(\alpha_i - \theta_i) \quad i = 1, 2, 3. \quad (1.9)$$

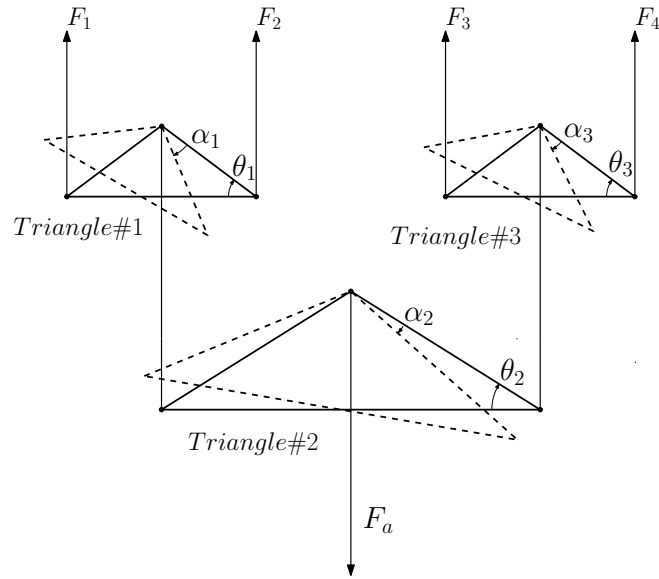


FIGURE 1.4 – Illustration schématique du mécanisme flottant à doubles étages à bascules.

Quand l'un des triangles tourne, les deux forces aux sorties ne sont plus égales puisque les bras de levier changent. La figure 1.5 résume l'effet des angles θ_i et α_i sur le ratio des deux forces de sorties d'une bascule de forme triangulaire. On observe que

si $\theta_i = 0$ ou si $\alpha_i = 0$, alors les deux forces de sorties sont égales. Il est important de mentionner qu'il est préférable que le triangle pointe vers le bas ($\theta_i < 0$), comme présenté à la figure 1.6a, car le mécanisme tend davantage à rester dans une configuration d'équilibre si une certaine force de restriction (par exemple le frottement) est légèrement plus grande à l'une des sorties, comme illustrées à la figure 1.7b. Ceci s'explique par le fait que la bascule appliquera davantage de force sur la sortie ayant la plus grande restriction. En revanche, si les triangles pointent vers le haut ($\theta_i > 0$), tel qu'illustré à la figure 1.6b, le triangle tournera sur son côté dès qu'une restriction sera plus grande à l'une des sorties (voir figure 1.7a). Ensuite, une légère perturbation externe va grandement désynchroniser la position des sorties. Ceci s'explique par le fait que la bascule appliquera une force plus petite à la sortie ayant la plus grande restriction.

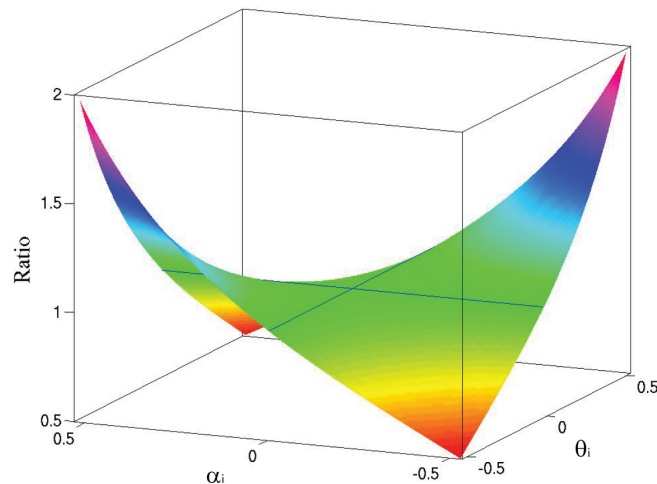


FIGURE 1.5 – Ratio des forces de sortie d'une bascule à géométrie triangulaire (θ_i) et une orientation (α_i).

Comme le mécanisme précédent, quand les quatre sorties se déplacent également, chacun de leur mouvement est égal à celui de l'actionnement. Le comportement des sorties et du mécanisme est déterminé par les restrictions. Les différentes situations sont présentées ici :

1. Si les quatre sorties ont la même restriction, l'actionnement cause un déplacement égal vers le bas des trois triangles et la force disponible à chaque sortie est égale.
2. Si la sortie 1 est bloquée, le triangle 1 tourne en se déplaçant vers le bas pour permettre au mécanisme de continuer son mouvement. Le sous-actionnement est donc réalisé entre les deux sorties consécutives.
3. Dans le cas où les sorties 1 et 2 sont bloquées, le triangle 1 n'est plus en mesure de bouger et le triangle 2 tourne sur lui-même, tout en se déplaçant vers le bas.

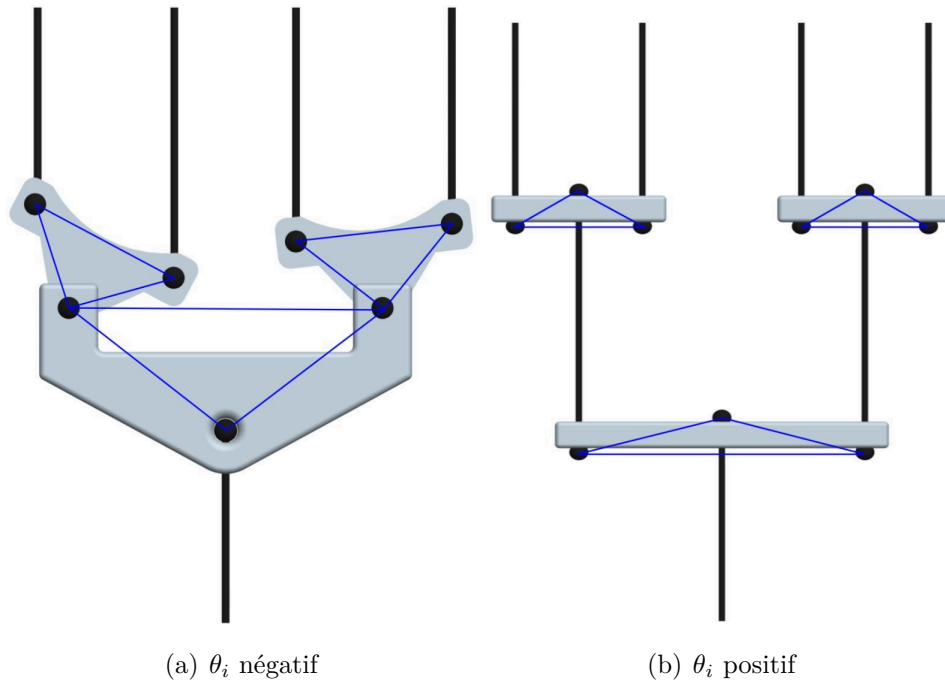


FIGURE 1.6 – Modèles CAO du mécanisme flottant à doubles étages à bascules.

4. Si les sorties 1 à 3 sont bloquées, le triangle 3 tourne pour ne pas bloquer l'actionnement.
5. Si les sorties 1 et 4 ou 2 et 3 sont bloquées, les triangles 1 et 3 tournent sur eux-mêmes en se déplaçant vers le bas.

Le fait que ce mécanisme est flottant et qu'il ne requiert pas l'utilisation de poulies n'engendre pratiquement pas de frottement, même durant le sous-actionnement. D'un autre côté, le fait que les forces de sorties ne sont pas toujours égales peut être un inconvénient pour certaines applications. Aussi, durant la rotation des triangles, les câbles se déplacent latéralement, ce qui peut avoir des effets négatifs si la rotation est trop grande. Finalement, la plage de mouvement possible avec ce mécanisme dépend de la distance entre les sorties. En effet, plus les bascules sont petites, plus leur mouvement relatif est limité puisque leur rotation engendre de petits déplacements du câble. En pratique, un petit θ_i est suggéré. Cela permet de conserver la synchronisation du mécanisme (distances d'actionnement des sorties égales) lorsqu'il est soumis à des petites perturbations, comme le frottement par exemple, mais cela engendre que les forces de sorties sont relativement égales peu importe la configuration. Cette synchronisation peut être très importante, par exemple si ce mécanisme est utilisé dans un préhenseur ou dans une main pour sous-actionner les doigts, puisqu'elle assure la fermeture simultanée des doigts. Il est à noter que le mécanisme présenté dans [46] est semblable à ce

dernier présenté. Dans cette dernière référence, l'utilisation de bascules triangulaires, appelés «dogleg links», est brièvement discutée.

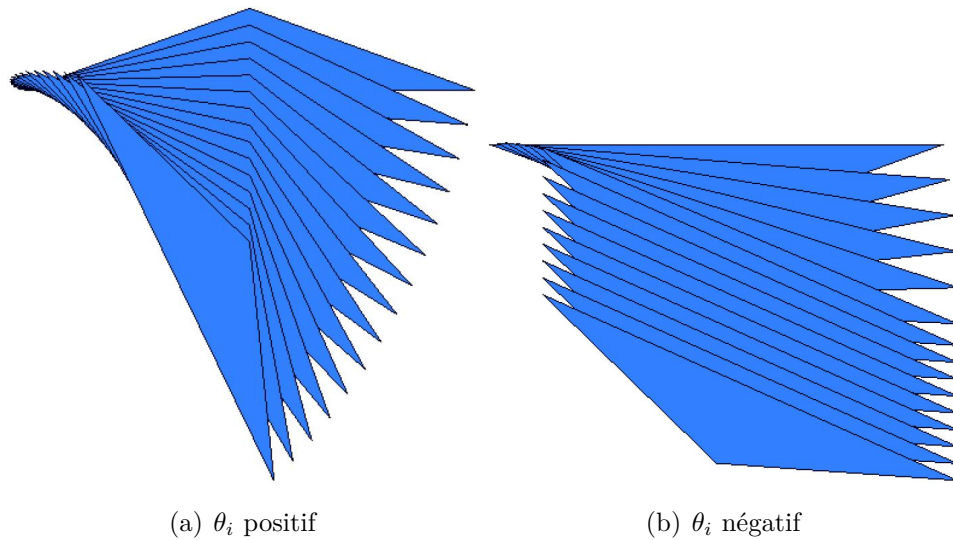


FIGURE 1.7 – Réactions à l'actionnement d'un triangle utilisé comme bascule.

1.3.4 Mécanisme à câble en boucle fermée fixe

Ce mécanisme (figure 1.8) est constitué de dix poulies, cinq d'entre elles étant flottante et cinq fixes. Sa particularité est qu'il est composé d'un câble en boucle fermée. Si les quatre sorties ont la même restriction, l'actionnement engendre un déplacement vers le bas égal pour les quatre poulies flottantes aux sorties. En effet, le câble en boucle fermée tend à minimiser sa tension en tirant ces poulies vers le bas. Si les quatre poulies flottantes aux sorties sont fixes en translation, le mécanisme est alors bloqué et la tension dans le câble en boucle fermée augmente proportionnellement à la force d'actionnement. Notez que dans ce cas, les quatre sorties ont la même force de disponible. Pour les autres cas où une ou plusieurs sortie(s) est/sont bloquée(s), le mécanisme continue de se déplacer vers le bas puisque le câble est libre de circuler sur les différentes poulies. En d'autres mots, même si quelques poulies flottantes (1 à 3) sont fixes, les autres peuvent continuer le mouvement vers le bas naturellement. Pour tous les cas, la force est égale à chaque sortie pour ce mécanisme, soit :

$$F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = \frac{F_a}{\sin \alpha_2}. \quad (1.10)$$

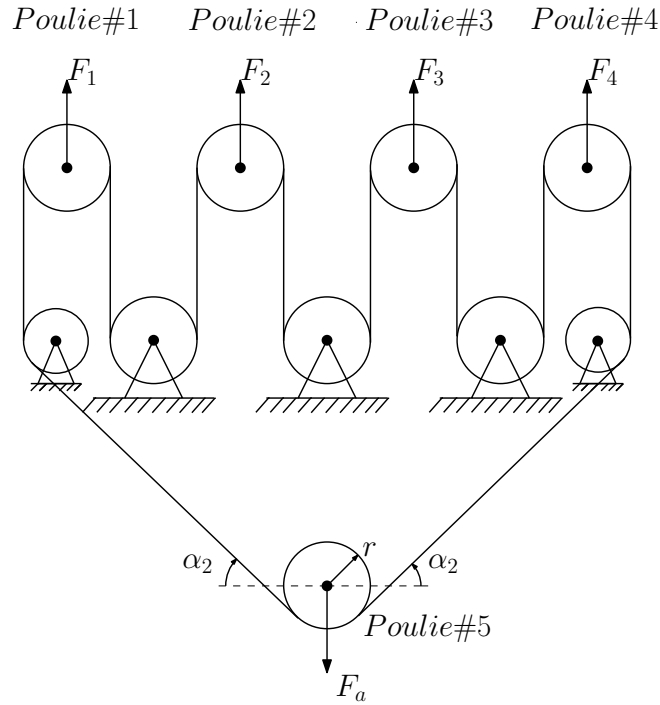


FIGURE 1.8 – Illustration schématique du mécanisme à câble en boucle fermée fixe.

Pour une force d'actionnement donnée, ce mécanisme fournit des forces de sorties plus grandes que les autres mécanismes présentés jusqu'à présent. En effet, le diagramme des corps libres des poulies flottantes indique que ces forces sont deux fois plus grandes que la tension dans le câble. Aussi, quand $\alpha_2 = \pi/2$, $F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = F_a$. À l'aide du principe du travail virtuel, le déplacement de l'entrée est alors quatre fois plus grand que celui des sorties. Cela peut être un désavantage quand cette distance doit nécessairement être petite. Aussi, l'expérimentation (tests effectués pour visualiser l'effet du frottement) a démontré que le frottement dans les poulies fixes n'engendre pas le même effet sur chaque sortie. En effet, ceci conduit à une mauvaise synchronisation du mécanisme ; les poulies flottantes 1 et 4 se déplacent vers le bas avant les deux autres. Le prochain mécanisme présenté propose une solution à ce problème. Finalement, la force disponible aux sorties n'est pas constante durant l'actionnement puisque l'enroulement sur la poulie flottante 5 n'est pas constant. Cependant, cela pourrait être corrigé en utilisant deux poulies flottantes au lieu de la poulie flottante 5 et des poulies fixes aux extrémités gauche et droite du mécanisme ; cela viendrait toutefois nuire à la compacité du mécanisme.

1.3.5 Mécanisme à câble en boucle fermée partiellement flottant

Ce mécanisme (figure 1.9) est pratiquement identique au dernier présenté, à l'exception que la poulie fixe du milieu est remplacée par une poulie flottante. Cette dernière est maintenant directement connectée avec l'actionnement et cela vient résoudre complètement le problème de frottement observé avec le mécanisme précédent. Le fait d'actionner directement deux poulies au lieu d'une seule vient diminuer la tension dans le câble en boucle fermée et par le fait même, la force aux quatre sorties. En effet, nous avons :

$$F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = \frac{F_a}{1 + \sin \alpha_2}. \quad (1.11)$$

Aussi, quand $\alpha_2 = \pi/2$, $F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = F_a/2$. Toujours avec le principe du travail virtuel, le déplacement de l'entrée est maintenant deux fois plus grand que celui aux sorties. Pour ce qui est du fonctionnement du mécanisme, il est identique à celui du dernier mécanisme décrit. En pratique, ce mécanisme fonctionne mieux que le mécanisme à câble à boucle fermée fixe puisque les sorties sont synchronisées.

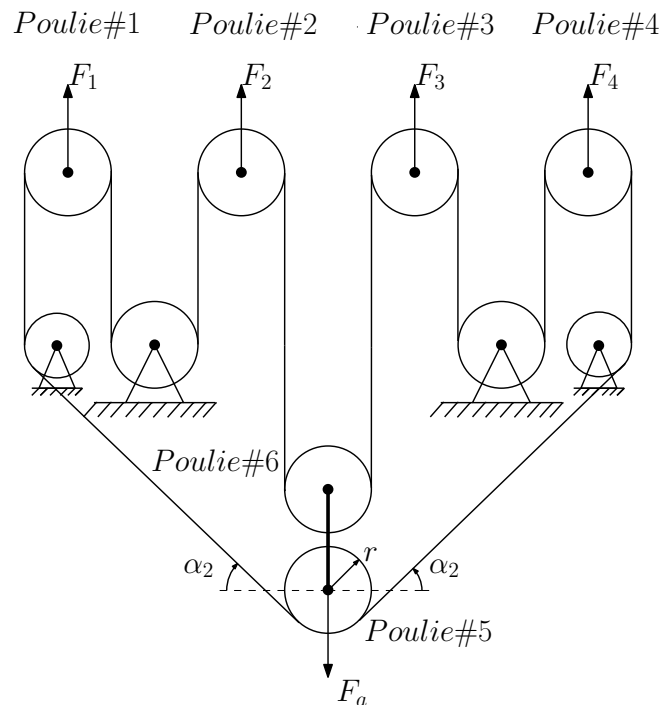


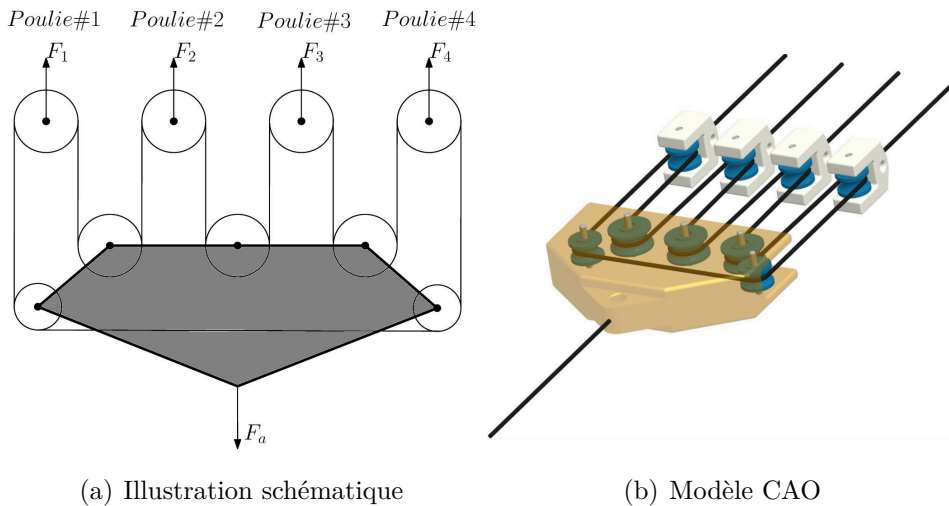
FIGURE 1.9 – Illustration schématique du mécanisme à câble en boucle fermée partiellement flottant.

1.3.6 Mécanisme à câble en boucle fermée flottant

Ce mécanisme (figure 1.10) est assez semblable aux deux derniers présentés ci-haut, mais il est entièrement flottant. Une grosse pièce flottante est constituée de cinq poulies dans lesquelles circule un câble en boucle fermée avec les quatre autres poulies flottantes. Il est important de mentionner que dans tous les cas, les quatre sorties ont la même force disponible, soit :

$$F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = \frac{F_a}{4}. \quad (1.12)$$

Si les quatre sorties ont la même restriction, l'actionnement cause un déplacement égal vers le bas de tout le mécanisme et le câble ne circule pas sur les poulies. Pour les autres cas de sous-actionnement, le comportement est sensiblement le même que pour le mécanisme à câble à boucle fermée fixe. Ce mécanisme est le plus compact présenté jusqu'à présent. L'un de ses avantages est qu'il engendre des forces constantes et égales à chaque sortie, et ce, même lors du sous-actionnement entre les différentes sorties. Aussi, aucun frottement n'est générée s'il n'y a pas de sous-actionnement puisque le câble ne circule pas sur les poulies et cela survient lorsque toutes la phalanges de tous les doigts rencontrent la même résistance lors de l'actionnement, par exemple lorsqu'un objet cylindrique est saisi avec une prise palmaire. D'un autre côté, ce mécanisme engendre un frottement non négligeable lorsque les restrictions aux sorties ne sont pas égales.



(a) Illustration schématique

(b) Modèle CAO

FIGURE 1.10 – Mécanisme à câble à boucle fermée flottant.

1.4 Introduction d'une sortie additionnelle couplée

Les mécanismes présentés jusqu'à présent comprennent quatre sorties complètement sous-actionnées, c'est-à-dire sans couplage entre elles. Il peut être intéressant dans certaines applications de coupler différentes sorties afin de prédire avec davantage de précision leurs positions relatives. Pour chacun des six mécanismes présentés, une cinquième sortie peut être ajoutée en étant directement couplée avec l'actionnement. La figure 1.11 illustre ce principe. Ce type d'arrangement peut être très utile pour l'application d'une main sous-actionnée afin de coupler le pouce avec les quatre autres doigts. La figure 1.12 montre cette application mise en oeuvre dans le mécanisme à doubles étages à bascules flottant présenté précédemment. L'ajout d'une cinquième sortie F_5 affecte la force résultante pour le mécanisme de sous-actionnement F'_a comme suit :

$$F'_a = F_a - F_5. \quad (1.13)$$

Tout comme les autres sorties, la valeur de F_5 dépend des forces externes appliquées sur le système. Aussi, il est important de mentionner que si cette cinquième sortie est bloquée, le mécanisme en entier est aussi bloqué puisqu'elle est directement connectée avec l'actionnement. Pour les applications prothétiques, si le pouce entre en contact avec un objet, la prothèse va se déplacer légèrement par rapport à l'objet afin de permettre au pouce et aux autres doigts de continuer leur séquence de fermeture jusqu'à ce que l'objet soit entièrement saisi. Ce principe a déjà été utilisé dans une main prothétique à trois doigts présentée dans [59].

1.5 Application à une main prothétique

Tel que montré dans [39], le sous-actionnement des quatre doigts et le couplage du pouce avec l'actionnement est une avenue très prometteuse dans le contexte des mains prothétiques. Cette approche fournit une certaine stabilité tout en permettant assez de flexibilité pour les prises. Les mécanismes présentés ci-haut sont tous des solutions potentielles pour cette application. Ils sont compacts, relativement simples et ils engendrent une distribution équilibrée des forces entre les doigts. De plus, tel que montré dans la section précédente, il est possible d'ajouter une cinquième sortie couplée (un pouce). À l'aide des analyses statiques présentées, il est clair que la géométrie des

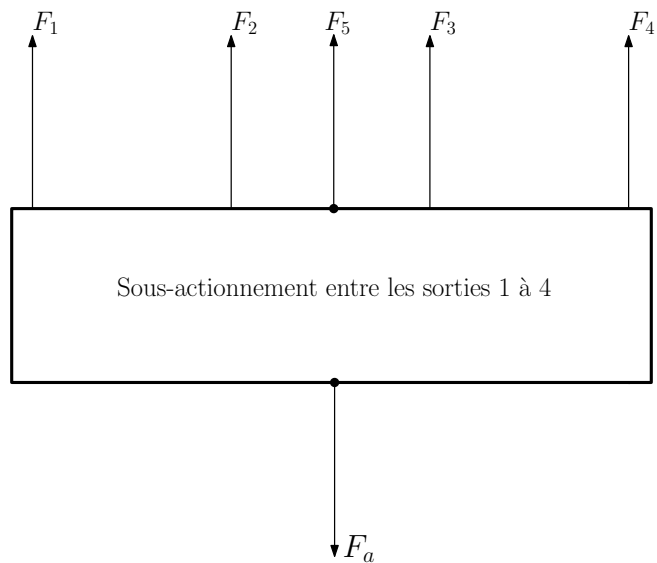


FIGURE 1.11 – Illustration schématique de l'ajout d'une cinquième sortie couplée.

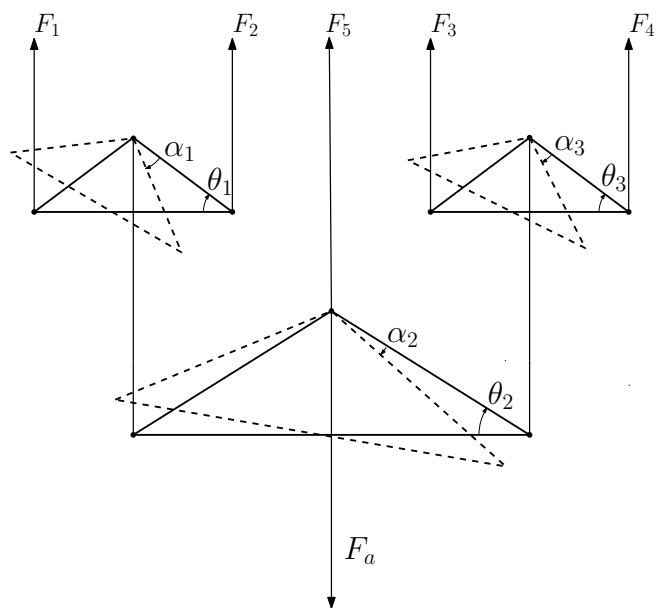


FIGURE 1.12 – Illustration schématique du mécanisme flottant à doubles étages à bascules incluant une cinquième sortie couplée.

mécanismes a un impact significatif sur les propriétés de transmission de forces. Le design géométrique des mécanismes est donc la clé pour obtenir une main avec un bon comportement. Les résultats des travaux proposés ont été appliqués à un design d'une main prothétique anthropomorphe à cinq doigts. La main est illustrée à la figure 1.13 et elle est détaillée en profondeur au chapitre 2. Une seule entrée est utilisée et la force d'actionnement est distribuée parmi les quatre doigts avec, par exemple, le

mécanisme flottant à doubles étages à bascules. Aussi, une cinquième sortie (le pouce) est directement couplée avec l'entrée, tel que montré à la figure 1.14.

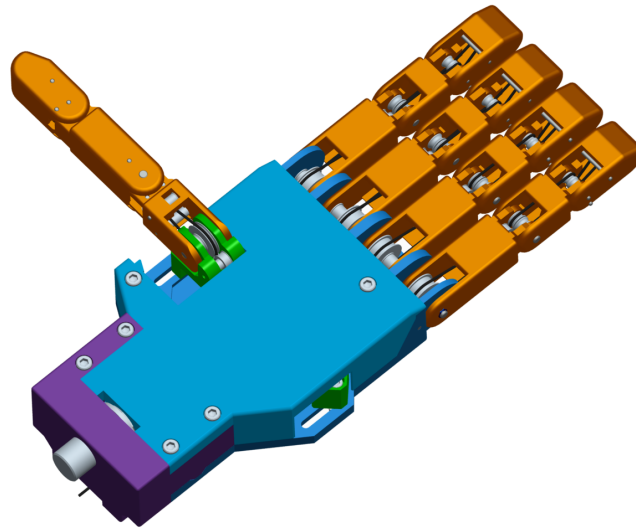


FIGURE 1.13 – Modèle CAO de la main prothétique anthropomorphe.

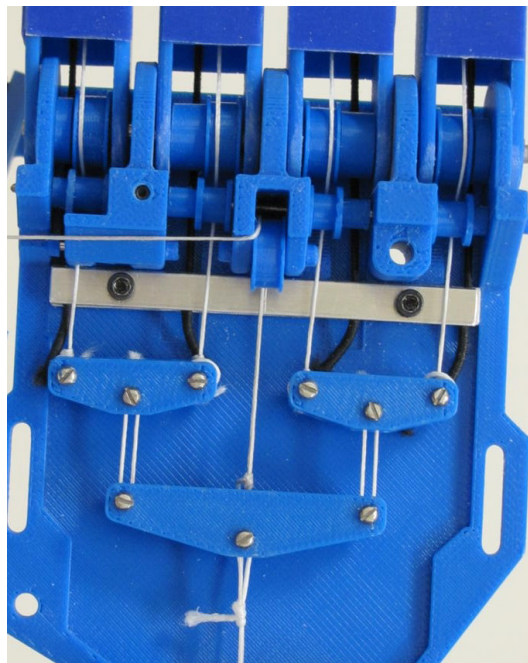


FIGURE 1.14 – Mécanisme flottant à doubles étages à bascules avec θ_i négatif installé dans la main. Le pouce a été enlevé pour dégager l'intérieur de la paume. Le couplage direct avec l'entrée peut y être visualisé.

1.6 Conclusion

Ce chapitre présente plusieurs mécanismes sous-actionnés à tendons qui peuvent connecter une entrée à plusieurs sorties tout en permettant du sous-actionnement entre eux. Ces mécanismes ont été développés dans le contexte de mains prothétiques sous-actionnées. Ils sont conçus pour permettre du sous-actionnement entre les doigts d'une main. Une analyse statique a été présentée pour chaque mécanisme et il a été montré qu'un design géométrique adéquat engendre une distribution équilibrée des forces entre les sorties. L'introduction d'une sortie additionnelle couplée a aussi été discutée. Finalement, la mise en oeuvre d'un des mécanismes proposés dans une main anthropomorphe sous-actionnée à cinq doigts a été brièvement décrite. Le prototype de main peut aussi servir de plate-forme expérimentale pour tester les mécanismes. Les travaux futurs incluent l'évaluation des mécanismes et de la main lors de la réalisation de tâches usuelles et le développement d'autres mécanismes de sous-actionnement. Le chapitre suivant présente en détail la main anthropomorphe introduite à la fin de ce chapitre.

Chapitre 2

Conception d'un prototype de main sous-actionnée

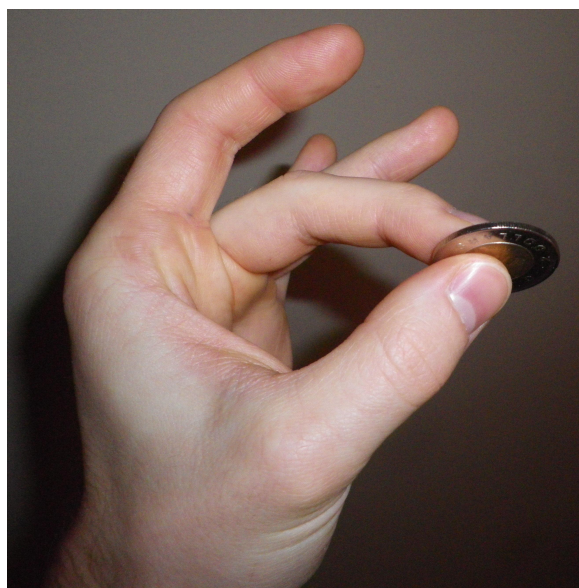
Ce chapitre présente le design de la main anthropomorphe sous-actionnée introduite à la fin du chapitre précédent. Premièrement, le design des doigts est présenté. Basé sur de l'expérimentation effectuée dans le passé avec d'anciens prototypes, de nouveaux routages pour les tendons sont proposés. Ces routages engendrent une transmission plus efficace des forces aux différentes phalanges. Un nouveau principe utilisant le routage d'un tendon élastique est aussi proposé pour l'ouverture passive de la main. Une analyse statique simplifiée des doigts est proposée pour supporter les résultats. Ensuite, un nouveau design cinématique du pouce est présenté. Le pouce est conçu pour effectuer des mouvements dans d'autres plans afin de permettre différents types de prise. Un mécanisme pour la mise en oeuvre du sous-actionnement entre les doigts est proposé, qui vient résoudre les problèmes de frottement rencontrés dans les mains développées précédemment. Finalement, le prototype de la main est décrit et ses différents types de prise sont présentés.

2.1 Clarifications

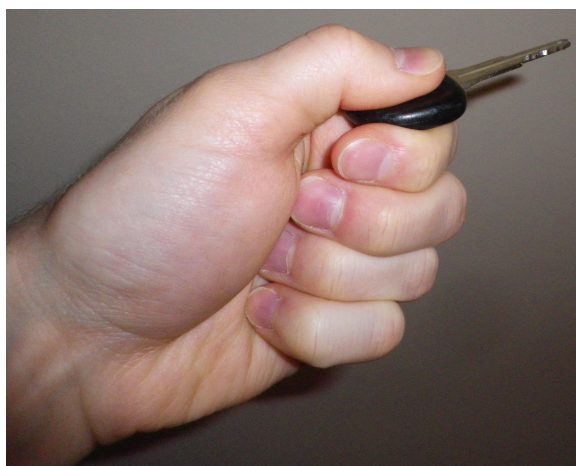
Pour plusieurs raisons, les différents types de prises possibles avec la main humaine ne sont pas clairement établis. En effet, cette classification a beaucoup changé avec le temps et cela engendre beaucoup de confusion. Tout d'abord, il est important de comprendre qu'il existe deux types de classifications distincts, soit celle fondée sur l'action et celle fondée sur la zone de contact main-objet. Pour ce qui est du premier type, la classification se fait davantage sur le but de l'action que par la forme de l'objet. Les deux facteurs de base qui sont identifiés sont la force et la précision. Pour la préhension de force, l'objet est en contact avec la paume pour être en mesure de générer une force supérieure. Pour la préhension de précision, l'objet est plutôt saisi avec les bouts de doigts, sans contact avec la paume. Le second type de classification, basé sur la forme des objets, engendre davantage de confusion. Dans les années 80 [75], une classification impliquant six types de prises distincts fut suggérée : prise par opposition terminale ou termino-pulpaire, prise par opposition subterminale ou prise pulpaire, prise par opposition subtermino-latérale, prise palmaire (à pleine main), prise digito-palmaire et la prise interdigitale latéro-latérale. Quelques années plus tard [75], cette classification fut simplifiée et les différents types de prises furent regroupés selon les groupes suivants : digitale, bidigitale et pluridigitale, palmaire et centrée. Finalement, les formes de préhension les plus étudiées peuvent se regrouper en trois types distincts, soit la prise latérale, palmaire et pulpaire (avec les phalanges distales, le plus souvent entre le pouce et l'index) (voir figure 2.1). Afin d'éliminer la confusion, ces trois derniers types seront utilisés comme nomenclature dans le présent mémoire afin de référer aux différents types de prises.



(a) Prise palmaire



(b) Prise pulpaire



(c) Prise latérale

FIGURE 2.1 – Types de prises les plus étudiées.

2.2 Travaux antérieurs

Une main robotique anthropomorphe sous-actionnée a été présentée dans [39], comprenant 15 degrés de liberté et un seul actionneur. La main s'adapte automatiquement à la forme des objets et les doigts sont conçus pour optimiser la qualité de la prise, principalement la force résultante sur l'objet et la distribution entre les phalanges. Au repos, la main est complètement ouverte et quand elle est actionnée, les quatre doigts, ensuite le pouce, ferment ensemble jusqu'à ce qu'ils entrent en contact avec un objet. Comme les tendons d'une main humaine, l'actionnement des doigts (la transmission de puissance) est effectué via des câbles. Le ratio des couples entre les articulations est dicté par la position des tiges de guidage dans chaque phalange. Dans le prototype présenté dans [39], les doigts sont initialement gardés ouverts par des ressorts de torsion insérés à chacune des articulations. La séquence de fermeture de chaque phalange est alors dictée par le couple d'actionnement disponible à chaque articulation et le couple d'ouverture provenant des ressorts de torsion. Le design géométrique des doigts est présenté à la figure 2.2 (voir [39] pour plus de détails). Il est important de mentionner que deux mécanismes ont été étudiés en utilisant le prototype présenté dans [39] afin d'effectuer le sous-actionnement et le couplage entre les doigts. Dans le premier mécanisme, le pouce et les doigts étaient sous-actionnés. Dans le second mécanisme (qui présente moins de frottement), le pouce est couplé aux autres doigts, qui eux sont sous-actionnés. Ces mécanismes sont composés de câbles, de poulies, de guides et de glissières, et sont décrits dans [39]. Le pouce est placé de sorte qu'il est en opposition avec l'index et le majeur et qu'il est orienté vers le centre de la main. La main a été fabriquée utilisant le prototypage rapide en plastique, sauf pour les tiges, qui sont en acier. Du câble à cerf-volant a été utilisé pour les tendons, qui fournit une bonne rigidité, flexibilité et engendre relativement peu de frottement. Afin d'être en mesure d'actionner manuellement la main, le prototype a été équipé d'une poignée, qui convient pour les tests et pour démontrer le fonctionnement général. Le prototype proposé dans [39] est montré à la figure 2.3.

L'expérimentation a démontré que la main fonctionne bien pour des prises palmaires, qui engendrent un contact avec toutes les phalanges. Les prises sont en général fermes, stables et ont une apparence de main humaine. Toutefois, d'autres tests ont révélé certaines faiblesses. À l'opposé de ce qui a été observé avec les prises palmaires, la main ne fonctionne pas très bien pour effectuer des prises de type pulpaire avec des

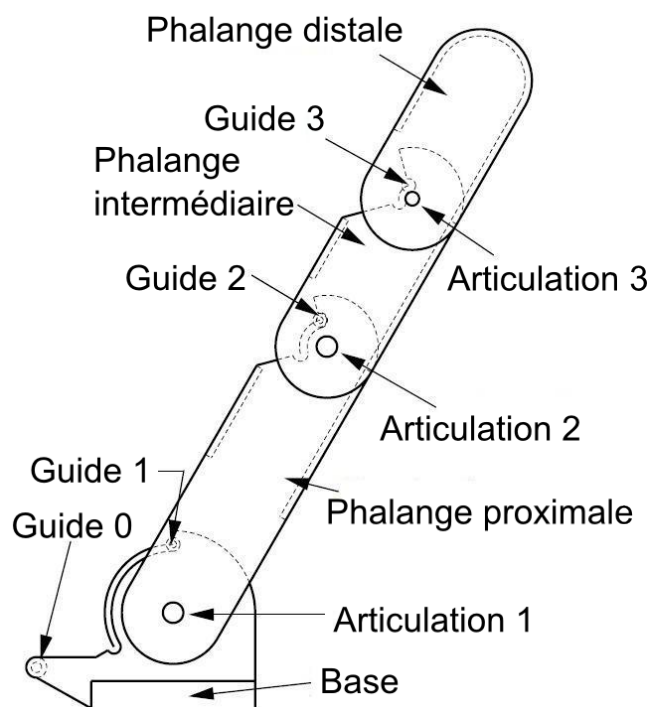


FIGURE 2.2 – Design des doigts proposés dans [39].

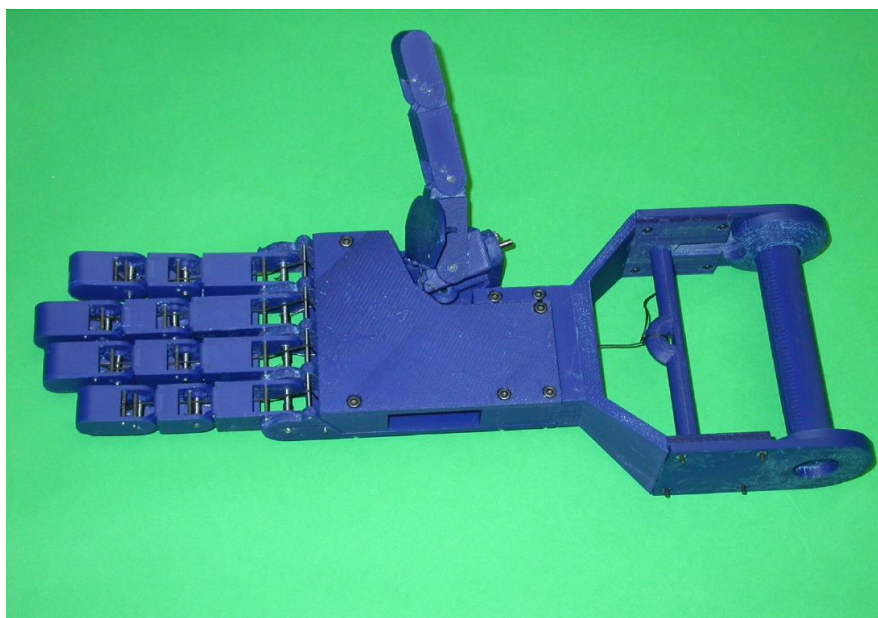


FIGURE 2.3 – Main sous-actionnée proposée dans [39].

petits objets, qui engendrent un contact uniquement avec les phalanges distales. Deux faits semblent en être la cause, soit la fermeture du pouce et des doigts n'est pas synchronisée et l'orientation du pouce vers le centre de la paume n'est pas idéale pour ce genre

de prises. Le frottement est aussi un problème important. Par exemple, l'efficacité du système de transmission a été estimée à seulement 35 % (voir [39] pour plus de détails). Ceci est principalement expliqué par l'utilisation de petites tiges pour guider le câble dans les phalanges, qui ajoutent significativement du frottement. Une autre explication provient des glissières localisées dans la paume. Ces dernières peuvent même bloquer le mécanisme, ce qui rend la planification de la trajectoire des doigts difficile. Aussi, avec l'utilisation de tiges pour guider les câbles dans les phalanges, les couples et les forces dans les doigts ne sont pas constants durant la fermeture des doigts puisque les bras de levier ne sont pas constants. L'une des conséquences de l'utilisation de tiges est que la force nécessaire pour initier le mouvement des doigts est trop grande. Finalement, l'utilisation de ressorts de torsion pour l'ouverture passive des doigts complique grandement l'assemblage des doigts. Conséquemment, un nouveau prototype a été développé pour remédier aux problèmes décrits. Des changements ont été apportés aux doigts, au pouce et aux mécanismes de sous-actionnement. Aussi, cette main est attachée directement à une emboiture de prothèse d'avant-bras afin de valider expérimentalement les avantages et désavantages de la main en tant que prothèse.

2.3 Design des doigts

Plusieurs améliorations ont été réalisées sur les doigts du nouveau prototype. Premièrement, les tiges qui servaient à guider les câbles dans les phalanges ont été remplacées par des poulies. Cela a pour effet de réduire le frottement et de fournir un couple constant à chaque articulation. Cette modification ajoute significativement de flexibilité au design puisque les ratios peuvent être facilement contrôlés en changeant le diamètre des poulies utilisées. Des combinaisons optimales sont obtenues à l'aide de simulations numériques effectuées avec le modèle mathématique développé dans [54]. L'ouverture des doigts est un autre important changement : elle est maintenant effectuée par un câble d'ouverture plutôt que par des ressorts de torsion aux articulations. La force dans le câble d'ouverture peut être obtenue en attachant ce câble en série avec un ressort. Toutefois, il est davantage compact de remplacer le câble et le ressort par un câble élastique, qui intègre les deux fonctionnalités dans un seul composant. Un peu comme le mécanisme de fermeture, les ratios des poulies dans le routage du câble élastique d'ouverture peuvent être contrôlés en modifiant le diamètre des poulies. Donc, il y a maintenant deux rangées de tendons indépendants par doigt, soit un tendon actif

pour la fermeture et un tendon passif pour l'ouverture. Cela a pour effet de simplifier grandement l'assemblage et engendre une compacité supérieure. Ce nouveau type de doigt est donc plus simple, plus efficace et plus précis. Comme mentionné plus haut, les doigts sont composés de deux rangées de tendons indépendants dirigés à l'aide de petites poulies. Pour le tendon d'actionnement, deux options de routages légèrement différentes ont été développées.

2.3.1 Câble d'actionnement, premier routage

Pour le tendon d'actionnement, la topologie du routage est similaire à ce qui est présenté dans [24]. Toutefois, afin d'obtenir la plage de mouvement désirée (0 à 90 degrés à chaque articulation) les poulies sont localisées différemment. Le tendon est attaché à l'intérieur de la phalange distale, dirigé à travers le doigt et fixé sur le mécanisme servant à sous-actionner les doigts, localisé dans la paume de la main. Comme on peut voir à la figure 2.4, le câble est maintenu en contact avec les poulies aux articulations par d'autres poulies, et ce, pour n'importe quelle configuration du doigt. Cela engendre un couple constant à chaque articulation pour toutes les configurations possibles. La phalange distale ne nécessite pas de poulie puisque le câble n'y circule pas. En effet, la fermeture de cette phalange affecte uniquement l'enroulement sur la poulie distale ; ce mouvement génère très peu de frottement.

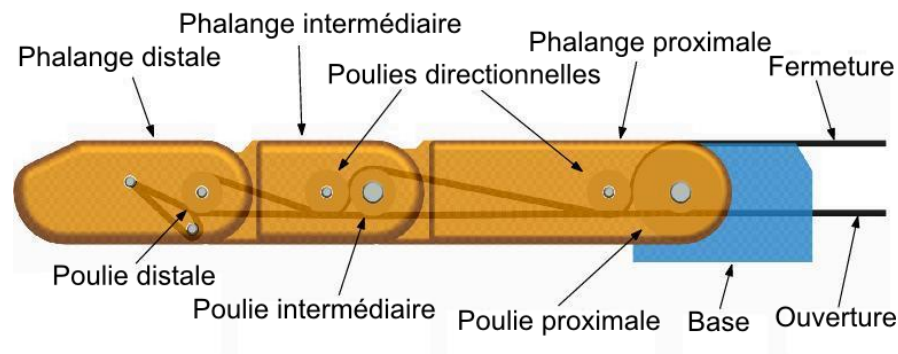


FIGURE 2.4 – Modèle CAO du doigt avec le premier type de routage pour le câble d'actionnement.

2.3.2 Câble d'actionnement, second routage

Dans le second routage, illustré à la figure 2.5, une poulie est rajoutée à la base du doigt afin de déplacer le tendon d'entrée dans le plan du mécanisme de sous-actionnement localisé dans la paume. Grâce à cette poulie à la base du doigt, celle dans la phalange proximale peut être déplacée près de l'articulation intermédiaire. Cela fait en sorte de permettre au câble de rester en contact avec les poulies dans toutes les configurations sans l'utilisation d'une poulie dans la phalange intermédiaire. Le fait de retirer une des poulies a pour effet de minimiser le frottement. Ce routage a été utilisé dans le prototype. Il est à noter que tant que le câble est maintenu en contact avec les poulies, les deux mécanismes sont cinématiquement équivalents.

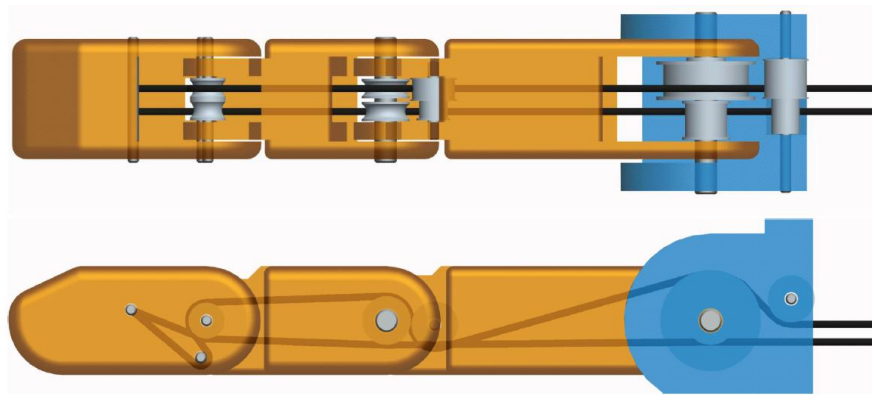


FIGURE 2.5 – Modèle CAO du doigt avec le second type de routage pour le câble d'actionnement.

2.3.3 Ouverture passive du doigt

Comme illustré aux figures 2.4 et 2.5, le tendon utilisé pour effectuer l'ouverture du doigt est aussi attaché dans la phalange distale et dirigé vers la paume où il y est fixé. Comparativement aux tendons d'actionnement, il passe de l'autre côté des axes de rotation des phalanges pour produire l'ouverture du doigt. Ce tendon est toujours en contact avec les poulies aux articulations sans avoir besoin d'autres poulies pour être redirigé, ce qui minimise le frottement. Tout comme les couples d'actionnements, les couples d'ouverture sont indépendants de la configuration du doigt et dépendent uniquement de la tension dans le câble élastique.

2.3.4 Modélisation statique des doigts

Tel que présentées dans [54], les différentes équations du doigt ont été développées afin de mieux comprendre le comportement général du doigt, pour ainsi optimiser les différents paramètres géométriques. Tout d'abord, le modèle statique des doigts a été développé en utilisant la procédure suggérée dans [10]. Selon cette dernière référence, la transmission de force entre l'actionneur (la force du tendon à la base du doigt) et les forces de contact sur les phalanges peut s'écrire comme suit :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{T}^{-T} \mathbf{t} \quad (2.1)$$

où $\mathbf{f} = [f_1, f_2, f_3]^T$ est le vecteur des forces de contact entre les phalanges et l'objet, la matrice \mathbf{J} est triangulaire inférieure qui indique la localisation des contacts (ainsi que le frottement si modélisée). Il s'agit en fait de la matrice Jacobienne du doigt. La matrice \mathbf{T} est la matrice de transmission, caractérisant la transmission utilisée (un tendon dans ce cas) ainsi que sa géométrie. Finalement, le vecteur \mathbf{t} est le vecteur des couples d'actionnement. L'expression analytique des matrices définies plus haut peut être trouvée dans [10] pour les doigts actionnés à l'aide de mécanismes à barres ou de tendons.

2.3.4.1 Séquence de fermeture

Une bonne connaissance des couples internes à chaque articulation du doigt était nécessaire afin de déterminer sa séquence de fermeture. Le modèle retourne l'amplitude du vecteur des couples de sorties, τ , basé sur les vecteurs des couples d'actionnement (τ_a), d'ouverture (τ_r) et de gravité (τ_g). Mathématiquement, on écrit :

$$\tau = \tau_a + \tau_r + \tau_g \quad (2.2)$$

où le vecteur des couples d'actionnement est :

$$\tau_a = \mathbf{T}^{-T} \mathbf{t}. \quad (2.3)$$

La différence entre cette formulation et celle donnée dans [10], notamment l'absence de la matrice \mathbf{J} , provient du fait qu'uniquement les efforts internes sont considérés. La matrice \mathbf{J} est le pont entre les deux types de couples et c'est pour cette raison qu'elle n'est pas utilisée ici. \mathbf{T} est la matrice de transmission indiquant les différents ratios

utilisés entre les articulations. Pour ce design, cette matrice s'exprime comme suit :

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} 1 & \frac{-r_{3a}}{r_{1a}} & \frac{-r_{5a}}{r_{1a}} \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

où r_{1a} , r_{3a} et r_{5a} sont respectivement les rayons des poulies proximales, intermédiaires et distales et \mathbf{t} est le vecteur des couples d'actionnement, défini comme $\mathbf{t} = [Ta, 0, 0]^T$. De façon similaire, le vecteur des couples d'ouverture s'écrit comme suit :

$$\tau_r = \mathbf{T}_r^{-T} \mathbf{t}_r. \quad (2.5)$$

Pour ce design, la matrice de transmission pour l'ouverture du doigt \mathbf{T}_r est exactement la même que pour l'actionnement, sauf pour les diamètres des poulies :

$$\mathbf{T}_r = \begin{bmatrix} 1 & \frac{-r_{3r}}{r_{1r}} & \frac{-r_{5r}}{r_{1r}} \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

où r_{1r} , r_{3r} et r_{5r} sont respectivement les rayons des poulies pour l'ouverture proximales, intermédiaires et distales et \mathbf{t}_r est le vecteur des couples d'ouverture, défini comme $\mathbf{t}_r = [T_r, 0, 0]^T$. Finalement, le vecteur des couples engendrés par la gravité s'écrit comme $\tau_g = [\tau_{g1}, \tau_{g2}, \tau_{g3}]^T$ où les trois composants décrivent l'effet de la gravité sur chacune des articulations :

$$\begin{aligned} \tau_{g1} &= \cos(\phi) ([m_1 g c_{g1} \cos(\gamma_0 + \gamma_1)] \\ &+ [m_2 g (c_{g2} \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2) + l_1 \cos(\gamma_0 + \gamma_1))] \\ &+ [m_3 g (c_{g3} \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3) + l_2 \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2) \\ &+ l_1 \cos(\gamma_0 + \gamma_1))] \end{aligned} \quad (2.7)$$

$$\begin{aligned} \tau_{g2} &= \cos(\phi) ([m_2 g c_{g2} \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2)] \\ &+ [m_3 g (c_{g3} \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3) + l_2 \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2))] \end{aligned} \quad (2.8)$$

$$\tau_{g3} = \cos(\phi) (m_3 g c_{g3} \cos(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3)) \quad (2.9)$$

où g est l'accélération gravitationnelle, m_i est la masse de la $i^{\text{ème}}$ phalange, c_{gi} est la distance de la $i^{\text{ème}}$ articulation au centre de masse de la $i^{\text{ème}}$ phalange et l_i est la longueur de la $i^{\text{ème}}$ phalange. De plus, ϕ et γ_0 sont les deux premiers angles de Tait-Bryan qui sont utilisés ici pour décrire l'orientation de la main (tangage et roulis).

Finalement, l'angle γ_i décrit la rotation de la $i^{\text{ème}}$ articulation du doigt. Les matrices de rotation des deux premiers angles de Tait-Bryan sont les suivantes :

$$\mathbf{Q}_\phi = \begin{bmatrix} \cos\phi & 0 & \sin\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi & 0 & \cos\phi \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

$$\mathbf{Q}_{\gamma_0} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma_0 & -\sin\gamma_0 \\ 0 & \sin\gamma_0 & \cos\gamma_0 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

2.4 Design du pouce

Plusieurs innovations ont été introduites dans le pouce du prototype présenté ici. Comme les doigts, le pouce est maintenant composé de deux rangées indépendantes de câbles et poulies, l'une pour la fermeture et l'autre pour l'ouverture. Cependant, un changement d'axe est présent entre les phalanges proximale et intermédiaire afin d'explorer les possibilités de mouvement hors du plan et pour élargir la variété de prises possibles. Plus précisément, l'articulation proximale du pouce est perpendiculaire aux axes du doigt, permettant ainsi un mouvement latéral du pouce. L'articulation intermédiaire est tournée à 25 degrés des axes des doigts (à 65 degrés de l'axe de l'articulation proximale du pouce) et pointe vers le centre de la main. Cette rotation permet un comportement plus anthropomorphe et l'expérimentation a montré une amélioration de la qualité des prises. Afin de réaliser un tel désaxement entre les articulations proximale et intermédiaire, quatre poulies sont utilisées afin de gérer le routage des câbles. Les phalanges intermédiaires et distales sont similaires à celles des autres doigts, mais elles utilisent le premier routage d'actionnement et la poulie à l'articulation intermédiaire est plus grosse afin d'obtenir davantage de force du pouce. Ce dernier est illustré à la figure 2.6.

Dans ce design spécifique, on souhaite obtenir deux configurations possibles du pouce : une opposant les autres doigts et l'autre positionnée latéralement par rapport aux autres doigts. Cette nouvelle fonctionnalité devrait permettre de ramasser des objets sur des surfaces planes plus facilement, tout en gardant les performances des prises palmaires. La configuration avec le pouce faisant face aux autres doigts est principalement utilisée pour des prises palmaires (sphériques ou cylindriques). Elle peut aussi

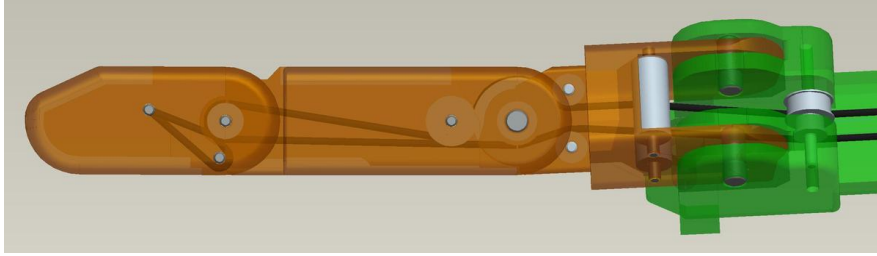
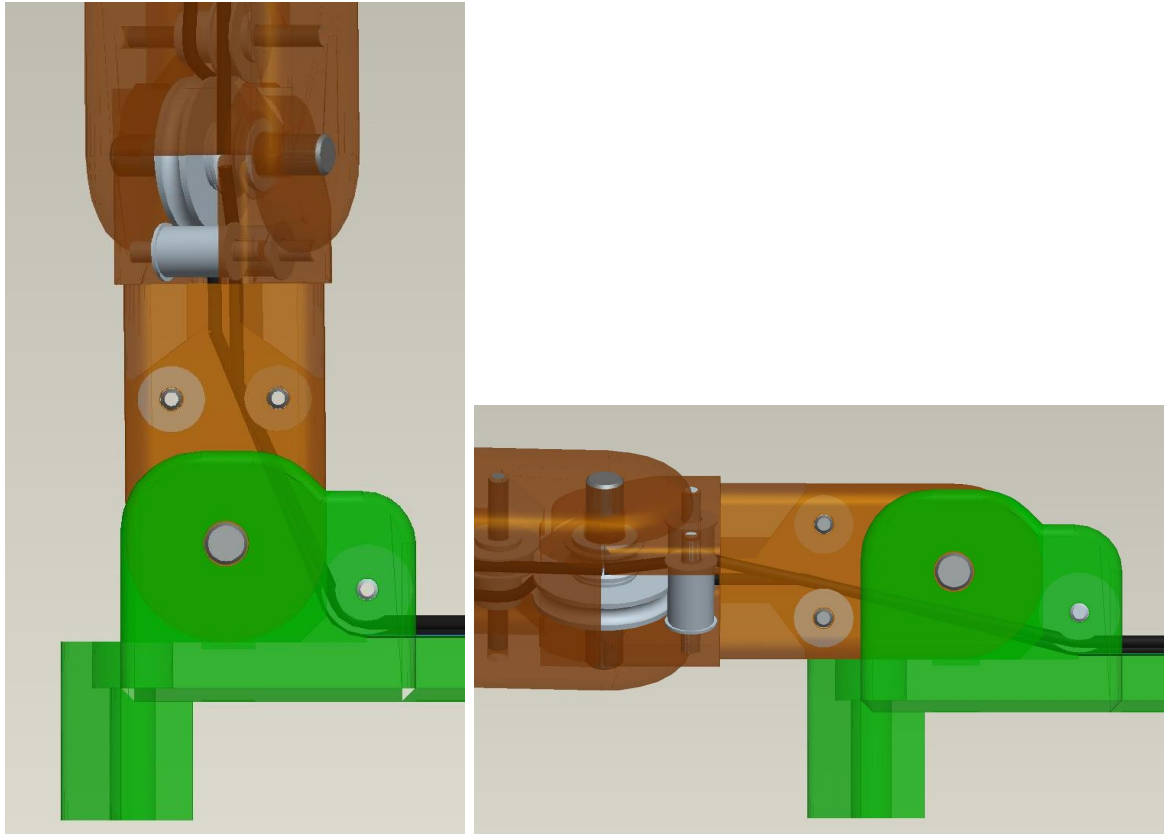


FIGURE 2.6 – Modèle CAO du pouce.

être utilisée afin d'effectuer une prise de type pulpaire entre le pouce et l'index, mais avec une stabilité limitée. La configuration avec le pouce positionné latéralement permet d'effectuer des prises latérales. Dans cette configuration, la large surface du doigt fermé permet davantage de stabilité. Afin de choisir quelle configuration à utiliser, une première option consisterait à inclure un actionneur additionnel, ce qui complexifie significativement la main considérant que tout ce qui est nécessaire est un simple changement entre les deux configurations. L'option suggérée est de s'assurer que le pouce reste naturellement dans une ou l'autre des configurations. Le passage d'une position à l'autre se fait simplement en poussant latéralement sur le pouce avec l'autre main ou sur un objet fixe. Afin d'obtenir cette fonctionnalité, les câbles d'actionnement (fermeture et ouverture) peuvent passer à travers la première articulation quand le pouce est déplacé latéralement (voir figure 2.7). Ensuite, pour chaque configuration, l'ouverture passive réalisée par le câble élastique tend à garder le pouce en place. Il est à noter que le câble servant à la fermeture du pouce est légèrement relâché lorsqu'il n'est pas actionné, ce qui facilite le changement de configuration. Ensuite, quand le pouce est fermé, le câble de fermeture aide aussi à garder le pouce en place.

2.5 Mécanisme pour sous-actionner les doigts

Le prototype présenté ici peut être utile pour tester différents mécanismes de transmission entre les doigts. En effet, un espace relativement large est prévu à cet effet dans la paume. Quelques mécanismes permettant le sous-actionnement entre les doigts ont été développés (voir [4] et voir le chapitre précédent). Un des mécanismes parmi les plus prometteurs est celui présenté à la section 1.4 (voir figures 1.12 et 1.14). Le pouce est couplé avec les quatre autres doigts en attachant directement son tendon avec celui de l'actionnement. Tel que discuté dans [39], cette configuration donne de



(a) Configuration opposant le centre de la paume

(b) Configuration latérale

FIGURE 2.7 – Modèle CAO du routage des tendons du pouce à l'articulation proximale.

bons résultats pratiques, principalement puisque le pouce travaille en opposition avec les quatre autres doigts. Pour plus de détail sur le fonctionnement de ce mécanisme, se référer à la section 1.4 du chapitre précédent.

2.6 Description générale de la main

Le prototype de main prothétique est illustré aux figures 2.8 et 2.9. Il est fabriqué en plastique en utilisant le prototypage rapide. La connexion entre la main et la prothèse d'avant bras se fait par l'entremise d'un arbre en acier avec des filets à chacune de ses extrémités. Cet arbre est inséré de façon serrée dans une partie en plastique et le bout pointant à l'intérieur de la main est fixé à l'aide d'un écrou. Pour ce qui est de l'autre extrémité, un petit adaptateur y est vissé pour que la main soit compatible

avec la prothèse d'avant bras. Pour l'actionnement de la main, le câble principal qui actionne le mécanisme dans la paume est simplement attaché au câble d'acier de la prothèse. Cette dernière est actionnée via un harnais par le mouvement des épaules de l'utilisateur. Il est à noter qu'une poignée peut être attachée à la main (voir figure 2.8) pour être en mesure de l'actionner manuellement. Plusieurs objets ont été saisis avec des prises palmaires (balles, verre à vin, bouteille, etc.), pulpaire (écrou, petite boîte, etc.) et latérales (ressort, fourchette, papier, pièce de monnaie, etc.). Comme prévu, la prise latérale est davantage stable que la prise pulpaire entre le pouce et l'index. Des exemples sont illustrés à la figure 2.9.

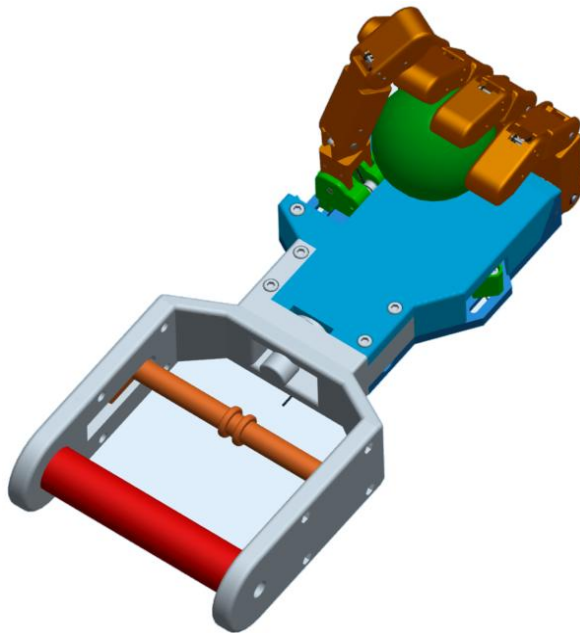
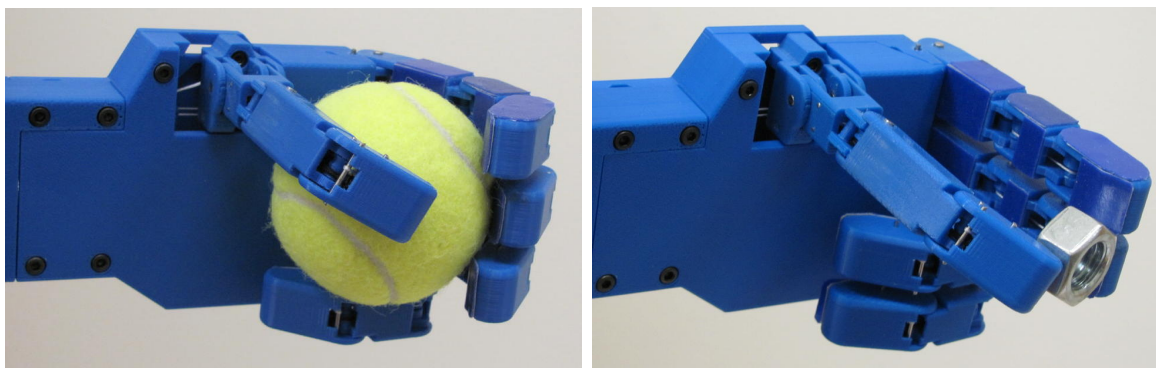


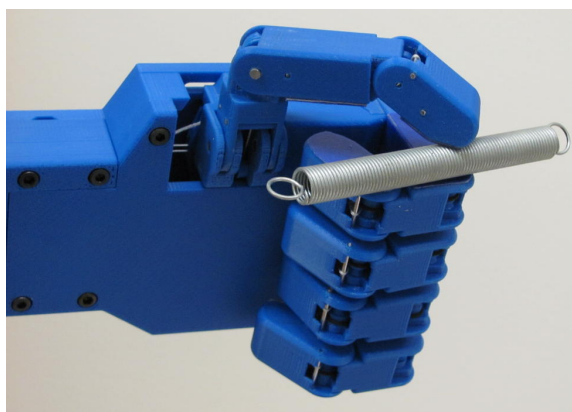
FIGURE 2.8 – CAO de la main sous-actionnée avec la poignée d'actionnement.

Afin d'estimer l'amélioration de l'efficacité de la main prothétique (en ce qui concerne le frottement) par rapport aux versions précédentes développées au laboratoire de robotique, des mesures de force sur un objet saisi ont été réalisées avec un montage similaire à celui utilisé dans [39]. L'actionnement principal et la force sur les doigts (en contact avec un objet cylindrique) sont appliqués et mesurés à l'aide de deux dynamomètres numériques. Deux situations furent étudiées pour considérer les deux directions possibles de frottement dans le système afin de calculer l'efficacité du préhenseur. Premièrement, les doigts sont fermés sur l'objet, ce qui reproduit les conditions correspondant à la prise d'un objet. Les deux forces sont mesurées au moment où un léger mouvement se produit dans la direction de l'actionnement. Dans ce cas, le ratio de la force de contact

des doigts sur la force d'actionnement est appelé R_{s1} . Deuxièmement, l'objet est poussé sur les doigts, ce qui correspond à une force externe appliquée sur l'objet saisi. Les deux forces sont mesurées au moment où un léger mouvement se produit dans la direction inverse de l'actionnement. Pour cette situation, le ratio de la force de contact des doigts sur la force d'actionnement est appelé R_{s2} . L'efficacité peut alors être estimée à partir du ratio entre les deux rapports de forces mesurées comme suit : $\sqrt{R_{s1}/R_{s2}}$. Pour ce prototype, l'efficacité calculée avec cette approche est de 0.70. Il s'agit d'un progrès considérable par rapport à l'efficacité du prototype précédent qui était de 0.35. Cette nette amélioration d'efficacité augmente la capacité de la main à appliquer des forces de serrage. Toutefois, davantage de force d'actionnement est nécessaire pour résister à des forces externes appliquées sur un objet saisi.



(a) Préhension d'une balle de tennis avec une prise palmaire (b) Préhension d'un écrou avec une prise pulpaire



(c) Préhension d'un ressort avec une prise latérale

FIGURE 2.9 – La main prothétique sous-actionnée.

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre, le design d'une main prothétique est présenté. Les travaux sont basés sur une main robotique anthropomorphe développée antérieurement. Le mécanisme de sous-actionnement des doigts est amélioré afin de réduire le frottement et d'obtenir une force de transmission constante. Aussi, le prototype est conçu pour tester différents mécanismes de sous-actionnement entre les doigts. Un mécanisme prometteur, basé sur le principe de bascules, est proposé. Cela a pour effet de réduire le frottement et d'améliorer le comportement. Finalement, un nouveau pouce, qui permet des mouvements en dehors d'un simple plan est introduit. Ce pouce permet de réaliser les trois principales catégories de prises, soit palmaires, pulpaire et latérales. L'expérimentation effectuée sur le prototype jusqu'à présent démontre l'efficacité de chaque type de prise et l'évaluation de son efficacité a confirmé une réduction significative du frottement dans la main. Par contre, une quantité de travail significative est toujours nécessaire afin de résoudre les différents problèmes rencontrés dans le domaine prothétique, comme l'esthétique, les moyens d'actionnement, le recouvrement (gant) et d'autres facteurs. Plusieurs de ces aspects sont améliorés dans le design du préhenseur final présenté au chapitre 4.

Chapitre 3

Notions de stabilité pour les doigts sous-actionnés

La capacité des mains sous-actionnées à saisir de petits objets est très limitée puisque les prises pulpaire sont normalement instables. Le but de ce chapitre est de réaliser une prise de type pulpaire (avec les phalanges distales uniquement) étant stable à l'aide de simples modifications de design aux phalanges distales des doigts. Ces modifications comprennent la courbure de la surface de contact de la phalange distale, l'introduction d'une limite mécanique pour éviter l'hyperextension de la phalange distale et l'application d'une articulation compliant entre les phalanges proximales et distales. Un modèle est développé pour calculer les conditions limites des dimensions du doigt afin de réaliser des prises pulpaire stables pour différentes tailles d'objets. Une plate-forme expérimentale est utilisée pour tester la stabilité de prise et pour vérifier les résultats calculés. Il est montré que de telles prises stables existent avec la combinaison d'une phalange distale concave et d'une limite mécanique ou simplement avec une articulation compliant et ce, si les conditions limites des dimensions du doigt sont respectées.

3.1 Introduction

Les mains robotiques sous-actionnées peuvent saisir différents objets puisque les doigts s'adaptent automatiquement à leur forme. En effet, plusieurs exemples [10, 34, 60] montrent que le principe du sous-actionnement conduit à des mains agiles, légères, faciles à contrôler et qui engendrent des coûts relativement faibles. L'adaptation des doigts à la forme des objets est particulièrement utile pour les prises palmaires [64]. Toutefois, ce type de prise n'est pas toujours réalisable, par exemple lorsque les objets sont petits ou lorsqu'ils sont approchés par le dessus. Dans ces cas, l'objet doit être saisi uniquement avec les phalanges distales. Tel que clarifié à la section 2.1, ce type de prise peut être appelé de différentes façons : prise de précision [27, 64], prise pulpaire [21] ou prise en bouts de doigts [76]. Encore une fois, le terme *prise pulpaire* est utilisé dans ce mémoire pour référer à une configuration où l'objet est en équilibre et qu'il est saisi uniquement avec les phalanges distales. Il a été souvent rapporté que ce type de prise est difficile à réaliser avec des doigts sous-actionnés [11, 39, 55]. Dans [47], il est expliqué que cela est causé par l'instabilité des configurations d'équilibre des prises pulpaire, où *instable* veut dire que l'énergie potentielle du système de la main et l'objet dans cette configuration n'est pas un minimum local. Cela veut dire que la réalisation de telles prises par les mains sous-actionnées est impossible sans l'application d'une modification spécifique au design. Généralement, un matériau avec un grand coefficient de frottement (comme la peau d'un doigt humain) peut améliorer la capacité à réaliser des prises pulpaire. D'autres solutions ont été proposées, par exemple la main SARAH [55] et la TWIX-hand [7] utilisent un mécanisme additionnel afin de garder les phalanges distales parallèles tant qu'il n'y a pas de contact avec les autres phalanges. Aussi, la main RobotIQ [1] offre différents modes de préhension, dont un qui permet aussi de garder les phalanges distales parallèles. L'ajout d'un mécanisme supplémentaire aux doigts ou le passage d'un mode à un autre compliquent significativement le design. Aussi, d'autres mécanismes ont été proposés comme une solution plus simple pour garder les phalanges distales parallèles [5, 8], mais une grande quantité de frottement et une bonne planification de trajectoire de fermeture des doigts restent nécessaires pour réaliser la prise de façon stable. Si ces conditions ne sont pas satisfaites, une prise pulpaire stable n'existe simplement pas.

Le but de ce chapitre est donc de réaliser une prise pulpaire stable avec des doigts sous-actionnés en n'utilisant que de simples modifications de design. L'effet de ces

modifications de design sur la stabilité de prise est étudié avec un modèle qui considère que les doigts et l'objet forment un système sans frottement. En d'autres mots, l'énergie potentielle doit être un minimum local dans la configuration d'équilibre de la prise pulpaire. Les résultats de ce modèle et l'efficacité des modifications de design proposés sont vérifiés expérimentalement. La pertinence de ces travaux provient du fait que l'existence de prises pulpaires ne dépend plus du frottement sur la surface de contact des doigts. De plus, la grande précision de la planification de trajectoire des doigts n'est plus nécessaire puisque cette plage de stabilité attire maintenant les objets vers la configuration d'équilibre. Finalement, ces travaux conduisent à la compréhension de la stabilité dans les doigts sous-actionnés.

La structure du chapitre présent est la suivante. Tout d'abord, le modèle utilisé pour calculer la stabilité d'une prise pulpaire entre des phalanges distales droites est introduit. Ensuite, trois modifications au design des doigts sont proposées et la stabilité de prise est alors calculée en fonction des paramètres de design. Un montage expérimental servant à mesurer la stabilité est décrit. Les résultats calculés et mesurés des configurations d'équilibres stables sont ensuite présentés. De plus, une approche graphique permettant la visualisation des conditions limites sur les paramètres de design nécessaires à la stabilité est présentée. Finalement, l'efficacité des trois modifications de design est discutée et quelques conclusions sont présentées.

3.2 Méthodes et Matériel

La section suivante présente les modèles mathématiques et la méthode utilisés pour réaliser l'étude. Tout d'abord, un préhenseur à deux doigts sous-actionnés comprenant deux phalanges droites par doigt est utilisé comme référence afin de développer un modèle et de calculer la stabilité de prise. Ensuite, trois modifications au design des doigts sont proposées et le modèle est adapté afin de calculer l'existence d'une prise pulpaire stable et la position des configurations d'équilibres. De plus, ce modèle est utilisé afin d'obtenir les conditions limites pour les nouveaux paramètres de design afin d'obtenir une prise pulpaire stable. Un montage expérimental qui a été utilisé pour tester la stabilité et mesurer la position des configurations d'équilibres est décrit à la section 3.2.4.

3.2.1 Préhenseur de référence et modèle

Les doigts du préhenseur de référence sont composés d'une phalange proximale droite de longueur L_1 et d'une phalange distale droite d'une longueur L_2 . L_0 est la distance entre l'articulation proximale et la ligne centrale (c'est-à-dire la moitié de la largeur de la paume). Ces dimensions sont montrées à la figure 3.1. Les phalanges sont actionnées par un système poulies-câble, où la poulie à l'articulation distale a un rayon r_2 et est attachée à la phalange distale. La poulie à l'articulation proximale a un rayon r_1 et elle peut tourner librement par rapport à son axe. La force de tension dans le câble F_a est constante. Les dimensions L_0 , L_1 , L_2 , r_2/r_1 sont considérés comme des paramètres de design. Seules les phalanges distales sont en contact avec l'objet, qui est de forme cylindrique avec un rayon R_{obj} . Il est lui aussi libre de tourner dans le plan (x, y) . Le frottement et l'inertie sont négligées. La stabilité peut être déterminée par le signe des valeurs propres de la matrice hessienne de l'énergie potentielle du mécanisme. Cette matrice est obtenue avec la dérivée seconde de l'énergie potentielle V du système. En faisant l'hypothèse d'une force d'actionnement F_a constante, V peut être calculé comme suit :

$$V = -F_a r_1 \left(\theta_{R,1} + \theta_{L,1} + \frac{r_2}{r_1} (\theta_{R,2} + \theta_{L,2}) \right) \quad (3.1)$$

où $\theta_{i,j}$ est la rotation des phalanges avec le premier indice indiquant le doigt de droite (R) ou de gauche (L) et le second indice indiquant la phalange proximale ($_1$) ou distale ($_2$). Un signe négatif est placé devant l'équation puisqu'une augmentation de θ_1 et θ_2 engendre un niveau d'énergie plus bas. Les équations de contraintes qui décrivent le contact entre les phalanges distales et l'objet sont les suivantes :

$$\begin{aligned} L_0 + L_1 \cos \theta_{R,1} + p_{R,2} \cos(\theta_{R,1} + \theta_{R,2}) - X_{obj} - R_{obj} \sin(\theta_{R,1} + \theta_{R,2}) &= 0 \\ L_1 \sin \theta_{R,1} + p_{R,2} \sin(\theta_{R,1} + \theta_{R,2}) - Y_{obj} + R_{obj} \cos(\theta_{R,1} + \theta_{R,2}) &= 0 \\ -L_0 - L_1 \cos \theta_{L,1} - p_{L,2} \cos(\theta_{L,1} + \theta_{L,2}) - X_{obj} + R_{obj} \sin(\theta_{L,1} + \theta_{L,2}) &= 0 \\ L_1 \sin \theta_{L,1} + p_{L,2} \sin(\theta_{L,1} + \theta_{L,2}) - Y_{obj} + R_{obj} \cos(\theta_{L,1} + \theta_{L,2}) &= 0 \end{aligned} \quad (3.2)$$

où $p_{R,2}$ et $p_{L,2}$ sont les positions des points de contact avec l'objet sur les phalanges distales. Ce mécanisme comprend quatre degrés de liberté lorsque seules les phalanges distales sont en contact avec l'objet. Afin d'exprimer $\theta_{R,2}$ et $\theta_{L,2}$ en fonction des coordonnées généralisées X_{obj} , Y_{obj} , $\theta_{R,1}$ ou $\theta_{L,1}$, il est premièrement nécessaire d'exprimer $p_{R,2}$ et $p_{L,2}$ en fonction des autres variables et coordonnées en réarrangeant la première et la troisième équation de contrainte. Il est important de mentionner que ces coordonnées généralisées ont été sélectionnées afin d'obtenir les équations géométriques les plus simples. Ces fonctions sont alors substituées dans la seconde ou quatrième équation de

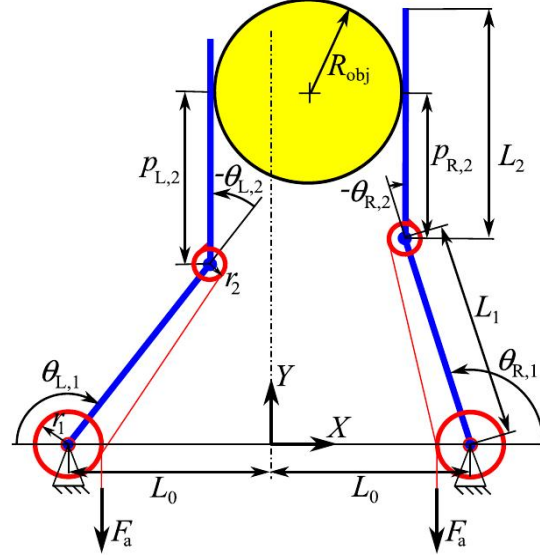


FIGURE 3.1 – Dessin schématique du préhenseur sous-actionné de référence.

contrainte et résolues pour obtenir $\theta_{R,2}$ et $\theta_{L,2}$. Deux solutions sont trouvées. La bonne solution peut être déduite après l'évaluation numérique avec les différents paramètres de design. Ces formulations trouvées de $\theta_{R,2}$ et $\theta_{L,2}$ sont substituées dans l'équation 3.1 pour exprimer l'énergie potentielle V en fonction des coordonnées généralisées. Par la suite, la matrice hessienne ou dérivée seconde de V par rapport aux quatre degrés de liberté peut être calculée. Toutefois, les expressions analytiques des éléments de la matrice sont très complexes. Donc, cette matrice 4×4 est évaluée numériquement pour une plage de paramètres de design afin de pouvoir calculer les valeurs propres et de vérifier leur signe.

Pour calculer la valeur numérique des coordonnées généralisées à une configuration d'équilibre, les propriétés symétriques du préhenseur de référence et de l'objet sont utilisées. Cela implique que $X_{obj} = 0$, $p_{R,2} = p_{L,2}$, $\theta_{R,1} = \theta_{L,1} = \theta_1$, $\theta_{R,2} = \theta_{L,2} = \theta_2$. Les coordonnées généralisées sont maintenant Y_{obj} et θ_1 . À l'aide des équations d'équilibre statique, on trouve $\theta_1 + \theta_2 = \pi/2$ et $L_0 + L_1 \cos \theta_1 = R_{obj}$. La position du contact p_2 est maintenant la seule inconnue pour déterminer la position d'équilibre Y_{obj} (voir équation 3.2). Pour calculer p_2 , un diagramme des corps libres et l'équilibre des moments à l'articulation proximale peuvent être utilisés. On trouve ainsi :

$$F_a r_1 = F_2 (p_2 + L_1 \cos \theta_2) \quad (3.3)$$

où F_2 est la force de contact entre la phalange distale et l'objet qui peut être obtenue

avec l'équilibre statique de la phalange distale :

$$F_2 = \frac{F_a r_2}{p_2}. \quad (3.4)$$

En combinant les équations 3.3, 3.4 et $\theta_2 = \pi/2 - \theta_1$ et en réarrangeant les termes, on obtient :

$$p_2 = \frac{\frac{r_2}{r_1} L_1 \sin \theta_1}{1 - \frac{r_2}{r_1}} \quad (3.5)$$

où $0 < p_2 \leq L_2$ afin d'avoir un point de contact réel. Il peut être vérifié que la substitution de cette configuration d'équilibre dans la dérivée première de V donne effectivement un vecteur nul. La substitution de la solution numérique dans la dérivée seconde de V donne la matrice hessienne à la configuration d'équilibre. La configuration d'équilibre calculée est seulement stable si toutes les valeurs propres de la matrice hessienne sont positives.

La configuration d'équilibre et les quatre valeurs propres de la matrice hessienne ont été calculées pour L_0 entre 10 – 80 mm, L_1 entre 40 – 120 mm et r_2/r_1 entre 0.2 – 0.8. Aussi, $L_2 = 160 - L_1$ (longueur constante du doigt), $R_{obj} = 20$ mm et $F_a r_1 = 1000$ Nmm. Pour toutes les combinaisons de ces valeurs, une ou même deux valeurs propres étaient négatives. Cela indique qu'aucune prise pulpaire stable n'a été trouvée avec deux doigts et deux phalanges droites. Donc, des modifications au design sont nécessaires afin d'obtenir une telle prise stable.

3.2.2 Modifications au design et modèle

Trois modifications au design du préhenseur de référence sont proposées afin d'obtenir une prise pulpaire stable. La première modification est de changer la forme de la phalange distale avec une courbure concave. À elle seule, cette modification n'a pas d'effet sur la stabilité, mais elle modifie la configuration du doigt. La seconde modification est d'appliquer une butée mécanique entre les phalanges proximales et distales afin de prévenir l'hyperextension de l'articulation distale. Cela a pour effet de réduire le nombre de degrés de liberté du doigt lors d'une prise pulpaire tout en gardant la possibilité d'effectuer des prises palmaires avec les plus gros objets. La troisième modification est d'appliquer un ressort de torsion aux articulations, ce qui permet l'ajustement de la forme de la surface de l'énergie potentielle du mécanisme. Afin de simplifier les calculs, uniquement le doigt de gauche du préhenseur est considéré et l'objet est contraint à se

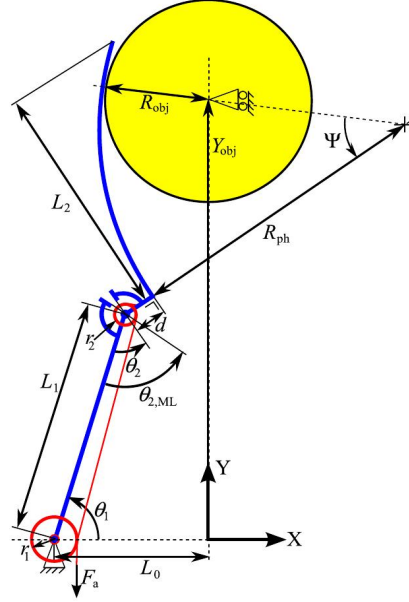


FIGURE 3.2 – Dessin schématique du doigt gauche en contact avec un objet, incluant une phalange distale concave et une butée mécanique entre les phalanges à $\theta_2 = \theta_{2,ML}$.

déplacer sur la ligne de symétrie (dans la direction y). Conséquentment, la stabilité de l'objet dans la direction x n'est pas considérée et $X_{obj} = 0$.

3.2.2.1 Phalange distale courbée

Les équations de contrainte pour les points de contact entre l'objet et la phalange distale concave peuvent être obtenues à l'aide de la figure 3.2. On fait l'hypothèse que la courbure des phalanges est circulaire avec un rayon R_{ph} . Quand $\theta_2 = 0$, la phalange distale est tangente à la phalange proximale, mais avec un décalage d dû à l'épaisseur de la phalange. La position du point de contact sur la phalange distale est alors représentée par l'angle Ψ (voir figure 3.2). Les équations de contrainte projetées dans les directions x et y sont formulées comme suit :

$$\begin{aligned} -L_0 + L_1 \cos \theta_1 + (R_{ph} + d) \cos \alpha - (R_{ph} - R_{obj}) \cos(\alpha - \Psi) &= 0 \\ L_1 \sin \theta_1 + (R_{ph} + d) \sin \alpha - (R_{ph} - R_{obj}) \sin(\alpha - \Psi) - Y_{obj} &= 0 \end{aligned} \quad (3.6)$$

où $\alpha = \theta_1 + \theta_2 - \pi/2$, et $X_{obj} = 0$. Ces deux équations de contrainte peuvent être utilisées pour exprimer θ_2 en fonction des coordonnées généralisées Y_{obj} et θ_1 . Il était nécessaire d'éliminer Ψ avant de calculer θ_2 . Cette élimination a été réalisée en isolant les termes contenant Ψ d'un côté du signe d'égalité. Ensuite, les deux équations ont été élevées au carré, additionnées et résolues pour obtenir θ_2 . Deux solutions furent trouvées et celle

correspondant à notre mécanisme fut choisie après l'évaluation numérique de tous les paramètres. Cette expression pour θ_2 peut être insérée dans la formulation de l'énergie potentielle du préhenseur, saisissant un objet cylindrique avec les phalanges distales concaves :

$$V = F_a r_1 \left(\theta_1 + \frac{r_2}{r_1} \theta_2 \right). \quad (3.7)$$

La stabilité d'une configuration d'équilibre d'une prise pulpaire est déterminée par l'évaluation des deux valeurs propres λ_i de la matrice hessienne de V à la configuration d'équilibre. Cette matrice prend donc la forme suivante :

$$H(\theta_1, Y_{obj}) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 V}{\partial \theta_1^2} & \frac{\partial^2 V}{\partial \theta_1 \partial Y_{obj}} \\ \frac{\partial^2 V}{\partial \theta_1 \partial Y_{obj}} & \frac{\partial^2 V}{\partial Y_{obj}^2} \end{bmatrix}. \quad (3.8)$$

Pour déterminer les valeurs de Y_{obj} et θ_1 pour lesquelles une prise pulpaire est réalisée, deux conditions d'équilibres de l'objet et du doigt sont appliquées. L'objet est en équilibre statique si la composante de la force de contact dans la direction x est nulle :

$$F_2 \sin(\alpha - \Psi) = 0. \quad (3.9)$$

Le doigt est en équilibre si le moment résultant sur la phalange proximale est nul :

$$F_2 ((R_{ph} + d) \sin \Psi + L_1 \cos(\Psi - \theta_2)) - F_a r_1 = 0 \quad (3.10)$$

où F_2 vaut :

$$F_2 = \frac{r_2 F_a}{(R_{ph} + d) \sin \Psi}. \quad (3.11)$$

La résolution des équations de contrainte (3.6) et des équations d'équilibre (3.9 et 3.10) donne Y_{obj} , θ_1 , θ_2 , et Ψ pour lesquels le doigt et l'objet sont en configuration d'équilibre. Il est à noter que l'inégalité suivante doit être satisfaite pour avoir un point de contact sur la partie physique de la phalange concave :

$$0 < R_{ph} \sin \Psi \leq L_2. \quad (3.12)$$

Quand R_{ph} est très grand, la phalange distale est sensiblement droite. Il peut être vérifié que les configurations d'équilibre et leur stabilité sont semblables aux valeurs calculées pour le modèle de référence.

3.2.2.2 Butée mécanique

Il a aussi été proposé d'appliquer une butée mécanique à la rotation de la phalange distale, courbée ou droite. Les degrés de liberté du système se réduisent alors à un lorsque la phalange distale est en contact avec la butée mécanique. Dans ce cas, θ_2 est une valeur constante (c'est-à-dire $\theta_2 = \theta_{2_{ML}}$, voir figure 3.2), où $\theta_{2_{ML}}$ est une nouvelle variable de design. Les équations de contrainte de l'équation 3.6 s'appliquent toujours et sont utilisées pour exprimer θ_1 en fonction de la seule coordonnée généralisée Y_{obj} d'une façon semblable à celle décrite dans la section précédente. La substitution de cette expression de θ_1 dans l'équation 3.7 donne la formulation de l'énergie potentielle V en fonction de Y_{obj} . La stabilité d'une position d'équilibre est alors vérifiée par le signe de $\partial^2 V / \partial Y_{obj}^2$. La phalange distale est seulement pressée contre la butée mécanique si le couple d'actionnement appliqué à la phalange distale est plus petit que le couple appliqué par la force de contact F_2 :

$$r_2 F_a \leq F_2 (R_{ph} + d) \sin \Psi \quad (3.13)$$

où F_2 est calculé avec l'équilibre statique des moments à l'articulation proximale du doigt :

$$F_2 = \frac{r_1 F_a}{(R_{ph} + d) \sin \Psi + L_1 \cos(\Psi - \theta_2)}. \quad (3.14)$$

Si la contrainte donnée par l'équation 3.13 n'est pas satisfaite, cela indique que la phalange distale n'est pas en contact avec la butée mécanique. Donc, les équations 3.10 et 3.11 s'appliquent comme s'il n'y avait pas de butée mécanique.

Pour une prise pulpaire, la condition d'équilibre de l'objet doit aussi être satisfaite (équation 3.9). Pour calculer la configuration d'équilibre, les équations 3.6 et 3.9 sont résolues pour obtenir la valeur de Y_{obj} , θ_1 et Ψ . Il est à noter que pour la configuration d'équilibre calculée, les inégalités 3.12 et 3.13 doivent être satisfaites. Autrement, le point de contact n'existe pas sur la partie physique de la phalange ou la phalange distale n'est pas en contact avec la butée mécanique.

3.2.2.3 Articulation compliant

Quand des ressorts sont utilisés dans les articulations, la formulation de l'énergie potentielle V est modifiée. Cette étude ne considère que l'effet d'un ressort de torsion

linéaire à l'articulation distale, avec une phalange concave ou droite. En supposant une raideur en torsion K et un angle initial θ_{2_0} , V s'écrit comme suit :

$$V = F_a r_1 \left(\theta_1 + \frac{r_2}{r_1} \theta_2 \right) + \frac{1}{2} K (\theta_2 - \theta_{2_0})^2. \quad (3.15)$$

Il est important de mentionner que cette modification ajoute un terme à V qui n'est pas dépendant de F_a . L'effet d'ajouter un ressort de torsion avec une raideur quelconque dépend donc de la grandeur de la force d'actionnement. Pour déterminer la valeur de Y_{obj} et θ_1 à une position d'équilibre, les équations de contraintes 3.6 et la condition d'équilibre de l'objet et du doigt sont appliquées (équations 3.9 et 3.10). Il est à noter que pour cette modification de design, le couple du ressort est maintenant considéré pour calculer la force de contact sur la phalange distale F_2 :

$$F_2 = \frac{r_2 F_a + K (\theta_2 - \theta_{2_0})}{(R_{ph} + d) \sin \Psi}. \quad (3.16)$$

Une configuration d'équilibre est valide si l'équation 3.12 est satisfaite et si F_2 est positif (c'est-à-dire en compression). Cette configuration est stable si la matrice hessienne de l'équation 3.15 est définie positive.

3.2.3 Conditions limites

Un des objectifs de ces travaux était d'obtenir des formules analytiques exprimant la relation entre les paramètres de design et la taille de l'objet afin d'obtenir des prises stables. Toutefois, même si les expressions symboliques de l'énergie potentielle du mécanisme et des positions d'équilibre ont été obtenues, les formules analytiques désirées étaient trop complexes pour pouvoir être interprétées. Donc, l'évaluation numérique de ces formules a été utilisée afin de déterminer les configurations d'équilibre et leur stabilité pour une plage de valeurs des paramètres de design (choisis arbitrairement). Les valeurs choisies de ces paramètres sont présentées au tableau 3.1, où ceux qui sont gardés constants sont séparés de ceux qui ont été variés. Des objets de rayons $R_{obj} = 20, 40, \text{ et } 55$ mm ont été utilisés. Ces dimensions ont été choisies afin d'avoir un objet plus petit, un égal et un plus gros que la largeur de la paume L_0 . Après un examen de la stabilité de prise pour ces dimensions de paramètres, des conditions limites pour obtenir des prises pulpaire stables sont obtenues. Ces résultats sont présentés à la section 3.3.3.

Tableau 3.1 – Valeurs et plages numériques des paramètres constants et variables.

Paramètres constants :			
L_0	40	mm	Demi-largeur de la paume
L_1	80	mm	Longueur de la phalange proximale
L_2	85	mm	Longueur de la phalange distale
F_a	12.8	N	Tension dans le câble
r_2	4.7	mm	Rayon de la poulie distale
Paramètres variables :			
r_1	[6, 20]	mm	Rayon de la poulie proximale
R_{ph}	[80, 250]	mm	Rayon de la phalange distale
$\theta_{2_{ML}}$	[-1, 1.5]	rad	Angle d'extension maximal de la phalange distale
K	[0, 200]	Nmm/rad	Raideur du ressort à l'articulation distale
θ_{2_0}	[-1, 1.5]	rad	Angle initial du ressort

3.2.4 Expérimentation

Le but de l'expérimentation est de vérifier les configurations d'équilibre ainsi que leur stabilité qui ont été calculées avec le modèle. Le montage expérimental comprend un doigt sous-actionné et un objet cylindrique pouvant se déplacer sur la ligne de symétrie (voir figure 3.3). Le doigt sous-actionné a deux phalanges, la proximale étant droite et d'une longueur de $L_1 = 80$ mm. La phalange distale peut être facilement échangée pour obtenir différents rayons R_{ph} , mais avec une épaisseur constante d . Une poulie avec un rayon $r_2 = 4.7$ mm était fixée à l'arbre de la phalange distale. Un câble était attaché à cette poulie et était enroulé autour d'une poulie libre de tourner sur elle-même à l'articulation proximale avec un rayon r_1 . Une tension constante (12.8 N) était appliquée au câble à l'aide de masses suspendues. La distance de l'articulation proximale à la ligne de symétrie était $L_0 = 40$ mm. Une butée mécanique pouvait être vissée sur le dessus de la phalange proximale pour limiter l'extension de la phalange distale à $\theta_{2_{ML}} = 0.78$ rad (ou 1.22 rad avec la phalange distale droite). L'objet est un disque de rayon R_{obj} pouvant tourner librement sur un arbre afin de simuler un environnement sans frottement de contact entre l'objet et le doigt. L'arbre de l'objet était monté sur un capteur de force fabriqué à l'aide de ressorts à lames parallèles et de quatre jauges de contraintes (voir [48]). Ce capteur mesure la résultante des forces de

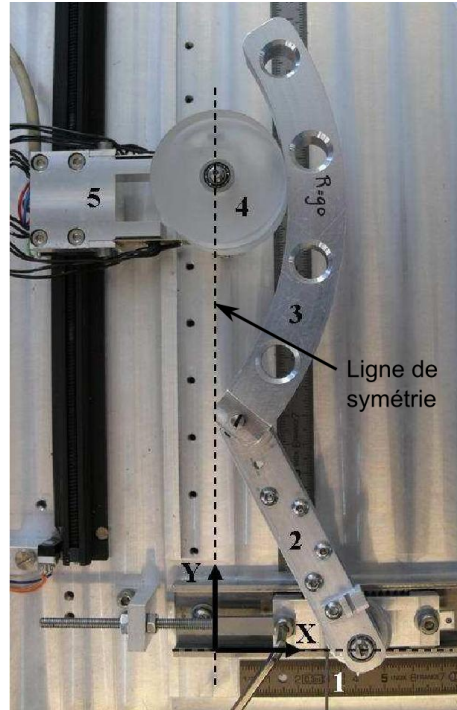


FIGURE 3.3 – Montage expérimental, où (1) est le câble d'actionnement ; (2) est la phalange proximale ; (3) est la phalange distale courbée ($R_{ph} = 90$ mm) ; (4) est l'objet ($R_{obj} = 20$ mm) ; et (5) est le capteur de force monté sur un guide linéaire.

contact dans la direction de la ligne de symétrie avec une précision de 0.2N. L'objet et le capteur étaient montés sur un rail linéaire actionné à une vitesse constante de $v = 15.7$ mm/s par un moteur DC (Maxon, A-max26, réducteur GP26B 3.8 :1, et encodeur Enc22) et un servo-amplificateur (Maxon, LSC30/2). Les paramètres suivants furent variés durant l'expérimentation : le rayon de la poulie à l'articulation proximale r_1 , le rayon de la phalange distale R_{ph} , la présence de la butée mécanique $\theta_{2_{ML}}$ et le rayon de l'objet R_{obj} . Ces valeurs sont présentées au tableau 3.2, engendrant 60 tests distincts. Pour chaque test, l'objet est placé à $Y_{obj} = 44$ mm (ou 60 mm pour l'objet $R_{obj} = 55$ mm), le doigt était actionné par les masses suspendues et l'objet était tiré en dehors du doigt, en suivant la ligne de symétrie. La force et la position étaient mesurées à une fréquence de 20 Hz et chaque test a été répété trois fois. La stabilité de prise a aussi été mesurée pour un doigt avec un ressort de torsion à l'articulation distale pour les cinq différentes phalanges distales. La raideur et l'angle initial du ressort étaient approximativement $K = 55$ Nmm/rad et $\theta_{2_0} = -0.52$ rad, engendrant 30 autres tests distincts.

Tableau 3.2 – Valeur des paramètres variables de l’expérimentation. Pour une explication des symboles et des valeurs des paramètres constants, voir tableau 3.1.

r_1	10.0, 15.5	mm
R_{ph}	80, 90, 140, 200, ∞	mm
$\theta_{2_{ML}}$	0.78	rad
R_{obj}	20, 40, 55	mm
K	55	Nmm/rad
θ_{2_0}	0.52	rad

Les données mesurées ont été analysées pour trouver les positions de l’objet où la force résultante de contact $F_{obj,y}$ était nulle, quand seulement la phalange distale était en contact avec l’objet. À ces positions, il s’agissait des configurations d’équilibre d’une prise pulpaire. Cependant, la force perpendiculaire à la ligne de symétrie (c’est-à-dire $F_{obj,x}$) causait une petite erreur systématique dans la lecture de la force $F_{obj,y}$. Considérant le doigt et l’objet comme un seul système, il peut être montré que cette force $F_{obj,x}$ est la suivante :

$$F_{obj,x} = \frac{F_a r_1 - F_{obj,y} L_0}{Y_{obj}}. \quad (3.17)$$

L’effet de cette force sur le voltage de sortie du capteur était mesuré à 35 mV/N. Le voltage de sortie mesurée était premièrement corrigé pour cette erreur systématique pour chaque test. Ensuite, la moyenne des positions d’équilibre était calculée pour chaque test. La stabilité des points d’équilibres mesurés était déterminée par le signe de la différence de la force de contact à la position d’équilibre. Cette différence est une approximation de la raideur du mécanisme (dans la direction de ce degré de liberté). Une différence négative correspond à une prise instable, alors qu’une différence positive correspond à une prise stable. Il est à noter qu’en mesurant la résultante des forces de contact lorsque l’objet est déplacé, même les configurations d’équilibre instables ont pu être observées, tant que le doigt lui-même était stable.

Les résultats expérimentaux furent utilisés pour vérifier les modèles théoriques. Les positions d’équilibre furent comparées aux positions calculées précédemment avec le modèle. De plus, la force nécessaire pour tirer l’objet à l’extérieur de la main en fonction de la position de l’objet avait aussi été calculée avec le modèle. Cette force est égale à la dérivée première de l’énergie potentielle par rapport à la position de l’objet ($F_{obj,y} = \partial V / \partial Y_{obj}$).

3.3 Résultats

3.3.1 Courbes d'énergie potentielle

Les figures 3.4, 3.5 et 3.6 présentent la variation de l'énergie potentielle du doigt saisissant un objet qui se déplace pour trois cas distincts, soit lorsque la phalange distale est courbée (figure 3.4), lorsqu'une butée mécanique est utilisée à la phalange distale courbée (figure 3.5) et lorsqu'un ressort de torsion est utilisé à l'articulation distale (figure 3.6). Les dimensions choisies des paramètres variables dans ces figures sont les suivantes : une taille d'objet $R_{obj} = 20$ mm, un rayon de phalange distale $R_{ph} = 140$ mm et un ratio des rayons de poulies $r_2/r_1 = 0.30$. Une butée mécanique à $\theta_{2_{ML}} = \pi/4$ rad est utilisée pour la figure 3.5. Dans la figure 3.6, un ressort de torsion avec une raideur $K = 70$ Nmm/rad et un angle initial de $\theta_{2_0} = 0.4$ rad est utilisé à l'articulation distale. Les dimensions des autres paramètres du doigt correspondent à celles présentées au tableau 3.1. L'angle de rotation des phalanges change lorsque l'objet est déplacé. L'angle calculé de la phalange proximale en fonction de la position de l'objet est montré par une ligne pointillée dans ces figures. Il peut être observé qu'il s'agit d'une trajectoire où l'énergie est minimum. Les astérisques indiquent les positions d'équilibre calculées. Ces positions d'équilibre situées à un minimum local d'énergie potentielle sont stables, alors qu'elles sont instables s'il s'agit plutôt d'un point de selle ou d'un maximum. Il est à noter que les graphiques de l'énergie potentielle des figures 3.4 et 3.5 sont équivalents, excepté pour la limitation de θ_1 dans la figure 3.5 due à la butée mécanique entre la phalange proximale et distale.

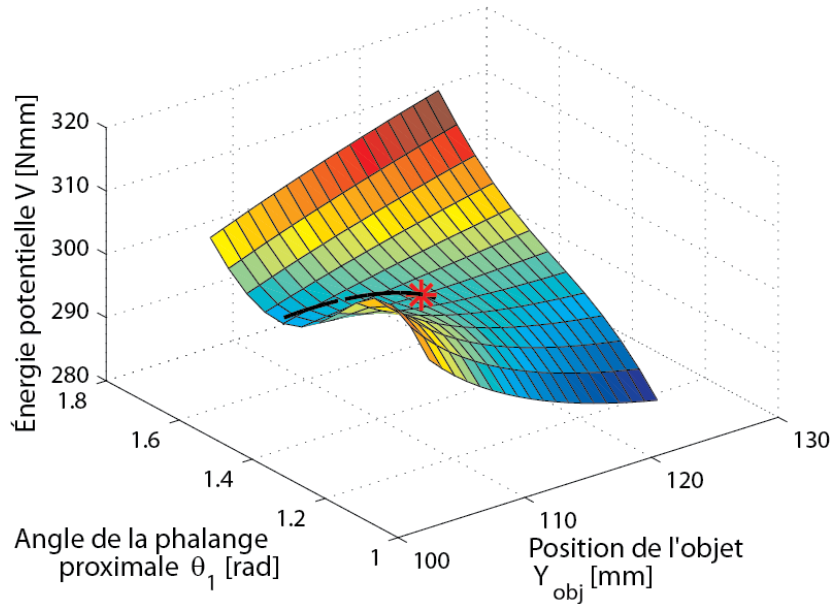


FIGURE 3.4 – Surface de l'énergie potentielle du mécanisme en fonction des deux degrés de liberté (θ_1 et Y_{obj}) pour le cas d'une phalange distale courbée, sans butée mécanique. Une position d'équilibre instable est montrée à $Y_{obj} = 112.6$.

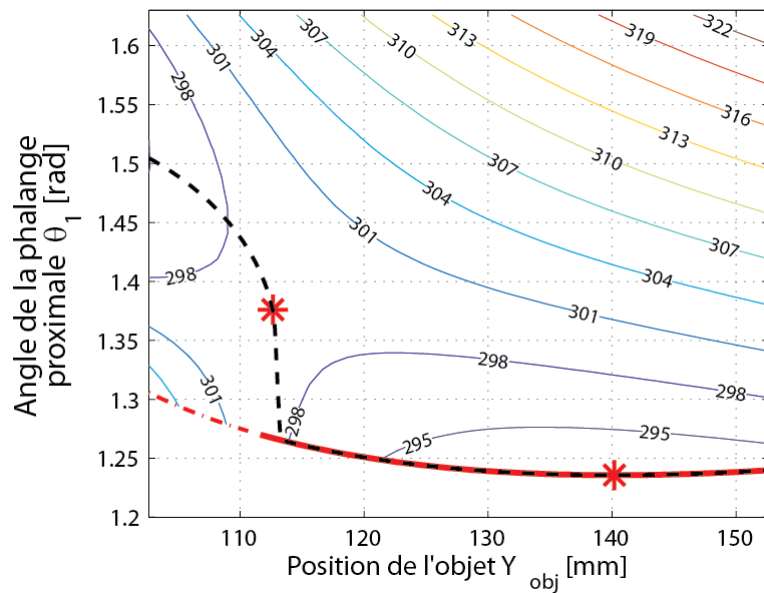


FIGURE 3.5 – Courbes de niveau de l'énergie potentielle du mécanisme en fonction des deux degrés de liberté (θ_1 et Y_{obj}) pour le cas d'une phalange distale courbée, avec butée mécanique. Deux positions d'équilibres sont montrées, soit à $Y_{obj} = 112.6$ mm (instable) et à $Y_{obj} = 140.2$ mm (stable). Une limite inférieure de θ_1 est montrée, ce qui est causé par la butée mécanique. La partie pointillée de cette limite inférieure signifie que l'équation 3.13 n'est pas satisfaite.

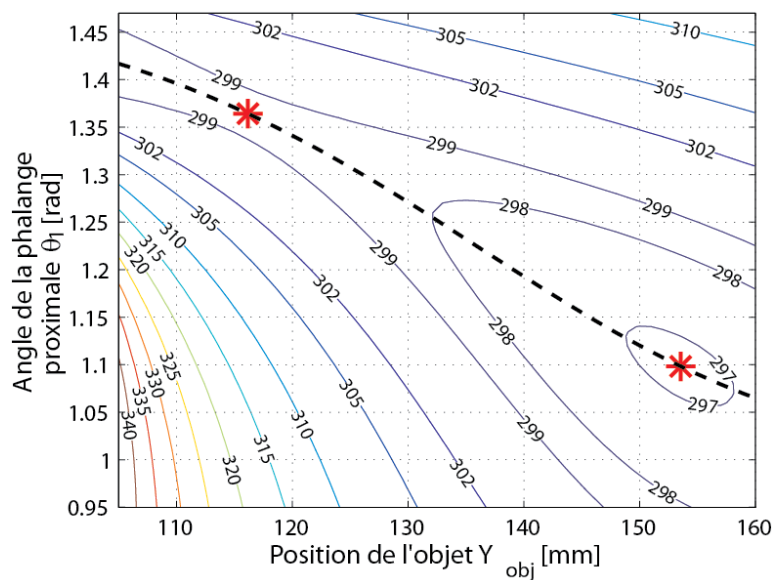


FIGURE 3.6 – Courbes de niveau de l'énergie potentielle du mécanisme en fonction des deux degrés de liberté (θ_1 et Y_{obj}) pour le cas d'une phalange distale courbée, avec ressort de torsion à l'articulation distale. Deux positions d'équilibres sont montrées, soit à $Y_{obj} = 116.2$ mm (instable) et à $Y_{obj} = 153.6$ mm (stable).

3.3.2 Résultats calculés et expérimentaux

La force mesurée pour tirer les trois objets de rayons $R_{obj} = 20, 40,$ et 55 mm hors du doigt est montrée à la figure 3.7. Ces résultats furent obtenus pour le doigt avec une phalange courbée $R_{ph} = 140$ mm, une butée mécanique à $\theta_{2_{ML}} = 0.78$ rad et un ratio de poulies $r_2/r_1 = 0.30$. Il est à noter que la force mesurée des trois répétitions est présente sur cette figure, ce qui démontre la répétabilité des tests. De plus, les résultats calculés avec le modèle sont représentés par les lignes pointillées pour montrer la bonne corrélation entre le modèle et l'expérimentation. À $F_{obj,y} = 0$, cela indique que la force de contact dans la direction de l'axe de symétrie est zéro et que le système composé du doigt et de l'objet est en équilibre. Il peut être observé que les courbes appartenant à $R_{obj} = 20$ et 40 mm intersectent la ligne $F_{obj,y} = 0$ deux fois : la première avec une pente négative et l'autre avec une pente positive. La première intersection correspond à un équilibre instable où la phalange distale n'est pas appuyée contre la butée mécanique. La seconde intersection correspond à un point d'équilibre stable. Entre ces deux intersections, l'angle de la phalange proximale θ_1 diminue rapidement alors que θ_2 augmente jusqu'à ce que la butée mécanique soit atteinte (cela correspond au changement brusque de direction des courbes aux figures 3.7 et 3.8). La partie à gauche des courbes où $F_{obj,y}$ augmente correspond aux positions où la phalange proximale est aussi en contact avec l'objet. Ceci ne fut toutefois pas considéré dans les modèles. La partie de droite des courbes correspond aux positions où l'objet est au bout de la phalange distale ; cela non plus n'a pas été considéré dans les modèles.

L'effet du rayon R_{ph} de la phalange distale sur la force mesurée $F_{obj,y}$ et les positions d'équilibres sont montrés à la figure 3.8. Ces résultats sont obtenus en utilisant une taille d'objet $R_{obj} = 20$ mm. Les lignes pointillées superposées montrent les courbes force-déplacement calculées avec le modèle. On peut voir que le modèle représente bien la situation réelle et que plusieurs configurations stables ont été observées. La figure 3.9 montre les résultats expérimentaux pour le cas avec un ressort de torsion à l'articulation de la phalange distale courbée, avec un objet de $R_{obj} = 20$ mm tiré hors de la main. La raideur du ressort était approximativement $K = 55$ Nmm/rad et l'angle initial du ressort était environ $\theta_{2_0} = 0.52$ rad. Les lignes pointillées montrent la force calculée en fonction de la position de l'objet. Pour cette raideur et cet angle initial, aucune configuration stable n'a été mesurée, et ce pour tous les objets. Encore une fois, on peut voir que le modèle mathématique représente bien la situation réelle.

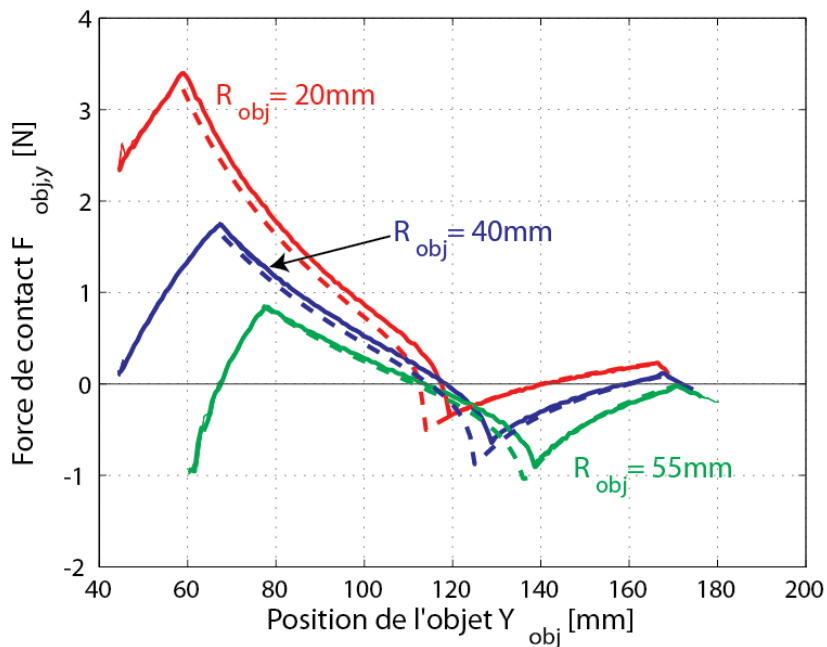


FIGURE 3.7 – Force mesurée pour tirer les objets hors du doigt sous-actionné à phalange distale concave, effet de R_{obj} (les valeurs mesurées sont représentées par des lignes pleines et les valeurs calculées par des lignes pointillées).

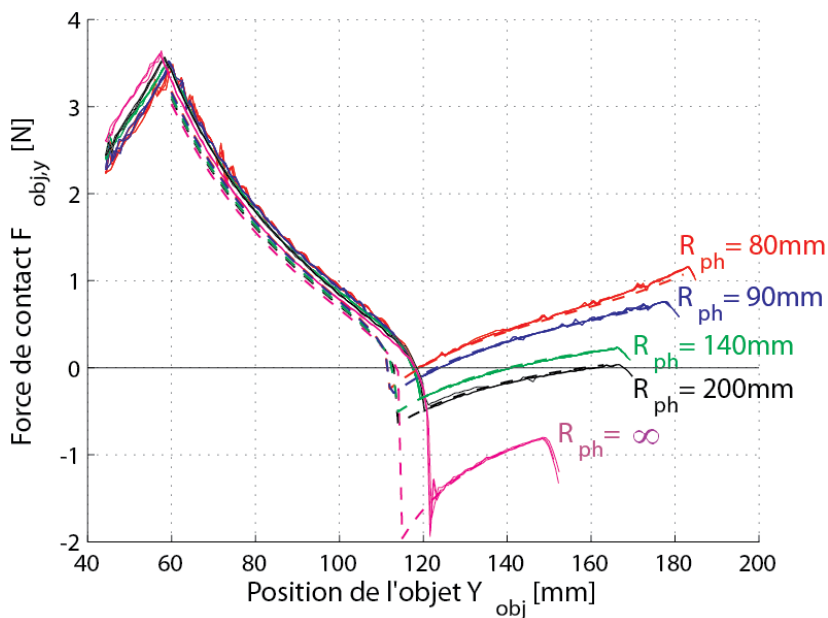


FIGURE 3.8 – Force mesurée pour tirer les objets hors du doigt sous-actionné, effet de R_{ph} (les valeurs mesurées sont représentées par des lignes pleines et les valeurs calculées par des lignes pointillées).

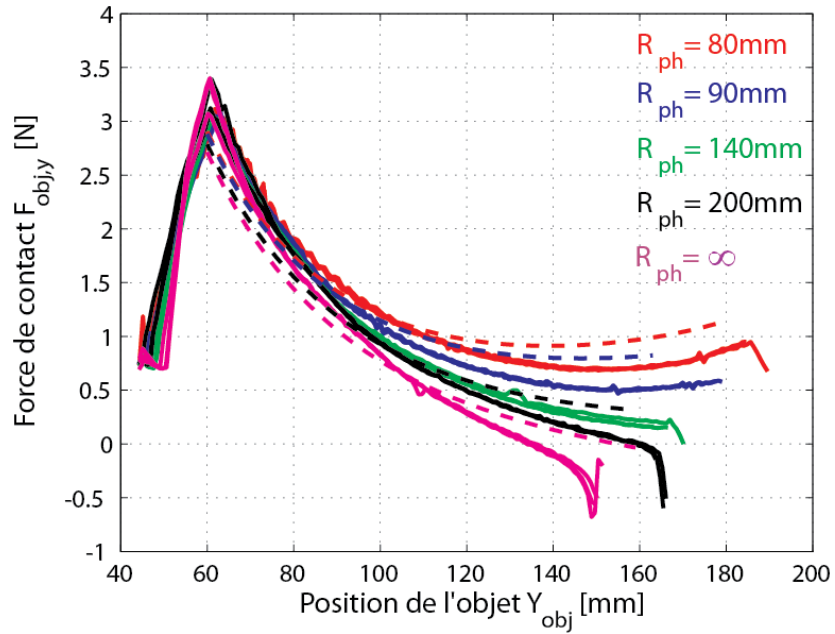


FIGURE 3.9 – Force mesurée pour tirer les objets hors du doigt sous-actionné avec une articulation distale compliante, effet de R_{ph} (les valeurs mesurées sont représentées par des lignes pleines et les valeurs calculées par des lignes pointillées).

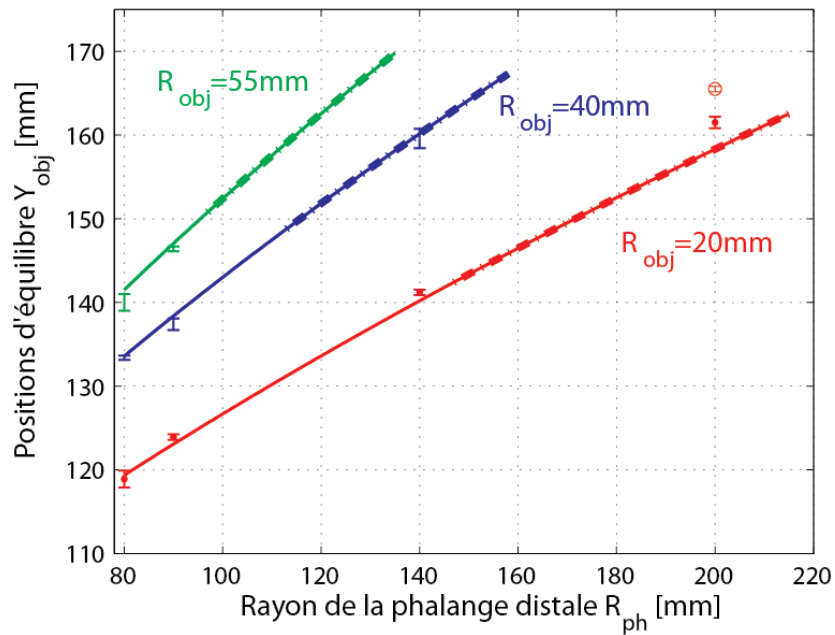


FIGURE 3.10 – Visualisation des positions d'équilibres mesurées et calculées en fonction du rayon de la phalange distale R_{ph} pour différentes tailles d'objets R_{obj} .

Tableau 3.3 – Positions d'équilibre stables mesurées, avec la phalange distale contre la butée mécanique à $\theta_{2_{ML}} = 0.78$ rad. L'écart-type maximum est de 0.58 mm et les valeurs entre parenthèses sont les positions d'équilibre calculées.

R_{ph} [mm]	Positions d'équilibre (mm)		
	$R_{obj} = 20$ mm	$R_{obj} = 40$ mm	$R_{obj} = 55$ mm
	$r_2/r_1 = 0.30$		
80	119 (119.4)	133 (133.6)	140 (141.5)
90	124 (123.1)	137 (138.4)	146 (147.0)
140	141 (140.2)	159 (160.2)	-
200	161 (158.3)	-	-
∞	-	-	-
	$r_2/r_1 = 0.47$		
80	-	-	-
90	-	-	-
140	-	- (160.2)	-
200	166 (158.3)	-	-
∞	-	-	-

Le tableau 3.3 résume toutes les positions d'équilibres stables qui ont été mesurées et calculées. Une représentation graphique de ces résultats est montrée à la figure 3.10 en fonction de la courbure de la phalange distale. La moyenne des points d'équilibres stables mesurés est représentée par des points (\cdot) ou par des cercles (\circ) quand $r_2/r_1 = 0.30$ ou 0.47 respectivement. Les barres d'erreur montrent l'écart-type des trois mesures pour chaque point d'équilibre. Les valeurs calculées sont montrées par des lignes pleines et pointillées, pour $r_2/r_1 = 0.30$ et 0.47 , respectivement.

3.3.3 Conditions limites

Cette section résume les résultats des conditions limites calculées sur les dimensions des paramètres pour obtenir des prises pulpaire stables pour des objets de différents rayons. Aucune prise stable n'a été trouvée pour le cas avec une phalange distale courbée uniquement. De telles prises stables existent lorsqu'une butée mécanique ou une articulation compliant sont utilisés avec la phalange distale concave. Les conditions limites s'appliquant au cas avec une butée mécanique sont montrées à la figure 3.11. Cette figure permet la visualisation de la limite supérieure et inférieure de l'angle θ_{2ML} où une butée mécanique doit être utilisée en fonction du rayon de la phalange distale R_{ph} afin de réaliser une prise stable pour différentes tailles d'objets. À la limite supérieure de θ_{2ML} , le point de contact avec l'objet est au bout de la phalange distale ($R_{ph} \sin \Psi = L_2$, comparativement à l'équation 3.12). À la limite inférieure de θ_{2ML} , le point de contact sur la phalange distale est trop près de l'articulation et la phalange distale commence à fermer ($r_2 F_a = F_2(R_{ph} + d) \sin \Psi$, comparativement à l'équation 3.13). À la limite inférieure de θ_{2ML} , les positions d'équilibre stables et instables qui ont été montrées sur les graphiques des lignes de contour de l'énergie potentielle dans (figure 3.5) se trouvent au même point. Lorsque le ratio de r_2/r_1 augmente, les limites supérieures restent inchangées alors que les limites inférieures se déplacent vers le haut.

Des prises stables peuvent aussi être possibles lorsqu'un ressort de torsion est utilisé à l'articulation d'une phalange distale concave. De telles prises stables n'ont pas été mesurées, mais ont été obtenues par des calculs avec des ressorts ayant une raideur plus élevée qu'avec celui utilisé durant l'expérimentation. La figure 3.12 permet la visualisation des limites supérieures et inférieures de l'angle initial θ_{2_0} du ressort de torsion en fonction de sa raideur K afin d'obtenir une prise stable pour différentes tailles d'objets. Ces limites s'appliquent pour un doigt avec une phalange distale courbée $R_{ph} = 140$ mm, un ratio $r_2/r_1 = 0.30$ et ayant les dimensions présentées au tableau 3.1. Les limites supérieures de θ_{2_0} sont atteintes lorsque le point de contact avec l'objet est au bout de la phalange distale ($R_{ph} \sin \Psi = L_2$, comparativement à l'équation 3.12). Aux limites inférieures de θ_{2_0} , il s'agit d'un équilibre à stabilité neutre, c'est-à-dire que la matrice hessienne était semi-positive. En d'autres mots, la position où la courbe force-déplacement est un minimum coïncide exactement à l'endroit où la résultante de la force de contact est nulle. En effet, les positions d'équilibres stables et instables qui ont été représentées à la figure 3.6 se trouvent au même point à la limite inférieure de θ_{2_0} . Lorsque R_{ph} est plus petit, les limites inférieures et supérieures se déplacent vers

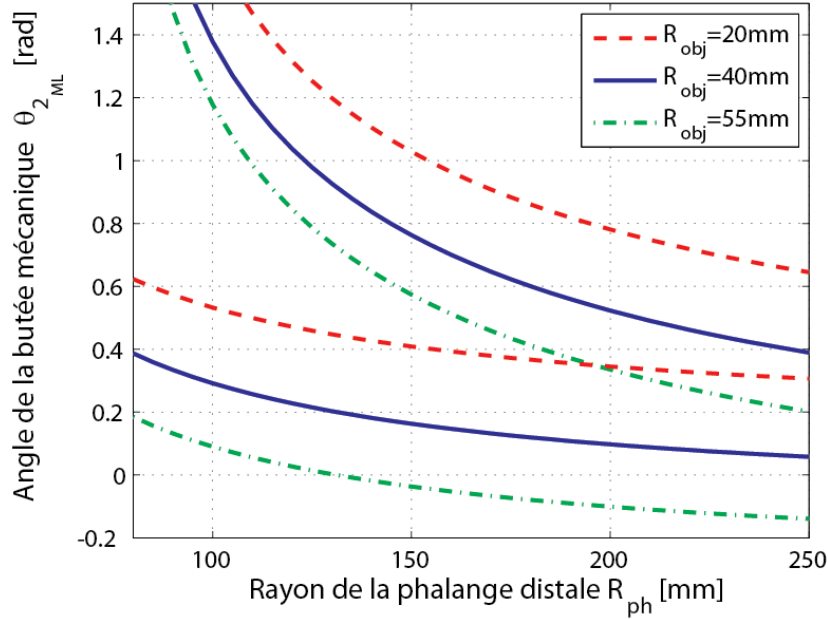


FIGURE 3.11 – Limites supérieures et inférieures de l’angle $\theta_{2_{ML}}$ en fonction du rayon de la phalange distale R_{ph} pour différents diamètres d’objets. Les autres paramètres gardés constants sont les mêmes qu’au tableau 3.1.

le haut et la distance verticale entre les deux limites augmente. Un effet comparable peut être observé lorsque r_2/r_1 devient plus grand (cet effet est plus grand lorsque la raideur K est petite).

3.4 Discussion

Le principe de la conservation de l’énergie a été utilisé pour investiguer les possibilités de réaliser les prises de type pulpaire stables avec une main sous-actionnée. Trois représentations graphiques de l’énergie potentielle V (surface ou lignes de contour) ont été montrées aux figures 3.4, 3.5 et 3.6. Cette approche fut très efficace pour premièrement comprendre les conditions limites qui permettent d’obtenir la stabilité de prise telle qu’expliquée à la section 3.3.3. Deuxièmement, la stabilité des points d’équilibre peut facilement être visualisée par les lignes de contour de l’énergie potentielle V ou par le calcul des valeurs propres de la dérivée seconde de V . Malheureusement, le calcul des points d’équilibre par la résolution de la dérivée première de V (qui se trouve à être nulle à la position d’équilibre) n’a pas conduit à des expressions analytiques. Toutefois,

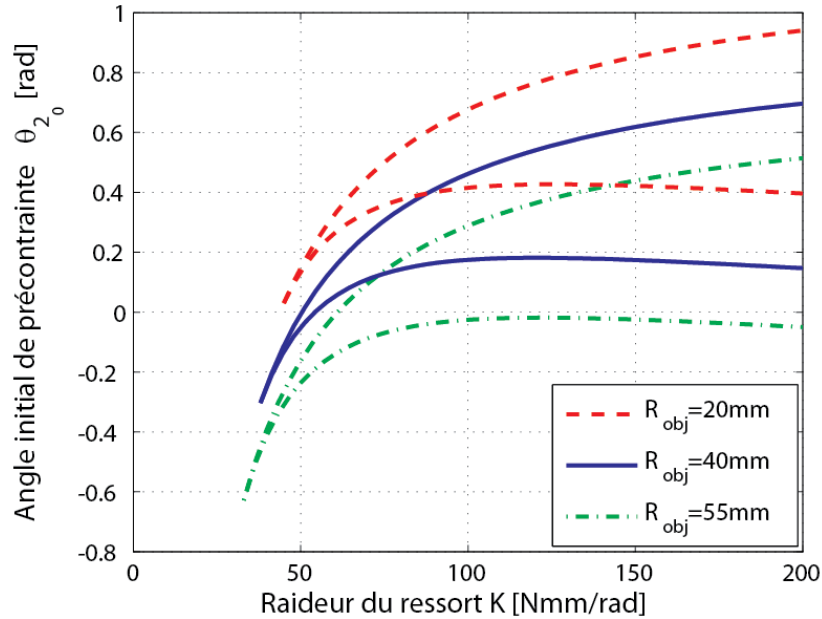


FIGURE 3.12 – Limites supérieures et inférieures de l’angle initial θ_{2_0} de l’articulation compliante en fonction de sa raideur K pour différents diamètres d’objets. Les autres paramètres de design gardés constants sont les mêmes qu’au tableau 3.1.

ce calcul a été utilisé pour valider les résultats en y insérant des valeurs numériques. Dans certains cas, des points d’équilibres instables calculés n’ont pas été observés pendant l’expérimentation. La vérification de l’énergie potentielle a indiqué que ces points d’équilibre étaient instables à cause du mécanisme du doigt ($\partial^2 V / \partial \theta_1^2 < 0$). En effet, ces points d’équilibres ne peuvent pas être observés avec l’approche expérimentale de cette étude. Les autres positions d’équilibre instables causés par l’instabilité de l’objet ($\partial^2 V / \partial Y_{obj}^2 < 0$) furent observables puisque le déplacement de l’objet était contrôlé sur le rail linéaire.

Une bonne corrélation fut observée entre les calculs et l’expérimentation, comme il est montré aux figures 3.7, 3.8 et 3.9. Les courbes calculées et mesurées de force-déplacement montrent les mêmes tendances et la différence entre ces deux courbes est généralement plus petite que 0.3 N. Particulièrement, la différence entre les positions d’équilibres stables mesurées et calculées est petite ; généralement plus petite que 1 mm, mais au maximum 2.7 mm (voir figure 3.10 ou tableau 3.3). Deux différences remarquables peuvent être observées entre les valeurs mesurées et calculées :

1. Les figures 3.7 et 3.8 montrent une différence entre la position de l’objet calculée et mesurée où la résultante de la force de contact $F_{obj,y}$ diminue et devient négative.

À cette position, θ_1 diminue rapidement, alors que θ_2 augmente jusqu'à ce que la butée mécanique soit atteinte (comparativement à la ligne pointillée dans la figure 3.5 juste après le point d'équilibre instable). Il a été observé que la butée mécanique était atteinte plus rapidement durant l'expérimentation lorsqu'une tension supérieure F_a dans le câble était utilisée. Cela indique que la différence observée est causée par le frottement ou par l'inertie du système.

2. Le tableau 3.3 montre une configuration stable à $R_{obj} = 40$ mm, $R_{ph} = 140$ mm et $r_2/r_1 = 0.47$; cette configuration ne fut pas mesurée expérimentalement. L'inspection des résultats a montré que ce point d'équilibre n'a peut-être pas été observé à cause de la précision du capteur (0.2 N) puisqu'une valeur très près de zéro (0.02 N) est présente.

On peut donc conclure que le modèle est valide et qu'il peut être appliqué pour calculer les conditions limites sur les paramètres de design des doigts pour réaliser des prises pulpaire stables.

3.4.1 Effets des modifications au design

Trois modifications au design furent proposées afin de réaliser des prises de type pulpaire avec des doigts sous-actionnés. La simple modification de la courbure de la phalange distale n'a pas conduit à une prise stable. Toutefois, la stabilité fut atteinte lorsqu'une butée mécanique ou lorsqu'une articulation compliant est introduite entre la phalange distale et proximale. Ensuite, certaines conditions limites doivent être respectées. Cette section discute des effets des rayons, du positionnement de la butée mécanique ou de la raideur et de l'angle initial de l'articulation compliant sur la plage de taille d'objets qui peuvent être saisis de façon stable, la position d'équilibre des objets et les courbes force-déplacement.

3.4.1.1 Phalange distale concave et butée mécanique

Le rayon R_{ph} de la phalange distale n'a qu'un petit effet sur la résultante de la force de contact en fonction de la position de l'objet. Cela peut être observé par la première partie des résultats expérimentaux qui a été montrée à la figure 3.8. Dans une étude antérieure [47], la valeur maximale sur la courbe force-déplacement était reliée à la force externe maximale admissible appliquée sur l'objet saisi. La courbure de la

phalange distale n'affecte toutefois pas cet aspect de la performance de prise. Les limites supérieures et inférieures sur R_{ph} et sur l'angle θ_{2ML} où la butée mécanique s'applique ont été montrées à la figure 3.11. Pour réaliser une prise stable pour une certaine plage de tailles d'objets, R_{ph} et θ_{2ML} doivent être choisis en haut de la limite inférieure du petit objet et sous la limite supérieure de l'objet le plus gros qui doit être saisi. Donc, une combinaison faisable pour R_{ph} et θ_{2ML} est obtenue. Il est à noter que la collision entre les doigts qui font opposition dans la main n'est pas considérée. Cela peut survenir lorsque θ_{2ML} est grand et que L_0 est petit. Les modifications de r_2/r_1 dans les calculs ont montré que l'espace de travail devient plus petit lorsque r_2/r_1 augmente. Le choix des dimensions de R_{ph} et θ_{2ML} détermine la position de l'équilibre stable des objets. Pour saisir des petits objets à partir d'une surface plane, il peut être désirable d'avoir cette position d'équilibre près du bout de la phalange distale. Toutefois, la position d'équilibre des petits objets est davantage vers la paume, comme il peut être observé aux figures 3.7 et 3.10. Puisque cet équilibre est stable, l'objet est attiré dans cette configuration même si le contact initial avec l'objet est situé au bout du doigt. Cela indique qu'il n'est pas nécessaire de connaître avec grande précision la position de la main relativement à l'objet afin de réaliser la prise désirée.

3.4.1.2 Phalange distale concave et articulation compliant

La figure 3.12 montre qu'une raideur minimum K est nécessaire pour obtenir une prise stable. Pour saisir une plage d'objet de façon stable, K et l'angle initial θ_{2_0} doivent être choisis en haut de la limite inférieure pour le plus petit objet et sous la limite supérieure pour l'objet le plus gros à saisir. Il peut être observé qu'une grande raideur K est nécessaire afin de pouvoir saisir une grande variété d'objets de façon stable. Par contre, une grande raideur K affecte négativement les prises palmaires puisque la fermeture de la phalange distale devient limitée (c'est-à-dire $\theta_{2,min} = \theta_{2_0} - r_2 F_a / K$, comparativement à l'équation 3.16). En effet, la grandeur de la force d'actionnement peut être augmentée pour réaliser les prises palmaires, mais les forces de contact appliquées par les phalanges distales seront plus petites que sans l'utilisation de l'articulation compliant. La position d'équilibre stable des objets plus petits est davantage vers la paume de la main, comme dans le cas avec la butée mécanique. De plus, l'équilibre des petits objets est moins stable puisqu'une des valeurs propres de la matrice de raideur pour ces objets est près de zéro. Cela indique que l'application d'une petite force externe engendre un grand changement de position de l'objet et cela peut conduire à l'éjection de l'objet.

En se basant sur ces considérations, on peut donc conclure que l'application des phalanges courbées et d'une butée mécanique est plus performante pour réaliser les prises pulpaires stables que l'application d'une articulation compliant et d'une phalange concave. Il se pourrait que la combinaison des trois modifications de design conduise à un niveau de performance supérieur, mais une complexité évidemment aussi supérieure en ce qui concerne la fabrication et l'assemblage.

3.4.2 Applications futures

Cette étude était limitée au cas plan avec des objets cylindriques comprenant un seul degré de liberté. Cependant, le montage expérimental proposé dans [49] a été utilisé pour tester la stabilité d'objets circulaires de rayons $R_{obj} = 20, 40, \text{ and } 55$ mm ayant deux degrés de liberté (c'est-à-dire se déplaçant en x et en y). Dans cette étude, le doigt de droite était aussi modélisé. Les dimensions des doigts étaient celles présentées au tableau 3.1, ils comprenaient une butée mécanique à $\theta_{2_{ML}} = \pi/4$ rad, des phalanges distales de courbures $R_{ph} = 80, 90, 140 \text{ and } 200$ mm et un ratio de poulies $r_2/r_1 = 0.3$. Ces résultats ont montrés que lorsqu'une configuration d'équilibre existait avec la phalange distale appuyée sur la butée mécanique, le mécanisme était aussi stable dans la direction x . Afin d'élargir cette étude à d'autres types de doigts sous-actionnés, la fonction de l'énergie potentielle (équation 3.1) doit être généralisée. Cette généralisation peut être résumée comme l'addition du changement d'énergie qui est causé par la rotation $\theta_{i,j}$ de chaque $i^{\text{ème}}$ phalange du $j^{\text{ème}}$ doigt :

$$V = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^M \int_{\theta_{i,j,0}}^{\theta_{i,j}} T_{i,j} d\theta_{i,j} \quad (3.18)$$

où N est le nombre total de doigts, M est le nombre de phalanges par doigt, $\theta_{i,j,0}$ est l'angle de référence de rotation de la phalange et $T_{i,j}$ est le couple d'actionnement qui est appliqué à la $(i,j)^{\text{ème}}$ phalange. Ce couple est généralement une fonction de $\theta_{i,j}$ et des techniques d'intégration numériques sont nécessaires dans ce cas pour obtenir V . Évidemment, V peut s'élargir davantage avec des termes qui considèrent la compliance aux différentes articulations, comme à l'équation 3.15 ou pour tenir compte d'autres champs d'énergie potentielle s'il y a lieu. L'extension de cette étude à d'autres formes d'objets ou phalanges nécessite la modification des équations de contrainte géométriques (il s'agit des égalités présentées à l'équation 3.2). De plus, la non-linéarité et la complexité de ces équations augmenteront grandement pour des objets n'ayant pas

une forme continue. La pertinence de ces calculs est discutable, considérant le but des présents travaux. Dans le cas présent, la forme de l'objet était convexe. Normalement, les objets concaves ou droits sont plus faciles à saisir avec une prise pulpaire. La forme de l'objet considéré était aussi symétrique. Pour les objets non symétriques, la stabilité dépend aussi de l'orientation de l'objet. Cela indique premièrement que les résultats ne peuvent pas être extrapolés à aucune autre forme d'objet. D'un autre côté, il est probable que pour les autres objets il existe une orientation où une prise pulpaire stable existe, lorsque le rayon de la phalange et la position de la butée mécanique satisfont les contraintes de design. Le frottement n'a pas été considérée ici puisque les doigts et l'objet ont été considérés comme un système conservatif. Le frottement a pour effet de nuire à l'attraction des objets vers la configuration stable. Cependant, elle augmente aussi la force nécessaire pour perturber une prise stable. Il est donc attendu qu'une phalange distale concave, combinée à un coefficient de frottement modéré sur sa surface de contact, améliorera la capacité des doigts sous-actionnés à saisir des objets de petite taille avec une prise de type pulpaire.

3.5 Conclusion

Le but principal de ce chapitre était d'étudier la réalisation de prises pulpaires stables avec les mains sous-actionnées à l'aide de simples modifications de design aux doigts. Cette contribution permet aux mains sous-actionnées de saisir et de soutenir des petits objets sans la nécessité de l'ajout d'un mécanisme additionnel aux doigts, d'une grande quantité de frottement entre la phalange distale et l'objet ou d'une grande précision concernant la planification de la trajectoire des doigts. L'expérimentation et les calculs ont montré qu'uniquement un changement de courbure de la surface de contact de la phalange distale n'est pas suffisant pour obtenir une prise pulpaire stable. De telles prises existent toutefois lorsque les phalanges concaves sont combinées avec une butée mécanique entre la phalange distale et proximale, ce qui prévient l'hyperextension de l'articulation distale. Ensuite, la courbure de la phalange doit être située entre une limite inférieure et supérieure, ce qui dépend principalement des couples d'actionnement relatifs entre les deux phalanges, de l'angle maximum d'extension de la phalange distale, de la longueur de la phalange distale et de la taille de l'objet. De telles prises stables existent aussi pour la combinaison de phalanges distales concaves et d'une articulation compliant entre la phalange distale et proximale. Cette existence dépend

grandement de l'angle initial du ressort, alors que la raideur du ressort de torsion doit être supérieure à une certaine limite inférieure. Cette limite dépend évidemment du couple d'actionnement des doigts.

Chapitre 4

Conception du préhenseur

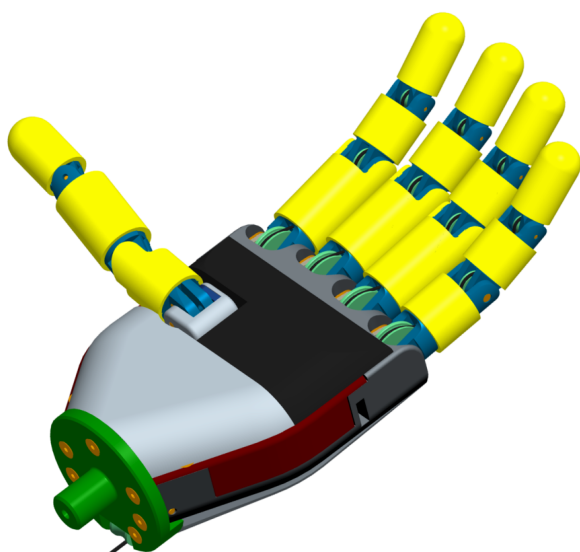
Ce chapitre présente un préhenseur pour une prothèse du membre supérieur à fermeture volontaire actionné à l'aide d'un harnais et comprenant du sous-actionnement. Tout d'abord, son design mécanique ainsi que ses différentes fonctionnalités sont expliqués en détail, puis certaines de ses spécifications globales sont présentées. Finalement, une méthode de validation expérimentale utilisée pour évaluer l'efficacité et l'utilisabilité du préhenseur auprès des personnes amputées est décrite. Le préhenseur présenté dans ce chapitre repose sur plusieurs concepts déjà mis en oeuvre dans le prototype de la main présenté au chapitre 2. Cependant, il offre plusieurs nouvelles caractéristiques et plusieurs améliorations, notamment au niveau de l'esthétique et des procédés de fabrication et d'assemblage.

4.1 Objectifs

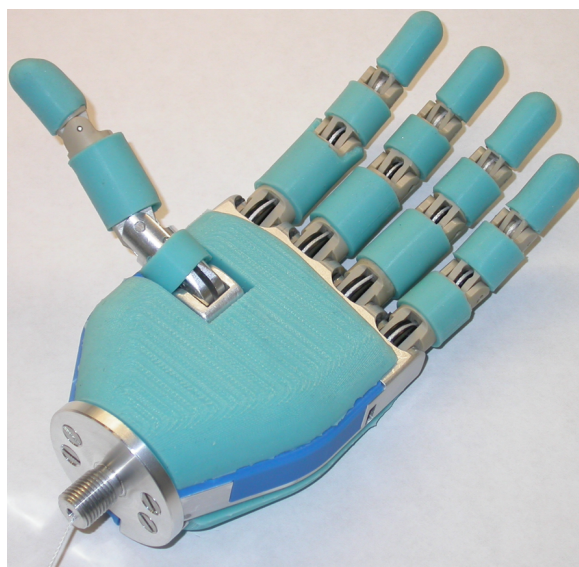
Considérant les nombreux avantages des préhenseurs à fermeture volontaire actionnés à l'aide d'un harnais qui ont été mentionnés précédemment, il est d'intérêt de développer un produit conservant ces avantages tout en offrant une adaptabilité supérieure à la forme des objets. L'objectif principal est donc de concevoir un tel préhenseur satisfaisant tous les critères qui définissent une bonne prothèse pour fournir à l'utilisateur un niveau global de fonctionnalité supérieur à ce qu'il peut obtenir avec une autre prothèse de cette catégorie. La réalisation de ce défi permettra d'avancer les connaissances en ce qui concerne l'intégration du sous-actionnement dans le domaine de la prothétique pour ainsi mieux comprendre les avantages, les défis et les limites associés à sa mise en oeuvre.

4.2 Description sommaire

Premièrement, le préhenseur est actionné à l'aide d'un harnais. Pour ce qui est des caractéristiques du préhenseur, son apparence se rapproche d'une main humaine (main gauche, voir figure 4.1). Ses 5 doigts comprennent trois phalanges et trois articulations. La technique de fixation des doigts dans la paume procure à la main une certaine flexibilité pour améliorer la qualité de prise et pour amortir les impacts. Un mécanisme est présent dans la paume afin de permettre une certaine adaptabilité entre les doigts et un matériau mou (voir section 4.5) est utilisé pour recouvrir les doigts et la paume afin d'augmenter le frottement entre l'objet et la main. Le préhenseur offre plusieurs modes de préhension pour maximiser la gamme d'objets pouvant être saisis. En effet, des prises palmaires, sphériques, pulpaire, tridigitales, latérales et d'extension peuvent être réalisées. Ensuite, le positionnement et l'orientation de la base des doigts et du pouce permet d'obtenir un niveau de fonctionnalité supérieur, tout en conservant une apparence naturelle. Pour le fonctionnement, les doigts du préhenseur sont initialement ouverts et l'actionnement vient les fermer et l'adaptation à la forme des objets se fait automatiquement. Il est à noter qu'il est possible de saisir un même objet de plusieurs façons, selon le mode de préhension sélectionné et de la position de la main par rapport à l'objet au moment de l'actionnement (voir figure 4.2).



(a) Modèle CAO du préhenseur



(b) Photo du prototype du préhenseur

FIGURE 4.1 – Modèle CAO et photo du préhenseur.

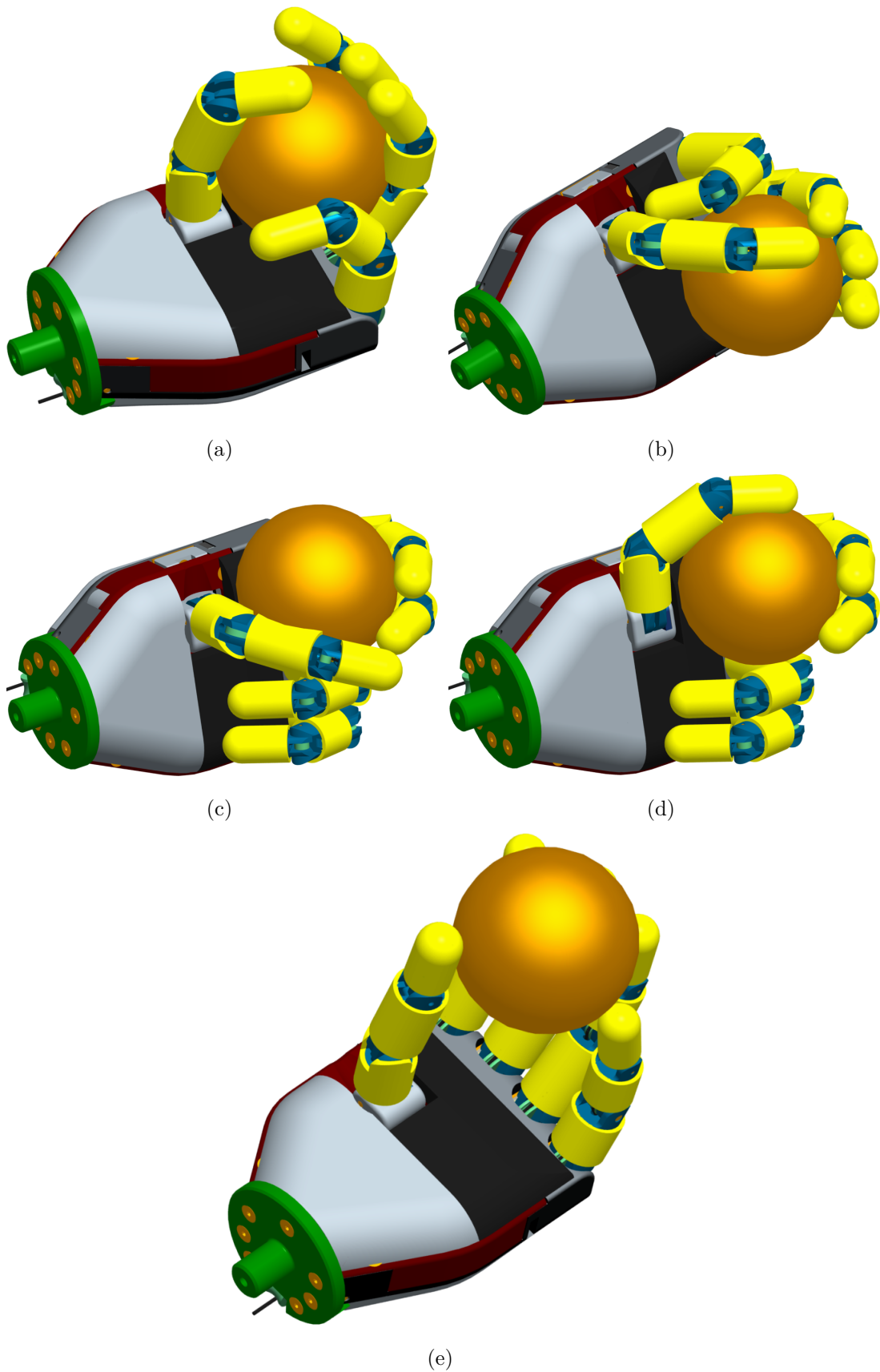


FIGURE 4.2 – Modèle CAO du préhenseur saisissant un même objet de plusieurs façons.

4.3 Description détaillée des doigts du préhenseur

Pour plusieurs raisons, une des parties cruciales du design du préhenseur est celui de ses doigts. Premièrement, c'est ce qui lui procure un aspect naturel, se rapprochant de la main humaine, mais c'est aussi ce qui permet au préhenseur d'avoir une bonne adaptabilité à la forme des objets. Au chapitre 2 de ce mémoire, le design d'un doigt sous-actionné à l'aide de câbles fut présenté en détail. Ce doigt offre effectivement plusieurs caractéristiques intéressantes, mais devait être modifié pour être applicable à un préhenseur de prothèse de la main. Ensuite, l'aspect global devait se rapprocher davantage d'un vrai doigt humain et avoir des propriétés mécaniques intéressantes, par exemple avoir un bon ratio poids versus résistance mécanique.

4.3.1 Design mécanique

Le doigt (voir figure 4.3) comprend 3 phalanges cylindriques avec environ les mêmes dimensions (longueur et diamètre des phalanges) qu'un doigt humain. Pour ce qui est du matériau utilisé pour les 3 phalanges, il s'agit du polyetheretherketone (mieux connu sous le nom de "PEEK") et ses différentes spécifications sont présentées à l'Annexe A. Ce matériau polymère offre un ratio poids versus résistance mécanique et rigidité très intéressant, ainsi qu'une usinabilité très bonne. Considérant l'importance de la minimisation du poids dans le domaine prothétique, il était nécessaire de faire une recherche approfondie pour trouver le bon matériau à utiliser. Le logiciel *CES Edupack* fut grandement utile pour effectuer cette recherche. Ensuite, la base du doigt visible à la figure 4.3 est constituée d'aluminium 6061-T6 puisque les efforts sont plus élevés à cet endroit. Finalement, les tiges servant d'arbre aux différentes poulies sont en acier 1020, les poulies sont en Acetal et les rondelles d'espacement sont en acier inoxydable 316. Les plans mécaniques des différents composants du doigt qui ont nécessité de l'usinage sont montrés à l'Annexe B. Le câble utilisé pour la fermeture du doigt est le même utilisé pour le reste de la main, il s'agit du Spectra Laser pro Gold (200 lbs) qui nous a été fourni par la compagnie de cerf-volant Vent d'ekinox. Par ailleurs, ce câble élastique est composé de caoutchouc avec un recouvrement de polyester.

Comme on peut le voir sur la figure 4.4, la rotation des phalanges est limitée tant pour l'ouverture maximale que pour la fermeture complète. Cela a pour effet de donner

un aspect plus naturel, mais aussi de fournir un certain gain de force puisque le débattement du câble nécessaire pour fermer le doigt est diminué. Considérant ces limites mécaniques et le diamètre des poulies aux articulations, le débattement nécessaire pour fermer complètement les doigts est estimé à environ 19.9 mm. Il est important de mentionner que le débattement nécessaire est diminué lorsque les doigts rencontrent un objet lors de leur fermeture. Aussi, comme on peut le voir sur les figures 4.3 et 4.4, la phalange distale a été usinée pour permettre d'insérer un maximum de matériau compliant à cet endroit.

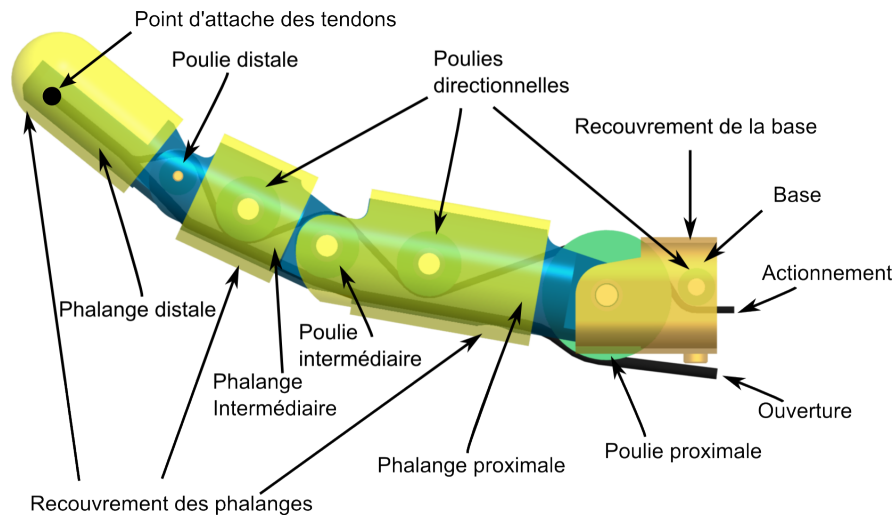


FIGURE 4.3 – Description du doigt du préhenseur.

Tout comme pour le doigt présenté au chapitre 2, un câble élastique est utilisé pour effectuer l'ouverture passive du doigt puisqu'il s'agit d'une solution très simple et très compacte. Par contre, ce câble élastique est maintenant situé directement dans l'axe central du doigt (voir figure 4.3 et Annexe B), passant sous les articulations des différentes phalanges. Cela a pour effet de rendre le doigt très compact et d'améliorer sa résistance mécanique puisqu'il y a davantage d'espace pour élargir la base des phalanges.

Pour ce qui est de l'actionnement du doigt, comme on peut le voir à la figure 4.3, un câble est attaché dans la phalange distale à l'aide d'une vis de pression et est dirigé vers la base du doigt à l'aide de poulies. Le doigt est donc sous-actionné et c'est ce qui vient offrir cette adaptabilité à la forme des objets. Les trois articulations sont donc contrôlés avec le même tendon et le diamètre des poulies présentes aux articulations est utilisé pour déterminer la bonne séquence de fermeture qui engendre une bonne approche des objets ainsi qu'une bonne répartition des forces entre les trois phalanges. Il est important de comprendre que si un contact survient entre la phalange

proximale et un objet, les autres phalanges peuvent continuer leur mouvement jusqu'à ce qu'elles rencontrent l'objet ou leur limite mécanique de fin de course. De là provient l'adaptabilité dite "purement mécanique".

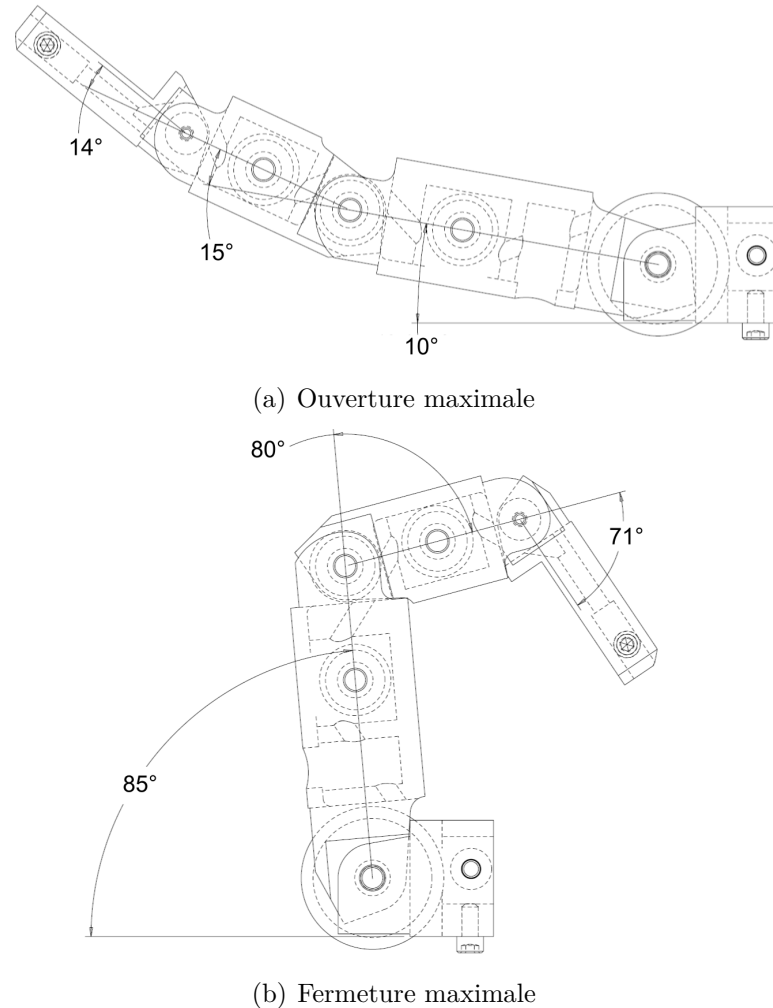


FIGURE 4.4 – Ouverture et fermeture maximale du doigt.

Encore une fois, le fait d'utiliser des poulies aux articulations et dans les phalanges vient diminuer significativement le frottement interne. Il est important de mentionner que le diamètre des poulies aux articulations a été maximisé, afin d'obtenir des bras de levier supérieurs et par le fait même, davantage de force. Les poulies présentes dans les phalanges (pas aux articulations) sont utilisées pour rediriger le câble et le garder toujours en contact sur les poulies aux articulations (voir figure 4.4) afin d'obtenir des vitesses de fermeture et des couples constants aux articulations, peu importe la configuration du doigt. Tel que représenté aux figures 4.1 et 4.2, la structure du doigt est recouverte d'un matériau mou, afin d'augmenter le frottement entre le préhenseur

et l'objet pour améliorer la stabilité de prise. Aussi, la phalange distale est munie du même matériau, mais en plus grande quantité puisque c'est elle qui contribue le plus à la stabilité de prise de la main. Ces recouvrements sont détaillés à la section 4.5. Finalement, il est important de mentionner que les quatre doigts du préhenseur sont identiques pour faciliter l'usinage, sauf pour la phalange proximale du petit doigt qui est plus courte afin d'obtenir un aspect global plus naturel.

4.3.2 Modélisation mathématique et séquence de fermeture

Afin de déterminer la bonne séquence de fermeture des doigts, le modèle mathématique présenté pour le doigt au chapitre 2 (section 2.3.4) a été utilisé. Les mêmes équations s'appliquent, donc elles ne sont pas présentées ici. Pour ce qui est de la séquence de fermeture privilégiée, qui maximise l'approche des objets, il s'agit de fermer dans l'ordre les phalanges proximale, intermédiaire et distale et cela est contrôlé avec le diamètre des poulies présentes aux articulations du doigt et avec la tension induite dans le câble élastique. Il est à noter qu'une tension minimale est nécessaire afin d'ouvrir les doigts puisqu'ils sont soumis à la gravité.

4.4 Description du pouce

Comme les autres doigts de la main, le pouce est sous-actionné et est constitué de 3 phalanges et de 3 articulations. Pour ce qui est des matériaux utilisés, les phalanges distale et intermédiaire sont aussi en PEEK, mais la phalange proximale est en aluminium 6061-T6, tout comme la base du pouce à cause du mécanisme de serrage décrit plus loin. Aussi, les tiges servant d'arbre aux différentes poulies sont en acier 1020 et les rondelles d'espacement sont en acier inoxydable 316. Pour ce qui est des poulies, elles sont en PEEK, sauf pour celle située à l'intérieur de la phalange intermédiaire qui est en Acetal. Encore une fois, les plans mécaniques des différents composants du pouce qui ont nécessité de l'usinage sont montrés à l'Annexe B. Les câbles utilisés pour l'actionnement et l'ouverture passive du pouce sont les mêmes que ceux décrits précédemment pour les autres doigts.

Une grande différence avec les autres doigts de la main est que l'articulation proximale ne fait pas partie de l'actionnement général du préhenseur et il est orienté dans un autre plan que les articulations distale et intermédiaire. En effet, cette articulation est présente, mais elle est utilisée pour le positionnement manuel du pouce et cela se fait à l'aide de l'autre main ou en l'appuyant sur un objet fixe. Cette approche a déjà été utilisée dans [78] et [6], mais ici la différence est qu'il n'y a pas d'actionneur séparé pour le pouce. Il s'agit plutôt d'un tendon qui vient se fixer sur le levier afin d'être couplé aux autres doigts. Pour ce faire, deux approches ont été considérées. Premièrement, il est possible de permettre au pouce d'être barré dans une quantité de configurations limitées à l'aide d'une vis de pression munie d'une bille d'acier montée sur un matériau compliant (figure 4.5), qui viennent s'insérer dans des petites cavités dans la phalange proximale du pouce. Lorsqu'une bille est insérée dans une cavité, il est nécessaire d'appliquer une force assez grande pour que le pouce puisse bouger. Ce principe est très répandu dans l'industrie, notamment dans des limiteurs de couples. Cette approche

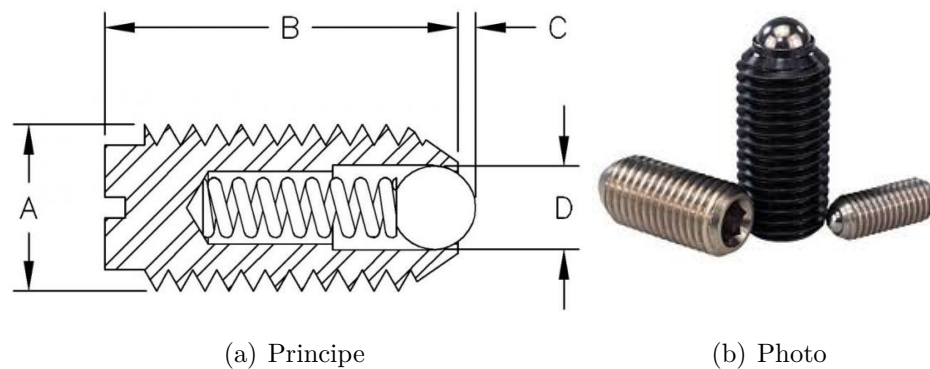


FIGURE 4.5 – Principe et photo de la vis de pression de type "spring plunger".

est bien utile si on connaît à l'avance exactement quelles configurations du pouce sont nécessaires, mais ce n'est pas vraiment le cas ici. La seconde approche a donc été privilégiée. Il s'agit en fait de permettre une infinité de configurations du pouce entre deux configurations limites (voir figure 4.6) en introduisant à son articulation proximale un certain frottement constant. Cela permet à l'utilisateur de repositionner manuellement le pouce dans n'importe quelle configuration pour effectuer une prise quelconque. Il est évident que certaines de ces configurations sont préétablies pour effectuer un type de préhension précis. D'un point de vue expérimental, il est très intéressant de ne pas se limiter à quelques configurations, mais d'en avoir une infinité afin d'évaluer si d'autres positions du pouce pourraient être intéressantes. La façon dont le frottement est insérée à la base du pouce est montrée à la figure 4.7. Le principe est bien simple, il s'agit de

venir pousser sur la base de la phalange proximale du pouce afin de la coincer dans le support du pouce. Une vis de pression vient serrer une petite pièce mobile contre la phalange proximale qui devient alors coincée sur le support du pouce. Afin d'augmenter la durabilité de ce principe, la pièce mobile montrée à la figure 4.7b est composée d'acier 1020 puisque ce matériau offre une dureté supérieure à l'aluminium. De plus, la géométrie de cette pièce fait en sorte que le mécanisme applique une pression plus uniforme sur la phalange du pouce. Aussi, sa géométrie fait en sorte qu'elle ne peut pas pivoter dans le support du pouce, donc toute la pression induite par la vis de pression est transmise au pouce. Finalement, il peut être difficile d'ajuster le frottement désiré puisque les deux surfaces en contact sont des métaux donc il y a très peu de déformation à ce niveau. Pour régler ce problème, on peut simplement rajouter un matériau compliant entre le support du pouce et la phalange proximale, qui aurait environ la même géométrie que la pièce mobile et l'ajustement du frottement nécessaire se ferait beaucoup plus facilement.

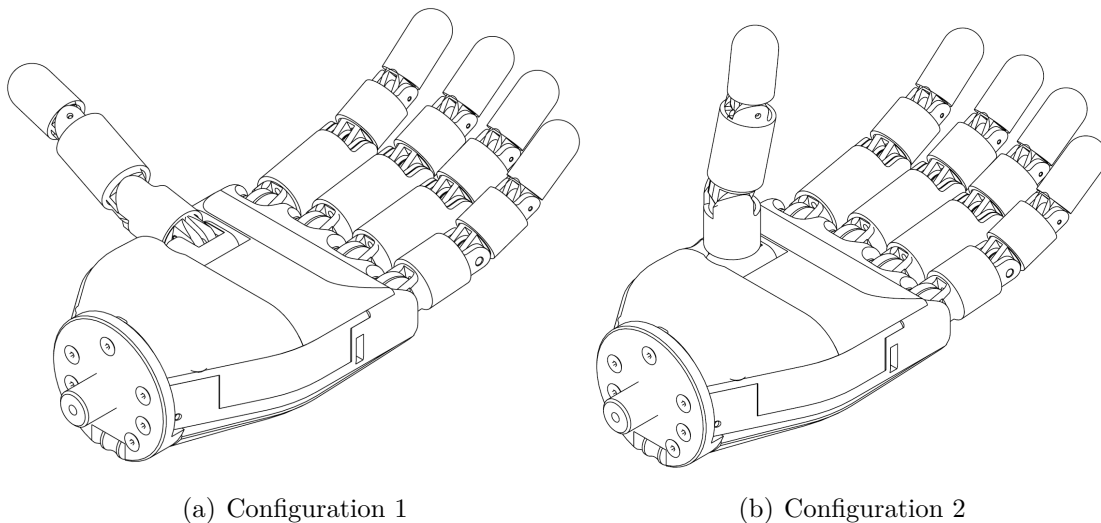


FIGURE 4.6 – Configurations limites du pouce.

Comme il a été mentionné précédemment, l'articulation proximale est désaxée par rapport aux autres articulations pour permettre au pouce d'être orienté vers le centre de la main lorsqu'il est dans sa configuration relevée (figures 4.2 et 4.6b) pour permettre une meilleure stabilité de prise lors des prises palmaires et pulpaire. Il est à noter que pour cette configuration du pouce, le préhenseur peut effectuer plusieurs types de prises, selon la position de l'objet lors de l'actionnement (voir figure 4.2). Lorsque le pouce est plutôt dans sa configuration couchée (figure 4.6a), l'actionnement permet au pouce de venir s'appuyer sur la paroi extérieure de l'index pour effectuer une prise de type latérale (voir figure 4.8a). Cette prise est très utile à plusieurs points de vue, notamment pour

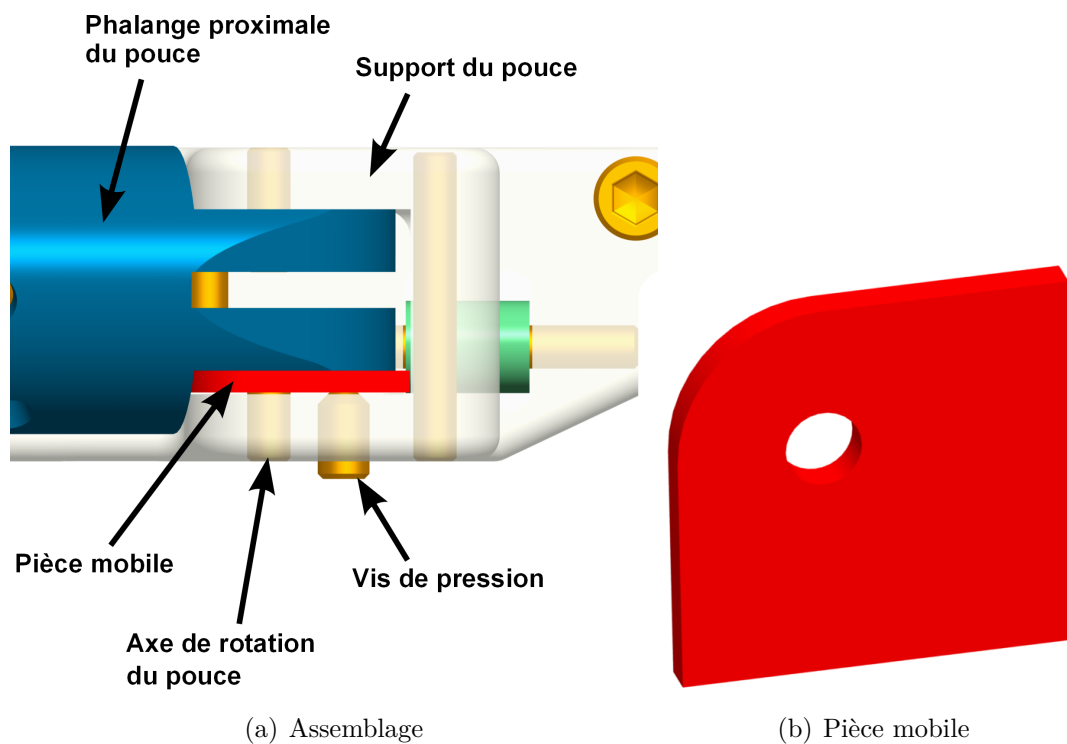


FIGURE 4.7 – a) Assemblage pour introduire le frottement à la base du pouce b) Géométrie de la pièce mobile utilisée pour serrer la base du pouce.

permettre à l'utilisateur de ramasser un objet sur une surface plane (ex. une table). De plus, si l'utilisateur veut devancer la fermeture des doigts pour permettre de mieux saisir un objet de cette façon, il peut le faire simplement en appuyant légèrement les doigts sur la table avant d'actionner le préhenseur. Il est important de comprendre

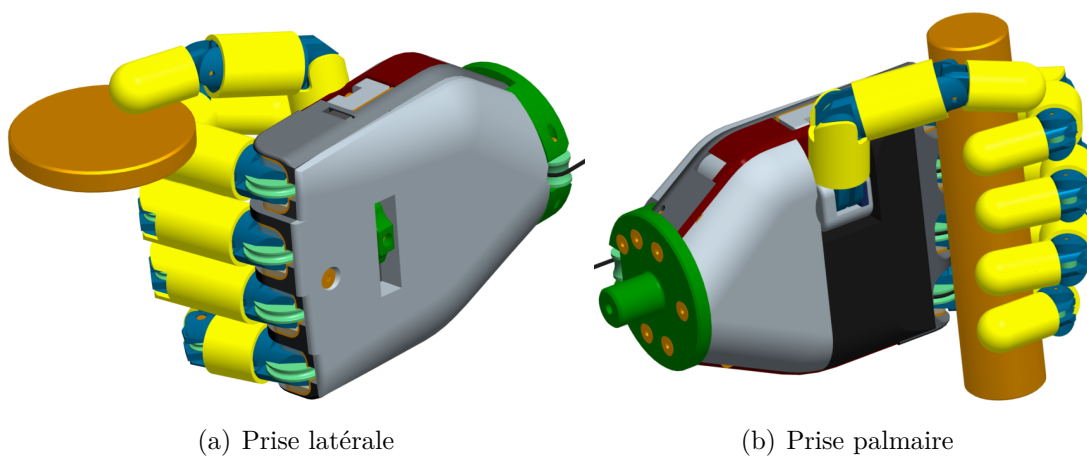


FIGURE 4.8 – Modèle CAO du préhenseur effectuant a) une prise latérale et b) une prise palmaire.

que d'autres types de prises sont aussi possibles pour cette configuration du pouce, par exemple d'effectuer une prise palmaire avec un objet cylindrique où l'objet serait situé dans l'espace entre le pouce et la paume (figure 4.8b) ou une autre prise quelconque (figure 4.2d).

Maintenant, pour que tout ceci soit possible, le positionnement et l'orientation du pouce dans la paume ainsi que les différentes longueurs et limites mécaniques de ses phalanges ont dû être déterminés avec soin. Premièrement, le changement d'axe de l'articulation proximale est réalisé à l'aide de poulies et de tiges, pour guider le câble d'actionnement au bon endroit (voir figure 4.9). De plus, puisqu'il s'agit du même tendon qui vient actionner le pouce dans toutes ces configurations (voir figure 4.9), le positionnement de la poulie directionnelle (il s'agit simplement d'une tige d'acier dans notre cas) dans la base du pouce a été calculé pour obtenir exactement la bonne différence de longueur de câble entre les deux configurations limites du pouce. En fait, le tendon d'actionnement doit être fixé dans la phalange distale du pouce dans la configuration du pouce où cette longueur de câble est la plus petite, soit dans la configuration relevée. Cela a pour effet d'éviter tout relâchement dans le tendon d'actionnement et de fermer légèrement le pouce à partir de l'articulation intermédiaire lors du positionnement manuel du pouce vers la configuration latérale, ce qui permet au pouce de se rendre sur la surface extérieure de l'index lors de l'actionnement. Il est à noter qu'au niveau de l'articulation proximale du pouce, la base est complètement dégagée et le câble d'actionnement ne rencontre pas d'obstacle lors des changements de configurations. Toujours sur la figure 4.9, on peut constater que lorsque le pouce est dans la configuration latérale, le tendon d'actionnement passe pratiquement dans l'axe de l'articulation proximale pour ne pas engendrer de couple par rapport à cette articulation, sinon le pouce aurait tendance à vouloir revenir dans sa configuration relevée lors de l'actionnement. Pour ce qui est de cette configuration relevée, le tendon passe du bon côté de l'articulation proximale pour ne pas qu'il retourne en configuration latérale. Évidemment, une limite mécanique est présente à ce niveau pour empêcher le pouce d'aller plus loin. L'ouverture du pouce se fait aussi de façon passive. Par contre, comparativement aux doigts, le rappel est nécessaire uniquement pour les phalanges distales et intermédiaires, donc le câble élastique peut venir se fixer directement sur la phalange proximale (voir figure 4.10). Finalement, la façon dont le tendon d'actionnement du pouce est couplé aux tendons d'actionnement des autres doigts est détaillée à la section 4.6.

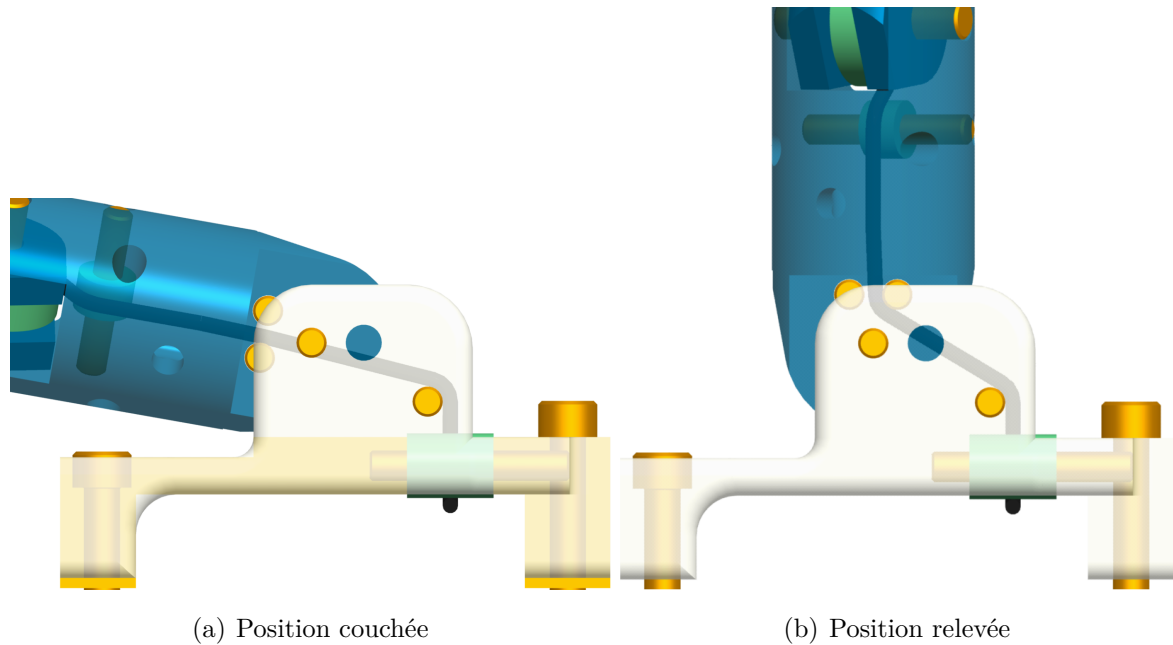


FIGURE 4.9 – Modèle CAO de la base du pouce montrant le positionnement du tendon d'actionnement dans les deux configurations limites du pouce.

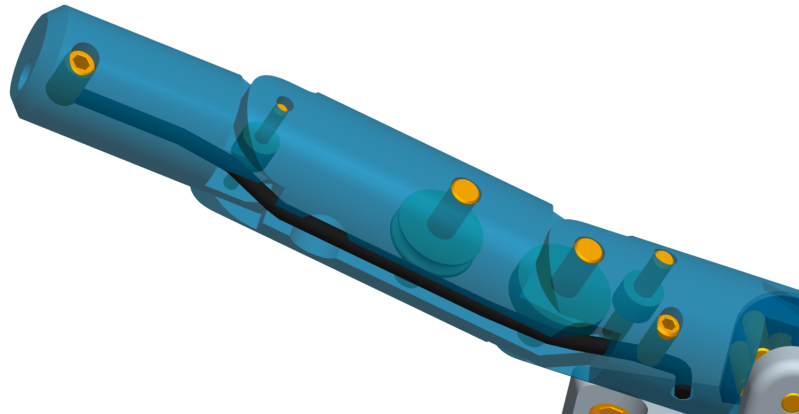


FIGURE 4.10 – Modèle CAO du pouce illustrant l'attache du câble élastique dans la phalange proximale.

4.5 Recouvrement du pouce et des doigts

Plusieurs tâches de la vie courante peuvent être effectuées avec nos mains sans nécessiter une force de serrage très grande et cela est principalement dû au fait que la structure de notre main est recouverte par de la peau qui offre des propriétés très intéressantes en ce qui concerne son coefficient de frottement, mais aussi en ce qui concerne sa dureté. En effet, la surface de la main est assez "molle", particulièrement

au bout des doigts et à la base du pouce et cela a pour effet d'augmenter le frottement entre la main et les objets saisis. Il est donc possible de soulever des objets relativement lourds, par exemple un verre d'eau plein, en appliquant une force de serrage très faible. Il est donc d'intérêt de reproduire le même phénomène avec le préhenseur en recouvrant ses doigts afin d'améliorer sa fonctionnalité générale.

4.5.1 Recouvrement des phalanges distales, intermédiaires et proximales

Les phalanges distales jouent un rôle crucial pour la stabilité de prise des objets, particulièrement lors des prises pulpaire et latérales. D'ailleurs, les phalanges distales des doigts humains sont très molles, permettant ainsi une bonne adaptabilité à la forme de l'objet et par le fait même, une augmentation du frottement et de la stabilité de prise. Tel que représenté à la figure 4.4, les phalanges distales ont été usinées afin d'enlever une bonne quantité de matériel, pour pouvoir éventuellement y introduire un matériau mou. Il est aussi d'intérêt d'avoir les bouts de doigts ronds puisque ces derniers sont souvent utilisés pour effectuer plusieurs prises. La géométrie finale désirée est montrée sur plusieurs figures (par exemple la figure 4.8), mais la solution finale n'a pas encore été obtenue. Des moules ont été fabriqués à l'aide du prototypage rapide pour permettre d'y couler des mélanges pour obtenir les géométries désirées et des tests sont actuellement effectués sur plusieurs mélanges différents, notamment du silicone, afin de déterminer le matériau qui satisfait le mieux nos besoins. Les propriétés de facilité d'utilisation, de résistance au déchirement et de dureté sont parmi celles qui vont orienter le choix final.

Les phalanges intermédiaires et proximales sont aussi recouvertes d'un matériau mou et cette fois, il s'agit uniquement d'un recouvrement de forme cylindrique qui vient se glisser par dessus les phalanges une fois le doigt complètement assemblé. Encore une fois, les matériaux définitifs n'ont pas encore été choisis, mais plusieurs tests sont actuellement effectués, toujours en utilisant des moules obtenus par prototypage rapide. Pour plusieurs raisons, présentement les différentes articulations des doigts ne sont pas recouvertes. Pour des raisons esthétiques, de durabilité et de fonctionnalité générale, ce problème complexe devra inévitablement être résolu éventuellement. Toutefois, le recouvrement partiel des doigts constitue une solution intermédiaire intéressante, qui permet l'avancement et l'amélioration des autres caractéristiques du préhenseur.

4.6 Levier et mécanisme pour sous-actionner les doigts

Dans l'application d'un préhenseur actionné à l'aide d'un harnais, il peut être intéressant de coupler directement le pouce avec les quatre autres doigts, plutôt que de les sous-actionner entre eux. Parmi les avantages reliés à ce principe, on retrouve le fait qu'on peut prédire avec davantage de précision le mouvement relatif entre le pouce et les autres doigts et cela est très utile afin de réaliser des prises de précision, par exemple quand l'objet est en contact uniquement avec les phalanges distales du préhenseur. Aussi, cette approche permet d'assurer que l'objet soit fixe une fois saisi par le préhenseur, ce qui ne serait pas nécessairement le cas si le pouce était sous-actionné avec les autres doigts.

4.6.1 Couplage du pouce avec les doigts via le levier

Maintenant, puisque l'actionnement se divise entre le pouce et les autres doigts de la main, il est intéressant de pouvoir contrôler de façon mécanique la répartition des forces entre eux et par le fait même, leur vitesse de fermeture. Ce qui est proposé ici est un levier présent dans la paume de la main et la simple distance entre les points d'attache des tendons et le pivot vient dicter la distribution des forces. La figure 4.11 présente un arrangement possible, mais les points d'attache peuvent être positionnés autrement selon l'application. Dans notre cas, les tendons de l'actionnement et des doigts sont fixés à la même distance par rapport au pivot. Il est important de mentionner que les bras de levier varient en fonction de l'orientation du levier, mais ils varient tous proportionnellement entre eux si les attaches au levier sont toutes sur la même droite. Si les entrées et les sorties ne sont pas sur une même droite, il est possible de faire varier les proportions entre les entrées et les sorties. Finalement, ce mécanisme permet donc de procurer au préhenseur une distribution des forces adéquates, maximisant ainsi sa fonctionnalité générale.

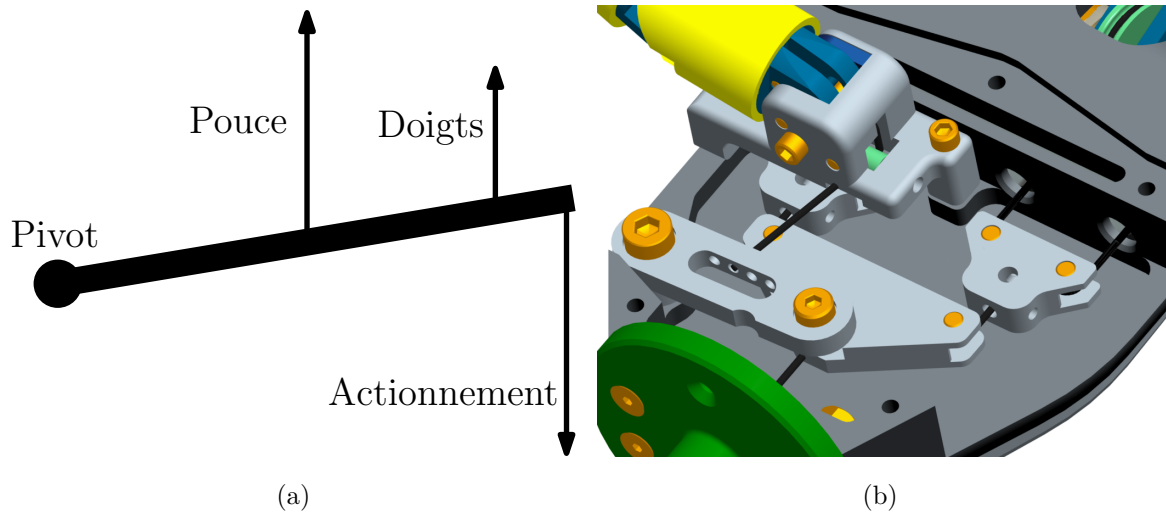


FIGURE 4.11 – a) Schéma illustrant le principe du levier b) Modèle CAO illustrant le couplage du pouce avec les quatre doigts sous-actionnés via le levier et le mécanisme de sous-actionnement.

4.6.2 Mécanisme de sous-actionnement entre les doigts

Tel que mentionné précédemment, les doigts sont sous-actionnés entre eux afin d'obtenir une adaptabilité à la forme des objets supérieure. Un mécanisme est présent dans la paume (voir figure 4.11b et Annexe B) afin d'offrir cette fonctionnalité. Il s'agit en fait du "Mécanisme à doubles étages et à poulies flottantes" présenté à la section 1.3.2, sauf que les poulies sont remplacées par des tiges d'acier afin d'introduire un certain frottement lors du sous-actionnement pour améliorer la synchronisation entre les doigts. Deux phénomènes sont présents lors du sous-actionnement. Premièrement, les pièces de forme triangulaire pivotent. Deuxièmement, le câble est libre de circuler sur les tiges d'acier. Il est à noter que ce dernier phénomène est nécessaire, si on veut pouvoir effectuer un sous-actionnement complet, c'est-à-dire qu'un doigt reste complètement ouvert alors que son voisin est fermé complètement. Pour ce faire, chaque doigt n'a pas son propre tendon. Les deux doigts de gauche et les deux doigts de droite utilisent un tendon commun, ce qui complexifie légèrement l'assemblage, notamment pour la fixation de petites billes d'acier sur les tendons dont la raison de leur utilisation est expliquée à la section 4.8.1. Les raisons principales pour lesquelles ce mécanisme a été choisi plutôt qu'un autre présenté au chapitre 1 sont qu'il est le plus compact permettant un sous-actionnement complet entre deux sorties consécutives et qu'il engendre très peu de frottement.

4.7 Géométrie des principaux composants et aspect global du préhenseur

Pour une bonne partie des personnes amputées d'un membre supérieur, l'aspect esthétique de la prothèse est très important donc il est nécessaire d'inclure ce fait au processus de design du préhenseur.

4.7.1 Positionnement et orientation des doigts et du pouce

Afin de se rapprocher de l'apparence d'une main humaine, les doigts ont été positionnés et orientés tels que représenté à la figure 4.12. Aussi, tel que mentionné précédemment, la phalange proximale du petit doigt est plus courte, ce qui vient aussi aider en ce qui concerne l'esthétique. En plus d'être décalé dans la direction parallèle à la paume de la main, il a été considéré de décaler la base des doigts dans la direction perpendiculaire de la paume, pour obtenir un arc de cercle et par le fait même un aspect plus naturel. Par contre, étant donné le diamètre de la poulie présente à l'articulation proximale, ce décalage engendre une augmentation de l'épaisseur de la paume du préhenseur, sans vraiment améliorer sa fonctionnalité donc cette option a été laissée de côté. En combinant le positionnement et l'orientation des doigts avec leur limite mécanique, le préhenseur offre une apparence assez naturelle, autant lorsqu'il est ouvert que lorsqu'il saisit un objet.

Par contre, une limite rencontrée lors du design fut que le pouce doit absolument être surélevé par rapport à la paume, puisqu'il doit laisser la place au mécanisme de sous-actionnement dans la paume. Aussi, puisque le préhenseur doit être fonctionnel dans les deux configurations limites du pouce pour effectuer les prises latérales pulpaire et palmaires, il ne restait pas beaucoup de jeu pour le positionnement et l'orientation du pouce pour obtenir un aspect naturel. En fait, il s'agit de la partie du préhenseur qui diffère le plus d'une main humaine, mais c'était le compromis à faire afin d'obtenir un niveau de fonctionnalité supérieur.

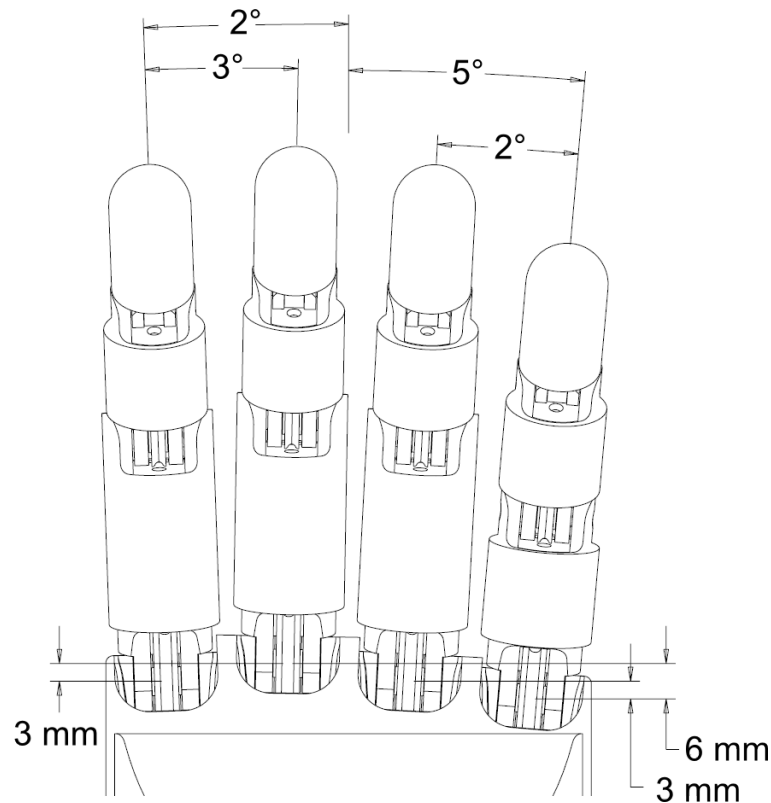


FIGURE 4.12 – Illustration du positionnement et de l’orientation des doigts par rapport à la paume.

4.7.2 Géométrie de la paume

La pièce principale du préhenseur constitue la paume, puisque c’est elle qui lui procure une bonne résistance mécanique et c’est sur elle que pratiquement tous les composants viennent se fixer. Même si sa géométrie semble assez compliquée (voir figure 4.13), elle est relativement facile à usiner. Tout comme les doigts, elle est constituée de PEEK, puisqu’il s’agit d’un matériau polymère qui offre d’excellentes propriétés mécaniques et qui offre une usinabilité très bonne. La paume a été conçue pour que le préhenseur puisse fonctionner sans le couvercle, pour être en mesure d’effectuer des démonstrations et aussi pour faciliter l’assemblage.

4.7.2.1 Technique de fixation des doigts dans la paume

Afin d’augmenter la résistance mécanique globale du préhenseur, il était souhaitable d’enlever le lien direct entre les doigts et la paume et de les relier ensemble par l’en-

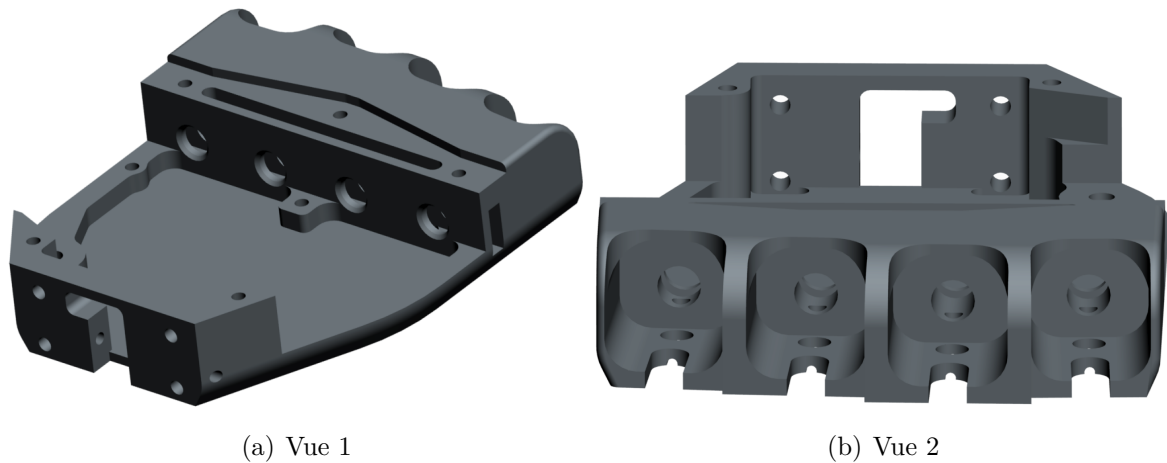


FIGURE 4.13 – Modèles CAO illustrant la géométrie de la paume.

tremise d'un matériau compliant, offrant une certaine flexibilité. Cela a pour effet de diminuer les efforts aux endroits critiques lors d'un impact par exemple. Aussi, cette fonctionnalité vient donner un aspect encore plus naturel au préhenseur, elle permet d'améliorer davantage l'adaptabilité à la forme des objets saisis et elle facilite beaucoup l'assemblage des doigts. Aussi, le fait que la base des doigts soit entourée de ce maté-

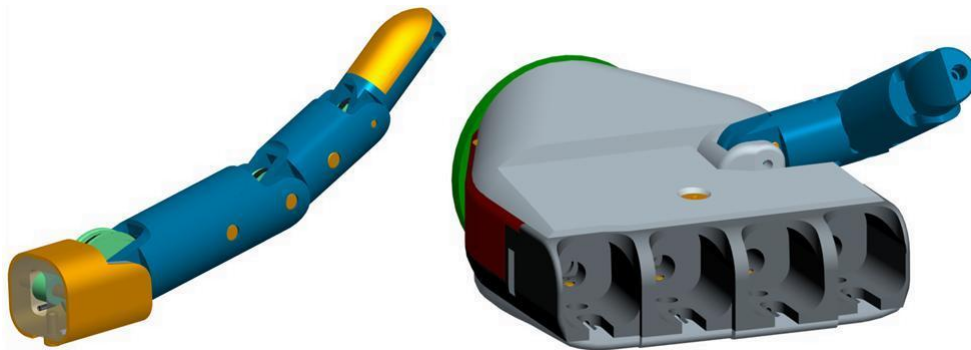


FIGURE 4.14 – Modèles CAO du doigt et du préhenseur montrant l'insertion des doigts dans la paume avec la compliance.

riau compliant et la façon dont cette base est insérée dans la paume (voir figure 4.14) viennent donner une propriété très intéressante au préhenseur. En effet, cet arrangement permet d'avoir de la compliance à cet endroit autant lorsque la main est ouverte que lorsqu'elle est fermée. Dans les deux cas, les forces externes sont généralement appliquées latéralement par rapport aux doigts et les axes de compliance ne sont donc pas les mêmes. En fait, un tel arrangement procure une compliance à la base des doigts dans les trois axes de rotation par rapport au pivot situé sous la base des doigts. Un principe semblable est utilisé pour introduire la compliance à la base du pouce (voir

figure 4.15), mais dans ce cas, un seul axe de rotation est obtenu avec cette approche.

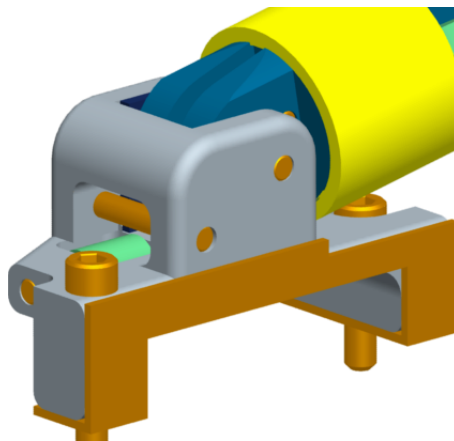


FIGURE 4.15 – Modèle CAO de la base du pouce montrant la présence de compliance.

4.7.3 Géométrie du couvercle structurel et des couvercles esthétiques du préhenseur

Le couvercle structurel est utilisé afin de solidifier l'assemblage complet. C'est lui qui vient compléter l'assemblage en reliant les différents composants entre eux. Pour les mêmes raisons que les doigts et que la paume, le couvercle est fabriqué en PEEK.

Afin d'avoir une belle finition, il était nécessaire d'avoir des composants intermédiaires faisant le lien entre l'adaptateur du préhenseur (voir sur les figures 4.2 et 4.8) et la paume et le couvercle structurel. Sur ces mêmes figures, on peut voir les deux couvercles esthétiques (un sur le dessus et un sur le dessous du préhenseur) qui sont en silicone obtenus par moulage à l'aide du prototypage rapide. Le silicone sélectionné (MoldStar-16 de la compagnie Sial-Canada) est le même que pour le recouvrement des doigts (voir spécifications à l'Annexe A), puisqu'il offre une très bonne résistance au déchirement, une faible dureté et un temps de durcissement très bas. La géométrie interne du couvercle situé à l'arrière de la main est légèrement plus compliquée puisqu'elle ne doit pas interférer avec les câbles élastiques des doigts (voir figure 4.16). Aussi, la rainure rectangulaire située au centre de la pièce est présente pour libérer l'espace pour le bouton mécanique du mécanisme pour le changement de modes.

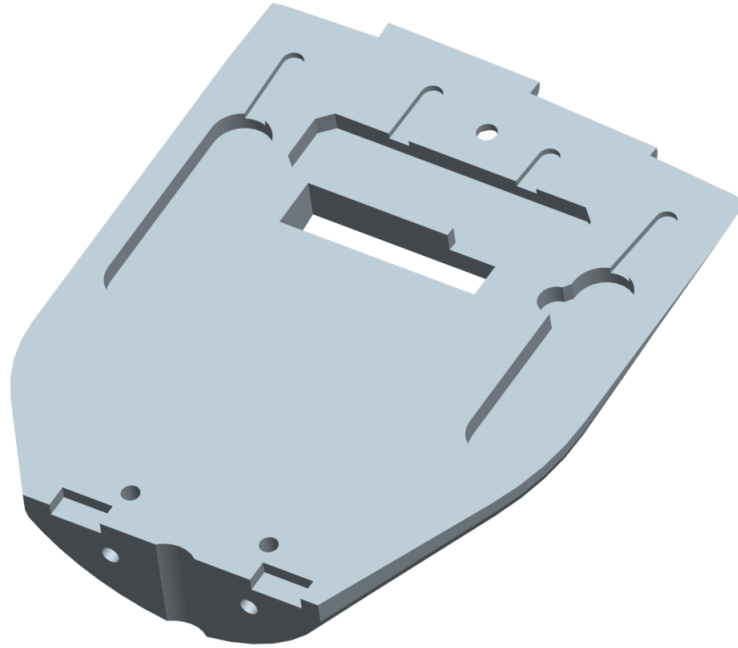


FIGURE 4.16 – Modèle CAO illustrant la géométrie interne du couvercle esthétique se fixant à l'arrière de la main.

4.8 Sélecteur mécanique pour le changement de modes

Toujours dans le contexte d'un préhenseur actionné à l'aide d'un harnais, il était désirable de pouvoir passer d'un mode de préhension à un autre, de façon purement mécanique afin d'élargir la gamme de tâches pouvant être effectuées par l'utilisateur de la prothèse. Tel qu'illustré à la figure 4.17, c'est en utilisant les propriétés du sous-actionnement que cela est effectué. Le principe consiste à faire passer les sorties du mécanisme de sous-actionnement dans un sélecteur de sorties mécanique où les sorties désirées sont choisies de façon mécanique. En fait, il s'agit plutôt de bloquer les sorties nécessaires à l'obtention du mode désiré. Puisque les entrées du sélecteur sont les sorties d'un mécanisme de sous-actionnement, le fait de bloquer une ou plusieurs sorties ne bloque pas l'actionnement et le mécanisme en entier peut toujours fonctionner. Il est à noter qu'il pourrait y avoir plus d'une entrée dans le mécanisme de sous-actionnement. Selon le type de sorties du mécanisme, il existe plusieurs solutions possibles.

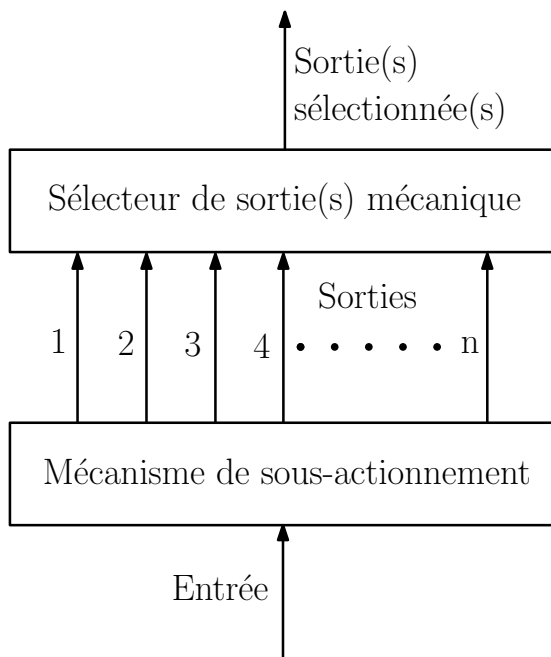


FIGURE 4.17 – Illustration schématique du principe de sélecteur mécanique.

4.8.1 Fonctionnement du mécanisme

Pour cette application, les sorties du mécanisme sont des tendons, qui vont actionner les doigts du préhenseur donc il s'agit de bloquer les câbles pour obtenir les modes désirés. Encore une fois, il existe plusieurs façons de réaliser cette tâche, mais considérant le type de câble que nous utilisons les solutions étaient limitées puisqu'il était nécessaire de ne pas l'endommager à long terme. Des billes d'acier ont été attachées sur les câbles et le sélecteur de sorties bloque les câbles par l'intermédiaire de ces billes. Puisque le sélecteur de sorties devait être intégré dans la paume de la main et qu'il doit être facilement opérable par l'utilisateur, nous avons opté pour un sélecteur de forme rectangulaire se déplaçant perpendiculairement aux tendons dans la direction suivant la largeur de la main (de gauche à droite si on regarde la main d'en haut). Les tendons passent donc par des cavités et selon la grosseur de chaque cavité, la bille peut passer ou pas. Un exemple de ce principe est illustré à la figure 4.18 où les trois configurations du sélecteur engendrent trois modes de préhension distincts pour la main. La première configuration bloque les sorties 2 à 4, la deuxième configuration laisse passer les quatre sorties et la dernière configuration bloque la sortie 1 seulement. Aussi, une vis semblable à celle montrée à la figure 4.5 est utilisée afin de barrer le sélecteur aux bons endroits dans la paume, afin d'obtenir avec précision les modes désirés. L'utilisateur du

préhenseur peut bouger manuellement le sélecteur à la configuration désirée par l'entremise d'un petit bouton mobile situé à l'arrière de la main (qui est visible en vert à la figure 4.8a). Ce principe, ainsi que le sélecteur actuellement utilisé dans le préhenseur sont illustrés à la figure 4.19.

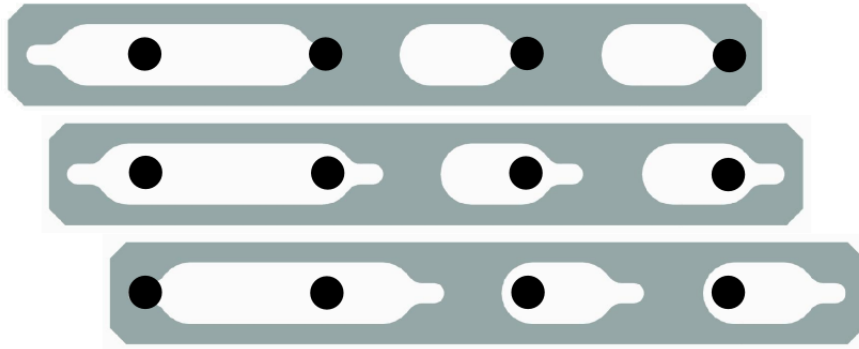


FIGURE 4.18 – Exemple de sélecteur mécanique dans ses trois configurations possibles.

Il est important de mentionner qu'avec ce sélecteur, il n'est possible que d'effectuer trois modes, mais ce dernier peut facilement être remplacé par un autre offrant des modes différents. Puisqu'il s'agit simplement d'une pièce à remplacer dans le préhenseur, on peut imaginer qu'un utilisateur de la prothèse possède plusieurs sélecteurs. Puisque chaque sortie a la possibilité d'être bloquée ou pas, qu'il y a quatre sorties et qu'il y a trois modes par sélecteur, il existe donc $\frac{16!}{3!(16-3)!} = 560$ sélecteurs possible, si on considère que les trois modes d'un même sélecteur doivent être différents. Il est à noter que le nombre de combinaisons (sans égard à l'ordre) a été utilisé plutôt que le nombre d'arrangements pour déterminer le nombre de sélecteurs possible puisque la position de chaque mode (sélecteur mécanique à gauche, au centre ou droite) n'a pas vraiment d'importance. Dans cette application, ce qui limite le nombre de modes possibles est la distance entre les sorties, mais dans une autre application il serait envisageable d'en avoir davantage par sélecteur. Il est toutefois nécessaire que le mécanisme de sous-actionnement comprenne le nombre de sorties correspondant. Aussi, il existe d'autres solutions pour bloquer les billes, par exemple en utilisant un sélecteur mobile en translation dans la direction perpendiculaire à la paume de la main, ou plutôt avec un sélecteur rotatif, avec plusieurs patrons de cavités prévus pour chacun des modes. Le sélecteur présenté a été choisi au lieu des autres puisqu'il est davantage compact et qu'il peut être inséré à l'intérieur de la main plus facilement. Aussi, pour cette application, il était préférable d'avoir un mouvement de translation plutôt que de rotation puisqu'une personne double amputée par exemple aurait davantage de difficulté à effec-

tuer ce mouvement. Le sélecteur actuellement utilisé dans le préhenseur est représenté à la figure 4.19. Ses trois configurations possibles engendrent trois modes de préhension distincts.

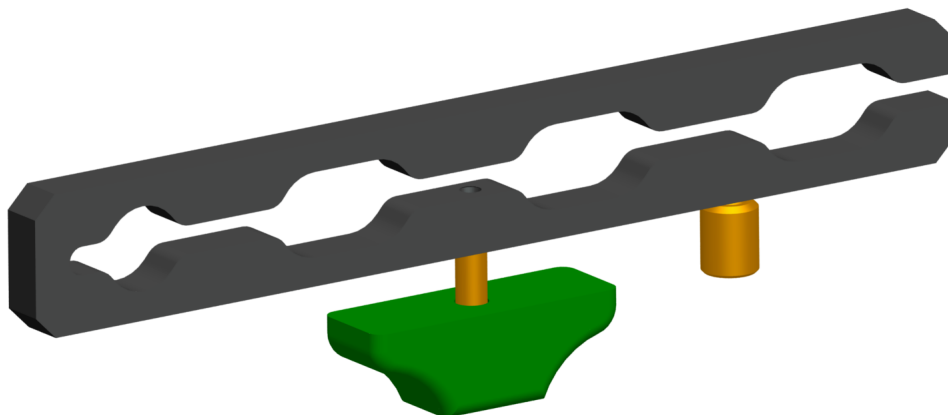


FIGURE 4.19 – Modèle CAO de l'assemblage du sélecteur mécanique présentement utilisé.

Pour le *premier mode*, seulement l'index est bloqué donc l'actionnement vient fermer tous les autres doigts et fait en sorte que le préhenseur pointe du doigt avec l'index. Ce mode est particulièrement intéressant pour appuyer sur des boutons par exemple, sans avoir tous les autres doigts comme obstacle. Il s'agit d'une caractéristique très simple, mais qui peut être très utile dans la vie de tous les jours. Il est à noter que ce mode est fonctionnel, peu importe la configuration du pouce. Pour le *second mode*, aucune bille n'est bloquée, donc le préhenseur agit comme s'il n'y avait pas de sélecteur mécanique. Tout dépendant de la configuration du pouce et de la position de l'objet par rapport à la main, l'actionnement engendrera une prise pulpaire, palmaire ou latérale. Pour le *troisième mode*, toutes les sorties sont bloquées. Cela peut être utile si l'utilisateur veut pouvoir bouger librement sans avoir à se soucier de ne pas actionner le préhenseur. Aussi, il est possible de sélectionner ce mode après que le préhenseur ait été actionné. Cela a pour effet que les billes ne peuvent pas retourner dans leur cavité et la main resterait à moitié fermée. Cette fonctionnalité peut être bien utile si l'utilisateur veut garder le poing fermé par exemple, pour pouvoir faire des mouvements brusques sans engendrer de déplacements au niveau des doigts. Il est d'ailleurs possible de faire la même chose avec n'importe quel autre mode (sauf pour celui qui ne bloque aucune sortie) et peut-être que cela pourrait procurer certains avantages pour un utilisateur voulant effectuer une tâche précise. Finalement, la raison pour laquelle le sélecteur est ouvert à une de ses extrémités est bien simple : c'est pour être en mesure de l'insérer ou de le retirer une fois les doigts en place. Avec un tel arrangement, l'utilisateur est

donc en mesure de changer facilement de sélecteur sans avoir à désassembler les doigts à chaque fois.

4.9 Compatibilité avec autres prothèses

Afin d'être compatible avec d'autres prothèses, le préhenseur se termine avec une vis UNC#1/2-20 ; il s'agit de la dimension standard utilisée pour la grande majorité des composants laminés dans les emboitures de prothèses de membre supérieur.

4.9.1 Poignet

Un poignet permettant la flexion peut être utilisé pour offrir davantage de possibilités à l'utilisateur, il s'agit du «Sierra Wrist Flex Unit » de la compagnie Hosmer. Dans tous les cas, ce poignet peut être combiné avec un embout de type « Quick-Disconnect », permettant à l'utilisateur d'effectuer une supination en se servant de l'autre main. Donc, cette rotation suivie d'une flexion évitera à l'utilisateur de devoir compenser et augmentera la fonctionnalité globale du préhenseur lorsqu'il est fixé à une emboiture de prothèse tout en améliorant le confort de l'utilisateur lors de la saisie d'objets. Par contre, l'utilisation de ce poignet sur une prothèse déjà laminée engendre inévitablement une augmentation de la longueur totale et peut apporter un inconfort chez certains individus. Il est toutefois possible de laminer une nouvelle prothèse à une longueur plus petite afin de compenser pour le poignet. Les spécifications du poignet sont disponibles à l'Annexe A.

4.10 Spécifications générales de la main

Étant donné que le prototype final (sans composant en plastique obtenu par prototypage rapide) n'était pas complété au moment de la rédaction de ce mémoire, la plupart de ses spécifications ne peuvent être discutées. Par contre, des tests seront éventuellement effectués pour déterminer la force disponible pour chacune des prises, sa résistance



FIGURE 4.20 – Poignet Sierra Wrist Flex Unit de Hosmer.

mécanique, etc. De plus, ce prototype constitue une version intermédiaire puisque la validation expérimentale décrite à la section 4.11 (tests d'utilisabilité) conduira à une autre itération, donc certains tests seront reportés à cette version ultérieure. Voici tout de même certaines caractéristiques du préhenseur qui ont pu être estimées, calculées ou mesurées sans être en sa possession (sans considérer le poignet décrit à la section 4.9.1) : le poids total est estimé à 0.4 kg, la longueur totale de la jointure proximale du majeur jusqu'à la base est d'environ 104 mm, la distance d'actionnement maximale (cela survient lors d'une prise latérale sans objet, par exemple pour saisir une feuille de papier) est d'environ 38 mm. Cette dernière spécification pourrait être modifiée si nécessaire, grâce à l'utilisation du levier présent dans la paume décrit à la section 4.6. L'efficacité du préhenseur (en ce qui concerne le frottement) a été évaluée avec la même méthode que celle décrite à la section 2.6. Ce nouveau préhenseur offre une efficacité supérieure, soit 82% par rapport à 70% pour le préhenseur décrit au Chapitre 2 de ce présent mémoire. Finalement, il a été estimé que le préhenseur est composé d'une quantité de matériel totalisant 350\$ (toujours sans considérer le poignet). Cependant, cela ne comprend pas le temps d'usinage, le temps d'assemblage et le fait que la majorité des composants ne peuvent être achetés à l'unité.

4.11 Méthodologie de l'éventuelle validation expérimentale

Afin d'améliorer la conception du prototype actuel du préhenseur, il est maintenant important d'inclure dans le processus de conception les usagers potentiels de ce préhenseur afin de connaître leur perception et d'évaluer l'utilisabilité et l'efficacité (le niveau de fonctionnalité du préhenseur) de cette aide technique [70]. L'utilisabilité est définie par la norme ISO 9241-11 comme : le degré selon lequel un produit peut être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifié. Dans une démarche d'évaluation de l'utilisabilité d'un produit, l'apport des utilisateurs s'avère essentiel. Les données issues de cette démarche permettront d'améliorer la première version du préhenseur pour produire un second prototype dont le design se rapprochera d'un préhenseur commercialisable. Pour ce faire, des essais auprès d'un nombre limité (n=5) et relativement hétérogène de personnes amputées seront réalisées à l'Institut de réadaptation en déficience physique du Québec (IRD PQ).

4.11.1 Données quantitatives : description sommaire du test SHAP

La préhension fonctionnelle sera évaluée à l'aide du Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP). Le SHAP est un test clinique de préhension développé spécifiquement pour les utilisateurs d'une prothèse du membre supérieur. Ce test évalue la saisie d'objets abstraits (cylindres, sphères, etc.) par différentes prises (latérales, englobantes, pinces, etc.) ainsi que la saisie d'objets familiers rencontrés dans la vie quotidienne (pièce de monnaie, verre d'eau, fermeture éclair, etc.) [74]. Ses propriétés de mesure (validité et fidélité) sont bonnes à excellentes [57]. Le SHAP évalue la dimension 'Activités' de la Classification internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) de l'Organisation mondiale de la santé (OMS) [61], ce qui est une caractéristique importante que nous recherchons à ce stade-ci du développement et de l'évaluation des caractéristiques du préhenseur. Le SHAP a été utilisé dans différentes études au cours des années ([61], [69], [50], [62], [13]). Il fournit un score objectif basé sur le temps requis pour réaliser chacune des tâches et ne requiert donc pas d'habiletés d'observation

de la part de l'évaluateur. Un indice de préhension fonctionnelle sur 100 est calculé pour chaque type de prise (6 sous-scores) à partir d'une population normale pour les mêmes tâches. Un score total sur 100 est également calculé [69]. Le temps requis pour l'administration du SHAP est de 20 à 30 minutes. Le formulaire de collecte de données se retrouve à l'Annexe C ainsi que le protocole préétabli pour l'utilisation de ce test. Le SHAP sera administré aux participants avec le prototype du préhenseur ainsi qu'avec leurs préhenseurs habituels.



FIGURE 4.21 – Quelques composants du test SHAP (tirée de [74]).

4.11.2 Données qualitatives : description des questionnaires

En plus des résultats obtenus par le SHAP, de l'information qualitative sera recueillie lors des expériences. La sous-échelle 'technologie' de la version 2.0 de l'Évaluation de la satisfaction envers une aide technique (ÉSAT-tech) (voir Annexe C) sera utilisée afin d'évaluer huit items liés à la perception de la satisfaction des participants immédiatement après la période de test : dimensions, poids, facilité d'ajustement, sécurité, facilité d'utilisation, solidité, confort et efficacité [29]. La sous-échelle 'service' ne présente aucun intérêt dans le cadre de la présente étude. Chaque item est évalué à l'aide d'une échelle de 1 à 5 (pas satisfait à très satisfait). La personne évaluée doit également identifier les trois items les plus importants à ses yeux. Un sous-score est calculé pour les items technologiques. Les propriétés de mesure (validité et fidélité) de l'ÉSAT ont été largement documentées et évaluées au cours des dernières années et sont consi-

dérées comme étant bonnes à excellentes ([29], [30], [32], [31]). L'ÉSAT a été utilisé auprès de différentes clientèles et pour différentes aides techniques dont les prothèses myoélectriques du membre supérieur ([71], [72], [15], [16]).

Pour terminer, une entrevue semi-structurée (voir Annexe C) sera réalisée auprès de chaque participant. Cette entrevue permettra de faire ressortir les opinions des participants en ce qui a trait aux forces et aux faiblesses du préhenseur ainsi que de son potentiel à long terme et des améliorations souhaitées par les participants.

4.12 Conclusion

Ce qui a été présenté dans ce chapitre est le design mécanique d'un préhenseur actionné à l'aide d'un harnais, se rapprochant de l'apparence d'une main humaine. Le préhenseur comprend cinq doigts articulés, ce qui lui procure une bonne adaptabilité à la forme des objets et un niveau de fonctionnalité supérieur permettant à l'utilisateur d'effectuer plusieurs tâches par exemple, d'attraper une balle au vol. De plus, il offre sensiblement les mêmes avantages que les préhenseurs conventionnels actionnés à l'aide d'un harnais (simples, non dispendieux, faciles à mettre et enlever, extrêmement durables, généralement légers, grande vitesse de fermeture, etc). Son design mécanique est plus compliqué qu'un préhenseur simple à un seul degré de liberté, mais son utilisation ne l'est probablement pas vraiment. Aussi, les différentes caractéristiques du préhenseur permettent à l'utilisateur de retrouver un meilleur niveau d'autonomie en offrant une multitude de possibilités.

La prochaine étape consiste à tester ce préhenseur avec des personnes amputées d'un membre supérieur afin de confirmer ses avantages fonctionnels. Les données issues de cette démarche d'évaluation permettront d'améliorer cette première version pour produire un second prototype se rapprochant d'un produit commercialisable. Aussi, un mécanisme permettant de barrer la main dans n'importe quelle configuration sera éventuellement disponible, afin de permettre la saisie d'objets un peu plus lourds ainsi que de soulever un objet pendant une longue période de temps sans engendrer de fatigue. Finalement, différents travaux porteront éventuellement sur l'intégration d'un recouvrement complet de la main.

Conclusion

Résumé des travaux

Les travaux présentés dans ce mémoire portent dans un premier temps sur l'avancement des connaissances en ce qui concerne l'utilisation du principe de sous-actionnement dans le domaine de la prothétique pour ensuite guider le design d'un prototype de préhenseur. Toute une gamme de mécanismes servant à sous-actionner les doigts ont été développés et testés pour bien comprendre leurs avantages et désavantages.

Une fois cette contribution apportée, un premier prototype de main servant de plateforme expérimentale a été conçu pour tester ces mécanismes. La conception de ce prototype a fait ressortir beaucoup d'information en ce qui concerne les principaux défis liés à la réalisation d'une telle main, par exemple la minimisation du poids et du frottement. Aussi, la fabrication de ce prototype a permis la réalisation de l'importance de plusieurs aspects (géométrie, recouvrement, positionnement et orientation des doigts, etc) nécessaires à l'obtention d'un préhenseur fonctionnel.

Ensuite, des travaux théoriques ont porté sur l'étude des prises de précision (ou prises pulpaire) réalisées avec des doigts sous-actionnés. La motivation de ces travaux provient du fait que de telles prises sont par définition instables sans frottement. Puisqu'il s'agit de prises très utiles, il était d'intérêt de bien comprendre le comportement

de ces mécanismes. C'est à l'aide de modèles mathématiques que la démonstration de l'existence de telles prises stables fut possible, par exemple en modifiant la géométrie de la phalange distale des doigts et en ajoutant une limite mécanique ou de la compliance à l'articulation distale.

Une fois ces étapes franchies, le design final du préhenseur a été réalisé en utilisant toute l'information et l'expérience acquise par les travaux antérieurs. Ce préhenseur est actionné à l'aide d'un harnais et il comprend cinq doigts articulés, ce qui lui procure une apparence qui le rapproche d'une main humaine. Le principe du sous-actionnement est présent dans les doigts, mais aussi entre eux, ce qui permet au préhenseur d'offrir une très bonne adaptabilité à la forme des objets sans complexifier son utilisation. De plus, le positionnement manuel du pouce combiné avec le sélecteur mécanique viennent augmenter les possibilités de la main, pour permettre à l'utilisateur de réaliser un maximum de tâches et de retrouver un bon niveau d'autonomie.

Travaux futurs

La conception d'un produit ayant comme rôle de remplacer la main humaine n'est vraiment pas une tâche facile et encore bien des choses doivent être comprises avant de pouvoir affirmer que le préhenseur actuel est optimal. C'est d'ailleurs la raison pour laquelle des tests seront effectués avec des personnes amputées d'un membre supérieur afin de vraiment valider ses avantages et inconvénients à l'aide de l'information recueillie (tant qualitative que quantitative). Ces résultats seront utilisés pour une prochaine itération du design du préhenseur. D'ailleurs, d'autres caractéristiques seront éventuellement intégrées dans la main, par exemple un recouvrement complet et un mécanisme permettant de barrer le préhenseur dans n'importe quelle configuration. Aussi, le préhenseur actuel a été réalisé dans l'optique d'être entièrement mécanique, mais il pourrait très bien être intégré dans une prothèse myoélectrique pour obtenir une solution intermédiaire. Cela viendrait offrir une multitude de possibilités, en combinant les avantages des deux catégories de prothèses (à harnais et myoélectriques). En effet, cette approche permettrait l'intégration de capteurs tactiles dans la main afin d'obtenir une meilleure rétroaction sensorielle, par exemple en détectant un glissement de l'objet saisi ou en détectant une chaleur excessive.

Finalement, ce type de préhenseur pourra éventuellement constituer une alternative simple et à faible coût afin de permettre aux personnes amputées d'un membre supérieur de réaliser les activités quotidiennes. Ce type d'aide technique trouvera certainement une part de marché dans les pays industrialisés. Toutefois, pour des pays où les ressources financières sont limitées (ex. pas de programme de remboursement pour une telle aide technique), de même que l'accès à des ressources pour réparer des préhenseurs que l'on pourrait qualifier de 'trop technologiques', un préhenseur comme celui proposé par le Laboratoire de robotique de l'Université Laval constitue une alternative intéressante.

Bibliographie

- [1] Adaptive gripper, RobotIQ. www.robotiq.com. Consulté le 9 décembre 2011.
- [2] Advanced Arm Dynamics, Michelangelo Hand. www.armdynamics.com/pages/michelangelo. Consulté le 9 décembre 2011.
- [3] ALMSTROM, C., HERBERTS, P. et KORNER, L. (1981). Experience with swedish multifunctional prosthetic hands controlled by pattern recognition of multiple myoelectric signals. *International Orthopaedics*, 5:15–21. 10.1007/BF00286094.
- [4] BARIL, M., LALIBERTÉ, T., GUAY, F. et GOSSELIN, C. (2010). Static analysis of single-input/multiple-output tendon-driven underactuated mechanisms for robotic hands. *Actes de Proceedings of the ASME IDETC/CIE*, Montreal, Canada.
- [5] BARTHOLET, Stephen J. (Orange, C. (1992). Reconfigurable end effector.
- [6] bebionic Hand and bebalance, Software Technical Manual. www.ortoped.ca/pdf/RSL_BeBionic-Technical-Manual.pdf. Consulté le 9 décembre 2011.
- [7] BEGOC, V., KRUT, S., DOMBRE, E., DURAND, C. et PIERROT, F. (2007). Mechanical design of a new pneumatically driven underactuated hand. *Actes de Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pages 927–933.
- [8] BIRGLEN, L. (2010). The kinematic preshaping of triggered self-adaptive linkage-driven robotic fingers. *Actes de Proc. of the 1st Int. Workshop on Underactuated Grasping*.

- [9] BIRGLEN, L. et GOSSELIN, C. M. (2006). Force analysis of connected differential mechanisms : Application to grasping. *The International Journal of Robotics Research*, 25(10):1033–1046.
- [10] BIRGLEN, L., LALIBERTÉ, T. et GOSSELIN, C. M. (2008). *Underactuated Robotic Hands*, volume 40 de *Springer Tracts in Advanced Robotics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. ISBN 978-540-77458-7.
- [11] CARROZZA, M., CAPPIELLO, G., MICERA, S., EDIN, B., BECCAI, L. et CIPRIANI, C. (2006). Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological Cybernetics*, 95:629–644. 10.1007/s00422-006-0124-2.
- [12] CARROZZA, M. C., PERSICETTI, A., LASCHI, C., VECCHI, F., LAZZARINI, R., VACALEBRI, P. et DARIO, P. (2007). A wearable biomechatronic interface for controlling robots with voluntary foot movements. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 12(1):1–11.
- [13] CARY, I. et ADAMS, J. (2003). A comparison of dominant and non-dominant hand function in both right and left handed individuals using the southampton hand assessment procedure (shap). *The British Journal of Hand Therapy*, 8(1):4–10.
- [14] CASTELLINI, C., van der SMAGT, P., SANDINI, G. et HIRZINGER, G. (2008). Surface emg for force control of mechanical hands. *Actes de Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 725–730.
- [15] CHAN, S. C. et CHAN, A. P. (2007). User satisfaction, community participation and quality of life among chinese wheelchair users with spinal cord injury : a preliminary study. *Occupational Therapy International*, 14(3):123–143.
- [16] CHAN, S. C. C. et CHAN, A. P. S. (2006). The validity and applicability of the chinese version of the quebec user evaluation of satisfaction with assistive technology for people with spinal cord injury. *Assistive Technology*, 18(1):25–33.
- [17] CHU, J.-U., MOON, I., LEE, Y.-J., KIM, S.-K. et MUN, M.-S. (2007). A supervised feature-projection-based real-time emg pattern recognition for multifunction myoelectric hand control. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 12(3):282–290.
- [18] CIPRIANI, C., CONTROZZI, M. et CARROZZA, M. (2009). Progress towards the development of the smarthead transradial prosthesis. *Actes de Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, pages 682–687.

- [19] CIPRIANI, C., CONTROZZI, M. et CARROZZA, M. C. (2010). Objectives, criteria and methods for the design of the smarthand transradial prosthesis. *Robotica*, 28(06): 919–927.
- [20] CIPRIANI, C., ZACCONE, F., MICERA, S. et CARROZZA, M. (2008). On the shared control of an emg-controlled prosthetic hand : Analysis of user no.x2013;prosthesis interaction. *Robotics, IEEE Transactions on*, 24(1):170 –184.
- [21] COONEY, W. et CHAO, E. (1977). Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J Bone Joint Surg Am*, 59(1):27–36.
- [22] COTTON, D., CRANNY, A., CHAPPELL, P., WHITE, N. et BEEBY, S. (2006). Control strategies for a multiple degree of freedom prosthetic hand. *Actes de UKACC Control, 2006. Mini Symposia*, pages 211 –218.
- [23] CRAELIUS, W. (2002). The bionic man : Restoring mobility. *Science*, 295(5557): 1018–1021.
- [24] CRISMAN, J., KANOJIA, C. et ZEID, I. (1996). Graspar : a flexible, easily controllable robotic hand. *Robotics Automation Magazine, IEEE*, 3(2):32 –38.
- [25] CROWDER, R. M. (1991). An anthropomorphic robotic end effector. *Robotics and Autonomous Systems*, 7(4):253 – 268.
- [26] CURCIE, D., FLINT, J. et CRAELIUS, W. (2001). Biomimetic finger control by filtering of distributed forelimb pressures. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 9(1):69 –75.
- [27] CUTKOSKY, M. et KAO, I. (1989). Computing and controlling compliance of a robotic hand. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 5(2):151 –165.
- [28] DECHEV, N., CLEGHORN, W. L. et NAUMANN, S. (2001). Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism and Machine Theory*, 36(10):1157 – 1173.
- [29] DEMERS, L., MONETTE, M., LAPIERRE, Y., ARNOLD, D. L. et WOLFSON, C. (2002). Reliability, validity, and applicability of the quebec user evaluation of satisfaction with assistive technology (quest 2.0) for adults with multiple sclerosis. *Disability and rehabilitation*, 24(1-3):21–30.

- [30] DEMERS, L., WEISS-LAMBROU, R. et SKA, B. (1996). Development of the quebec user evaluation of satisfaction with assistive technology (quest). *Assistive Technology*, 8(1):3–13.
- [31] DEMERS, L., WEISS-LAMBROU, R. et SKA, B. (2000). Item analysis of the quebec user evaluation of satisfaction with assistive technology (quest). *Assistive Technology*, 12(2):96–105.
- [32] DEMERS, L., WESSELS, R., WEISS-LAMBROU, R., SKA, B. et DE WITTE, L. P. (2001). Key dimensions of client satisfaction with assistive technology : a cross-validation of a canadian measure in the netherlands. *Journal of rehabilitation medicine official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 33(4):187–191.
- [33] DOLLAR, A. et HOWE, R. (2007). The sdm hand as a prosthetic terminal device : A feasibility study. *Actes de Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 978 –983.
- [34] DOLLAR, A. M. et HOWE, R. D. (2010). The highly adaptive sdm hand : Design and performance evaluation. *The International Journal of Robotics Research*, 29(5): 585–597.
- [35] DUBEY, V. N. et CROWDER, R. M. (2002). A finger mechanism for adaptive end effectors. *Actes de ASME International Design Engineering Technical Conference*, pages 995–1001. ASME. Proceedings Of The ASME Design Engineering Technical Conference Volume : 5 B 2002.
- [36] FRYER, C. et MICHAEL, J. (2004). *Harnessing and controls for body-powered devices*. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. 3rd ed.
- [37] FRYER CM, Stark GE, M. J. (2004). *Body powered components*. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. 3rd ed.
- [38] FUKAYA, N., TOYAMA, S., ASFOUR, T. et DILLMANN, R. (2000). Design of the tuat/karlsruhe humanoid hand. *Actes de Intelligent Robots and Systems, 2000. (IROS 2000). Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 3, pages 1754 –1759 vol.3.
- [39] GOSSELIN, C., PELLETIER, F. et LALIBERTÉ, T. (2008). An anthropomorphic underactuated robotic hand with 15 dofs and a single actuator. *Actes de Robotics*

- and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 749–754.
- [40] GUO, G., Q. X. et GRUVER, W. (1992). A single-dof multi-function prosthetic hand mechanism with an automatically variable speed transmission. *Actes de In Proceedings of the 1992 ASME Biennial Mechanisms Conference*, page 149–154, Phoenix, AZ.
- [41] HECKATHORNE, C. (2004). *Components for electric-powered systems*. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies 3rd ed.
- [42] HERDER, J. et de VISSER, H. (2000). Force directed design of a voluntary closing hand prosthesis. *Actes de Proceedings of ASME DETC 26th Biennial Mechanisms and Robotics Conference*, Baltimore, Maryland, USA. paper no. DETC2000/MECH-14149, Winner of the Freudenstein Young Investigators Award.
- [43] HIROSE, S. et UMETANI, Y. (1978). The development of soft gripper for the versatile robot hand. *Mechanism and Machine Theory*, 13(3):351 – 359.
- [44] HIROSHI, S., KOHTAROH, Y. et KOHZOH, K. (1987-03). A study of grippers with multiple degrees of mobility : Vibration, control engineering, engineering for industry. *JSME international journal : bulletin of the JSME*, 30(261):515–522.
- [45] HUANG, H., JIANG, L., LIU, Y., HOU, L., CAI, H. et LIU, H. (2006). The mechanical design and experiments of hit/dlr prosthetic hand. *Actes de Robotics and Biomimetics, 2006. ROBIO '06. IEEE International Conference on*, pages 896–901.
- [46] KAMIKAWA, Y. et MAENO, T. (2008). Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of humans. *Actes de Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 717–722.
- [47] KRAGTEN, G. A. et HERDER, J. L. (2010a). The ability of underactuated hands to grasp and hold objects. *Mechanism and Machine Theory*, 45(3):408 – 425.
- [48] KRAGTEN, G. A. et HERDER, J. L. (2010b). A platform for grasp performance assessment in compliant or underactuated hands. *Journal of Mechanical Design*, 132(2):024502.
- [49] KRAGTEN, G. A., MEIJNEKE, C. et HERDER, J. L. (2010). A proposal for benchmark tests for underactuated or compliant hands. *Mechanical Sciences*, 1(1):13–18.

- [50] KYBERD, P., MURGIA, A., GASSON, M., TJERKS, T., METCALF, C., CHAPPELL, P., WARWICK, K. et BARNHILL, T. (2009). Case studies to demonstrate the range of applications of the southampton hand assessment procedure. *British Journal of Occupational Therapy*, 72(5):212–218.
- [51] KYBERD, P. J., LIGHT, C., CHAPPELL, P. H., NIGHTINGALE, J. M., WHATLEY, D. et EVANS, M. (2001). The design of anthropomorphic prosthetic hands : A study of the southampton hand. *Robotica*, 19(06):593–600.
- [52] Laboratoire de robotique de l'Université Laval, Pneumatically-driven Robotic Hand. robot.gmc.ulaval.ca/en/research/theme305.html. Consulté le 9 décembre 2011.
- [53] LALIBERTÉ, T. et GOSSELIN, C. (2003). Actuation system for highly underactuated gripping mechanism.
- [54] LALIBERTÉ, T., BARIL, M., GUAY, F. et GOSSELIN, C. M. (2010). Towards the design of a prosthetic underactuated hand. *Actes de Proc. of the 1st Int. Workshop on Underactuated Grasping*.
- [55] LALIBERTÉ, T., BIRGLEN, L. et GOSSELIN, C. M. (2002). Underactuation in robotic grasping hands. *Machine Intelligence and Robotic Control*, 4(3):1–11.
- [56] LALIBERTÉ, T. et GOSSELIN, C. M. (1998). Simulation and design of underactuated mechanical hands. *Mechanism and Machine Theory*, 33(1-2):39 – 57.
- [57] LIGHT, C. M., CHAPPELL, P. H. et KYBERD, P. J. (2002). Establishing a standardized clinical assessment tool of pathologic and prosthetic hand function : Normative data, reliability, and validity. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83:776–783.
- [58] MAINARDI, E. et DAVALLI, A. (2007). Controlling a prosthetic arm with a throat microphone. *Actes de Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 3035 –3039.
- [59] MASSA, B., ROCCELLA, S., CARROZZA, M. et DARIO, P. (2002). Design and development of an underactuated prosthetic hand. *Actes de Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA '02. IEEE International Conference on*, volume 4, pages 3374 – 3379 vol.4.

- [60] MELJNEKE, C., KRAGTEN, G. A. et HERDER, J. L. (2010). Design and performance assessment of an underactuated hand for industrial applications. *Actes de Proc. of the 1st Int. Workshop on Underactuated Grasping*.
- [61] METCALF, C., ADAMS, J., BURRIDGE, J., YULE, V. et CHAPPELL, P. (2007). A review of clinical upper limb assessments within the framework of the who icf. *Musculoskeletal Care*, 5(3):160–173.
- [62] METCALF, C., WOODWARD, H., WRIGHT, V., CHAPPELL, P., BURRIDGE, J. et YULE, V. (2008). Changes in hand function with age and normative unimpaired scores when measured with the southampton hand assessment procedure. *The British Journal of Hand Therapy*, 13(3):79–83.
- [63] MUZUMDAR, A. (2004). *Powered Upper Limb Prostheses*. Springer.
- [64] NAPIER, J. R. (1956). The prehensile movements of the human hand. *J Bone Joint Surg Br*, 38-B(4):902–913.
- [65] NASSER, S., RINCON, D. et RODRIGUEZ, M. (2006). Design of a low cost, highly functional, multi-fingered hand prosthesis. *Actes de LACCEI*, Mayagez, Puerto Rico.
- [66] Otto Bock, System Electric Hands. www.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/54445.html. Consulté le 9 décembre 2011.
- [67] Otto Bock, The Mind-Controlled Everyday Prothesis. www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/32082.html. Consulté le 20 décembre 2011.
- [68] RAKIC, M. (1989). Multifingered robot hand with selfadaptability. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 5(2-3):269 – 276.
- [69] RAMIREZ, I. A., LUSK, C. P., DUBEY, R., HIGHSMITH, M. J. et MAITLAND, M. E. (2009). Crossed four-bar mechanism for improved prosthetic grasp. *J Rehabil Res Dev*, 46:20157858.
- [70] RESNIK, L. (2011). Development and testing of new upper-limb prosthetic devices : Research designs for usability testing. *J Rehabil Res Dev*, 48(6):697–706.
- [71] ROUTHIER, F., VINCENT, C., MORISSETTE, M.-J. et DESAULNIERS, L. (2001). Clinical results of an investigation of paediatric upper limb myoelectric prosthesis fitting at the quebec rehabilitation institute. *Prosthetics and Orthotics International*, 25(2):119–131.

- [72] SAMUELSSON, K. et WRESSLE, E. (2008). User satisfaction with mobility assistive devices : An important element in the rehabilitation process. *Disability and Rehabilitation*, 30(7):551–558.
- [73] SMIT, G. et PLETTENBURG, D. H. (2010). Efficiency of voluntary closing hand and hook prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 34(4):411–427.
- [74] Southampton Hand Assessment Procedure, (SHAP). www.shap.ecs.soton.ac.uk/about-usage.php. Consulté le 9 décembre 2011.
- [75] SOUZA, L. et COURY, H. (2011). *La préhension*. International Encyclopedia of Rehabilitation.
- [76] TAYLOR, C. L. et SCHWARZ, R. J. (1955). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial Limbs*, 2:22–35.
- [77] Technical below elbow amputee issues, Otto Bock Michelangelo hand. www.swisswuff.ch/tech/?p=145. Consulté le 9 décembre 2011.
- [78] Touch Bionics, i-limb ultra. www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/. Consulté le 9 décembre 2011.
- [79] ZECCA, M., MICERA, S., CARROZZA, M. C. et DARIO, P. (2002). Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal. *Actes de Critical Reviews in Biomedical Engineering*, pages 459–485.

Annexe A

Feuilles de spécifications

Cette annexe présente les spécifications des différentes composantes achetées qui n'ont pas nécessité d'usinage ainsi que des différents matériaux utilisés.

» Sierra Wrist Flex Unit

Prosthetic Wrist

Supplier:

Hosmer Dorrance Corporation (Fillauer)

Features & Benefits:

- Dome shaped wrist unit
- Lever selects three positions
- Terminal device can be passively pronated and supinated
- Facilitates midline activities

Specifications:

- Positions: 0, 25 or 50 degrees of flexion
- Length: 3.6cm (1⁷/₁₆"
- Weight: 113g (4oz)
- Thread: Standard 1/2-20

Indications:

- Transradial and transhumeral amputations

Call Points:

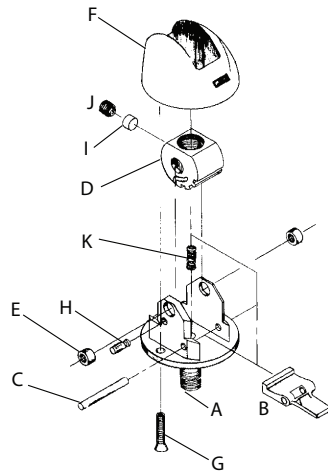
- Prosthetist
- Prosthetic technician

Warranty:

- 18 months, against manufacturers defects



Item No.	Model	Description	Thread	Length	Weight
HD-52371	18-00	Prosthetic wrist	Standard 1/2-20	3.6cm (1 ⁷ / ₁₆ "	113g (4oz)



Sierra Wrist Flex Unit » Parts

Item No.	Description	For Model	
A	HD-52380	Base	18-00
B	HD-52375	Lever	18-00
C	HD-52466	Pin	18-00
D	HD-54954	Rocker	18-00
E	HD-52372	Rocker bushing	18-00
F	HD-52379	Cover	18-00
G	HD-52301	Screw	18-00
H	HD-52790	Pin	18-00
I	HD-52378	Plug	18-00
J	HD-52300	Set screw	18-00
K	HD-52376	Compression spring	18-00

TECAPEEK™ (polyetheretherketone)

TECAPEEK™ is a unique semi-crystalline, high temperature engineering thermoplastic, is an excellent material for a wide spectrum of applications where thermal, chemical, and combus-

tion properties are critical to performance. Especially significant, in this regard, is TECAPEEK™'s ability to retain its flexural and tensile properties at very high temperatures—in excess of

250°C (482°F). The addition of glass fiber or carbon fiber reinforcements enhances the mechanical and thermal properties of the basic TECAPEEK™ material.

- **Excellent flexural, impact, and tensile characteristics**
- **Very high continuous working temperature**
- **Very high heat distortion temperature**
For unreinforced TECAPEEK™, the HDT is 160°C (320°F). The addition of 30% reinforcement results in a dramatic increase to 315°C (599°F).
- **Exceptional chemical resistance**
TECAPEEK™ is insoluble in all common solvents.
- **A superior dielectric at high temperatures and frequencies**
- **Good radiation resistance**
TECAPEEK™ exhibits superior resistance to high doses of gamma radiation.
- **Outstanding wear and abrasion resistance**
- **Low smoke and toxic gas emissions**
- **Excellent hydrolysis resistance**
TECAPEEK™ has an excellent resistance to hydrolysis in boiling water and superheated steam (sterilization/auto clavability) at temperatures in excess of 250°C (482°F).

TECAPEEK™'s exceptional property profile enables it to be utilized in many of the most critical areas in general industry, as well as in the automotive, marine, nuclear, oil well, electronics, medical and aerospace fields.

TYPICAL PROPERTY VALUES

PROPERTIES	ASTM Test Method	Units	TECAPEEK™	TECAPEEK™ GF30 30% Glass Reinforced	TECAPEEK™ CF30 30% Carbon Reinforced	TECAPEEK™ PVX	
PHYSICAL	Density	D792	lbs/in ³	0.0477	0.0538	0.0520	-
	Specific Gravity (gm/cm ³)	D792		-	-	-	1.48
	Water Absorption, @24 hours, 73°F	D570	%	0.5	0.11	0.06	-
	@Equilibrium, 73°F	-	-	0.5	-	-	-
MECHANICAL	Tensile Strength @ Yield, 73°F	D638	psi	14,000	22,800	30,200	17,300
	Tensile Modulus, 1% Sec, 73°F	D638	psi	522,100	1,406,800	1,885,400	-
	Elongation, Yield, 73°F	D638	%	4.9	-	-	-
	Elongation, Ultimate, 73°F	D638	%	50.0	2.2	1.3	2.5
	Flexural Strength, 73°F	D790	psi	27,700	33,800	46,100	30,000
	Flexural Modulus, Tangent, 73°F	D790	psi	530,000	1,495,200	1,885,400	1,400,000
	Compressive Strength, 73°F	D695	psi	17,100	31,200	34,800	22,000
	Shear Strength, Ultimate, 73°F	D3846	psi	7,600	14,100	14,100	-
	Izod Impact, Notched, 73°F	D256	ft-lbs/in	1.55	1.8	1.6	3.25
	Rockwell Hardness	D785	-	M99	M103	M107	-
	Limiting PV @ 68°F 1200 in/min	-	(psi) (ft/min)	170,000	-	385,000	-
	Coefficient of Friction, @ 68°F	-	-	-	-	-	-
	1200 in/min, 155 lbs Load	D1894-95	μ	0.18	-	0.22	.19-.21
	THERMAL	Deflection Temperature @ 264 psi, 1/4" Maximum Continuous	D648	°F	285	600	600
Use Temperature		-	°F	482	482	482	500
Melting Point		-	°F	633	633	633	633
Coefficient of Thermal Expansion		D696	in/in-°F	2.6 x 10 ⁻⁵	1.2 x 10 ⁻⁵	0.8 x 10 ⁻⁵	3.11 x 10 ⁻⁵
Thermal Conductivity		C177	Btu-in/hr-ft ² -°F	1.7	3.0	6.37	-
Flammability		UL94	-	V-O	V-O	V-O	-
ELECTRICAL		Volume Resistivity, 73°F	D149	V/mil	500	-	-
	Dielectric Strength	D257	ohm-cm	4.9 x 10 ¹⁵	-	1.4 x 10 ¹⁵	1.4 x 10 ¹⁵

This information is only to assist and advise you on current technical knowledge and is given without obligation or liability. All trade and patent rights should be observed. All rights reserved. Data obtained from extruded shapes material. TECAPEEK™ - Ensinger Ind.

MATERIAL AVAILABILITY

Rods: Diameters: 3/16" to 4-3/4" diameter, 10' Length
5" and greater diameter, 5' Length

Plates: 1/4" to 4" thickness inclusive are 2' x 4'

Primary Specification (Resin) (Typical)

TECAPEEK®: MILP-46183, Type I

TECAPEEK® GF30: MILP-46183, Type II Class 3 (Except Elong.)

Shapes Specification (Typical)

ASTM-D-6262 S-PAEK0111

ASTM-D-6262 S-PAEK0122

Profiles, tubes, and special sizes are custom-produced on request.



ENSINGER-HYDE

ASK. THINK. SUCCEED.

Division of Ensinger, Inc.



DISTRIBUTED BY

HEADQUARTERS
365 Meadowlands Boulevard
Washington, Pennsylvania 15301
Telephone: 800-243-3221 *Sales*
800-869-4029 *Technical*
Fax: 724-746-9209

e-mail: sales@ensinger-ind.com

CANADA
Ensinger-Plastifab
8115 Laffrenais Street
Montreal, Quebec H1P 2B1
Telephone: 514-325-9840
Fax: 514-325-5222

Web site: www.plastifab.ca
E-mail: infoprod@plastifab.ca

PD/03-03

Mold Star® 15, 16 & 30

Silicones Base Platine - Ratio de Mélange 1A:1B au volume



www.smooth-on.com

SURVOL DU PRODUIT

Les silicones **Mold Star** sont des silicones à base platine faciles à utiliser dont le ratio de mélange est 1A:1B - au volume (aucune balance/pesée requise). Ces silicones présentent une basse viscosité qui, pour la plupart des applications, ne nécessitent pas de dégazage.

Après le durcissement, les silicones **Mold Star** sont souples et résistants au déchirement, sans retrait important et résistants à la chaleur jusqu'à 450°F (232°C). Les moules fabriqués de ces matériaux sont très durables et sont appropriés pour le coulage de la cire, du gypse, de la résine, du béton et autres matériaux. Ils sont appropriés pour les reproductions d'alliages de métaux basse fusion. **NOTE : THI-VEX n'est pas compatible avec les silicones Mold Star.**

Note: Ce produit ne durcira pas si appliqué sur des surfaces contenant du soufre, même si elles sont enduites d'un scellant.

SURVOL TECHNIQUE		MOLD STAR	MOLD STAR	MOLD STAR
		15 LENTE	16 RAPIDE	30
Viscosité du mélange	(ASTM D-2393)	12 500 cps	12 500 cps	12 500 cps
Gravité spécifique, g/cc	(ASTM D-1475)	1.18	1.18	1.12
Volume spécifique, po.cu./lb	(ASTM D-1475)	23.5	23.5	24.7
Temps de travail	(ASTM D-2471)	50 min.	6 min.	45 min.
Temps de prise		4 heures	30 minutes	6 heures
Durométrie 'Échelle A'	(ASTM D-2240)	15A	16A	30A
Résist./Tension	(ASTM D-412)	400 psi	400 psi	420 psi
Coeff. Modulus 100%	(ASTM D-412)	55 psi	55 psi	96 psi
Éirement jusq/Rupture	(ASTM D-412)	440 %	440 %	339 %
Résist./Déchirure	(ASTM D-624)	88 pli	88 pli	88 pli
Couleur		Vert	Bleu-Vert	Vert
Ratio du mélange : 1A:1B au volume		Retrait, po./po. : < .001 (ASTM D-2566)		
Étendue des températures d'utilisation : -65°F à 450°F (-19°C à 232°C)				
*Toutes ces données ont été établies après 7 jours à la température ambiante (73°F/23°C).				

RECOMMANDATIONS....

PRÉPARATION...Sécurité - Utilisez ce produit dans un endroit ventilé adéquatement (ventilation conçue pour une pièce complète). Afin de minimiser les risques de contamination, utilisez des lunettes de sécurité, des manches longues et des gants de vinyle seulement. Les gants de latex altéreront la prise de ce matériau.

Utiliser et entreposer ce matériau à la température ambiante (73°F/23°C). Une température plus élevée réduirait drastiquement le temps de travail et de prise. Entreposer ce produit à une température plus élevée réduirait aussi le temps de durée de vie du matériau inutilisé. Ce produit a une durée de vie en tablette limitée et doit être utilisé le plus tôt possible.

Altération des propriétés physiques du produit - Certains contaminants peuvent altérer les propriétés physiques de ce silicone, tel que le latex, les argiles contenant du soufre, certaines surfaces en bois, du polyester récemment coulé, l'époxy et les uréthanes. Si la compatibilité entre le silicone et la surface est un facteur important dans votre projet, il est recommandé d'effectuer un essai à petite échelle. Appliquer une petite quantité de silicone sur une partie cachée ou peu visible de votre projet. Il y a inhibition si cette application crée un silicone gommant ou un silicone non durci comme il se doit, après le temps de prise prévu ou

recommandé. Pour éviter une inhibition, 1 ou plusieurs couches de laque acrylique transparente appliquée sur votre modèle peut être efficace. Laissez sécher avant d'appliquer le silicone.

Ce produit ne durcira pas s'il est appliqué sur des surfaces contenant du soufre, mêmes si elles sont recouvertes d'un scellant. Si vous n'êtes pas certain que votre argile contienne du soufre, il est recommandé de faire un test de compatibilité à petite échelle avant de procéder à votre projet.

Application d'un agent démolant - Quoique habituellement il n'est pas nécessaire, l'agent démolant facilitera le démoulage des pièces coulées. **Ease Release 200** est un agent démolant qui a fait ses preuves pour démouler un silicone d'un autre silicone ou d'un autre matériau. **Parce que 2 applications ne sont jamais vraiment identiques et parce que la performance de ce matériau est un facteur important, il est recommandé de faire un essai à petite échelle afin de déterminer la pertinence d'utiliser ce matériau dans votre projet.**

LA SÉCURITÉ D'ABORD !!

Tous les produits **Smooth-On** sont sécuritaires, s'ils sont utilisés tels que recommandés.

La fiche signalétique devrait toujours être lue avant d'utiliser les produits **Smooth-On**.

Toujours garder hors de la portée des enfants

Soyez prudent. Éviter tout contact avec les yeux. Généralement, les polymères de silicone ne sont pas irritants pour les yeux, cependant une irritation sans importance et éphémère peut survenir. Si c'est le cas, bien rincer les yeux avec de l'eau pendant 15 minutes et demander immédiatement un avis médical. S'il y a contact avec la peau, enlever le produit à l'aide d'un nettoyant à mains sans eau, puis rincer avec de l'eau et du savon. Les enfants ne devraient pas utiliser ce produit, sans la supervision d'un adulte.

Important - Tous les renseignements indiqués dans la présente sont exacts à la date de préparation. Toutefois, aucune garantie n'est exprimée quant à l'exactitude et la justesse de ces données. Les conditions d'utilisation sont hors du contrôle de Smooth-On et de SIAL. Les utilisateurs sont responsables de vérifier eux-mêmes les données conformément à leurs conditions, afin de déterminer si le produit convient aux applications prévues. Les utilisateurs assument tous les risques afférents à l'emploi, la manipulation et l'élimination du produit.



Distribué par

Sial

MESURE & MÉLANGE...

Mesure et mélange - Avant de commencer, pré-mélangez la partie A et la partie B séparément. Après avoir versé les quantités requises des 2 parties dans votre contenant, **mélangez vigoureusement** en vous assurant de **bien racler plusieurs fois, les bords et le fond du contenant**. Le mélange doit être d'une couleur verte uniforme sans stries ou courants de couleur plus foncée ou plus pâle.

Optionnel.... Le dégazage à vide - Quoique non nécessaire, après avoir mélangé les parties A & B, un dégazage à vide - 29 po. mercure - (pendant environ 2-3 minutes) est recommandé pour éliminer les bulles d'air.

S'assurer que votre contenant à mélanger est suffisamment grand pour laisser le produit prendre toute son expansion en volume.

COULAGE, DURCISSEMENT & PERFORMANCE...

Coulage - Pour de meilleurs résultats, versez votre mélange en un seul endroit situé au point le plus bas de votre coffrage en laissant le mélange se répartir par lui-même au-dessus de votre modèle. **Une coulée uniforme aidera à faire échapper l'air, s'il y a lieu.** Le silicone liquide devrait se niveler au moins à 1/2" (1.3 cm) d'épaisseur au-dessus du point le plus élevé de votre modèle.

Durcissement - Laisser le silicone **Mold Star 15 - Prise Lente** durcir pendant 4 heures à la température ambiante (73°F/23°C) avant de démouler. Le **Mold Star 16 - Prise Rapide** peut être démoulé après 30 minutes à la température ambiante (73°F/23°C). Le silicone **Mold Star 30** doit être laissé à la température ambiante (73°F/23°C) durant 6 heures avant de procéder au démoulage.

Durcissement activé par une chaleur modérée - L'application d'une source de chaleur modérée (séchoir, lampe, etc.) permettra au silicone de durcir plus rapidement.

Exemple : Après le coulage du silicone **Mold Star 16 - Prise Rapide** placez votre moule dans un four industriel à 140°F (60°C) ou autre source de chaleur modérée. Le temps de prise d'une section de 1/2" (1.3 cm) d'épaisseur sera réduit d'environ 20 minutes.

NOTE : Le temps variera selon l'épaisseur de votre pièce.

Ajouter la quantité nécessaire de l'accélérateur **Plat-Cat**, contribuera également à réduire le temps de prise. Le temps de travail et le temps de prise peuvent être allongés en ajoutant le retardateur **Slo-Jo**. Ne jamais laisser durcir votre silicone à une température moindre que 65°F/18°C.

Performance du moule & entreposage : La durée de vie de votre moule dépend de la façon dont vous l'utilisez (matériau coulé, fréquence, etc.). Couler des matériaux abrasifs, tel que le béton, peut altérer les détails de votre moule plus rapidement que si vous couliez de la cire. Avant d'entreposer votre moule, il doit être bien nettoyé à l'eau savonneuse et séché complètement. Il doit être placé sur une surface droite et de niveau, dans un environnement frais et sec. Les moules comportant 2 parties (ou plus) doivent être entreposés assemblés.

2860, boul. Le Corbusier, Laval, QC H7L 3S1

Tél/Ph : 450.687.4046 MtI : 514.990.9821 Téléc./Fax : 450.687.4105

Web : www.sial-canada.com Courriel/Email : info@sial-canada.com

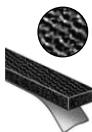
Natural Gum & Polyurethane Foam

For information about foam and foam firmness ratings, see page 3522.

Quick-Recovery Natural Gum Foam (Material continued from previous page)

- Color: Black
 - Temperature Range: -20° to +160°F
 - Absorbent (open cell)
 - Use indoors and outdoors
- This material recovers quickly after being compressed, making it good for sealing applications where quick response is necessary to keep out dust and particles.

Adhesive-Back Strips—Textured Finish



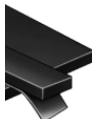
- Firmness (25% Deflection): 5-9 psi (soft)
 - Density: 23-29 lbs./cu. ft.
- Foam, but not adhesive, meets ASTM D1056. Material has a waffle finish and does not have a skin. Adhesive is acrylic and has a temperature range of -20° to +160°F. Width tolerance is ±0.03" for 1/4" to 1 1/2" widths and ±0.09" for 2" to 6" widths. Length tolerance is ±3". **To Order:** Please specify 10-ft. or 50-ft. length where prices are shown.

Width			Width			Width		
10 ft.	50 ft.		10 ft.	50 ft.		10 ft.	50 ft.	
1/16" Thick. (±0.015")			5/32" Thick. (Cont.)			3/8" Thick. (±0.04")		
1/4"	93625K112	\$6.13	1"	93625K13	\$17.14	3/8"	93625K71	\$14.60
3/8"	93625K43	6.64	1 1/2"	93625K131	6.18	1/2"	93625K72	18.23
1/2"	93625K44	8.38	2"	93625K132	8.06	5/8"	93625K73	22.06
5/8"	93625K45	9.63	2 1/2"	93625K163	9.10	3/4"	93625K74	25.35
3/4"	93625K46	12.39	3"	93625K134	12.33	1"	93625K75	32.54
1"	93625K47	15.43	4"	93625K184	15.99	1 1/2"	93625K176	\$10.15
1 1/2"	93625K148	\$5.88	6"	93625K194	22.57	2"	93625K177	13.52
2"	93625K149	7.63	1/4" Thick. (±0.03")			2 1/2"	93625K171	17.13
2 1/2"	93625K161	8.10	1/4"	93625K123	9.65	3"	93625K137	20.27
3"	93625K129	11.06	3/8"	93625K61	11.28	4"	93625K187	26.75
4"	93625K182	14.50	5/8"	93625K62	13.73	6"	93625K197	40.53
6"	93625K192	21.40	3/4"	93625K63	16.44	7/16" Thick. (±0.04")		
1/8" Thick. (±0.015")			93625K64			93625K25		
1/4"	93625K115	6.34	1"	93625K65	23.73	3/8"	93625K27	20.19
3/8"	93625K53	7.41	1 1/2"	93625K166	7.86	1/2"	93625K17	20.49
1/2"	93625K54	8.82	2"	93625K167	10.25	5/8"	93625K26	25.20
5/8"	93625K55	10.85	2 1/2"	93625K164	12.57	3/4"	93625K18	29.28
3/4"	93625K56	12.97	3"	93625K135	15.05	1"	93625K19	37.55
1"	93625K57	16.14	4"	93625K185	19.83	1 1/2"	93625K151	11.19
1 1/2"	93625K158	6.05	6"	93625K195	29.38	2"	93625K152	14.92
2"	93625K159	7.83	5/16" Thick. (±0.03")			3"	93625K138	22.37
2 1/2"	93625K162	8.55	3/8"	93625K23	13.12	1/2" Thick. (±0.04")		
3"	93625K133	11.95	5/8"	93625K14	16.04	3/8"	93625K27	20.19
4"	93625K183	14.99	3/4"	93625K24	18.87	1/2"	93625K28	25.04
6"	93625K193	22.14	1"	93625K15	21.51	5/8"	93625K39	29.37
5/32" Thick. (±0.015")			93625K16			3/4"	93625K68	35.47
3/8"	93625K21	8.36	1"	93625K161	26.90	1"	93625K69	46.92
1/2"	93625K11	10.23	1 1/2"	93625K141	8.77	1 1/2"	93625K178	12.67
5/8"	93625K22	12.35	2"	93625K142	11.70	2"	93625K179	17.05
3/4"	93625K12	13.88	2 1/2"	93625K165	14.26	3"	93625K181	25.58
			3"	93625K136	17.54	4"	93625K189	34.12
					76.71	6"	93625K191	46.05
								211.84

Quick-Recovery Super-Resilient Polyurethane Foam

- Color: Black
 - Temperature Range: -40° to +194°F
 - Absorbent (open cell)
 - Use indoors and outdoors
- Also known as Poron urethane, this high-performance foam has the quickest recovery from compression even after extended use. It is ideal for sealing applications when compressed.

Sheets and Strips—Smooth Finish

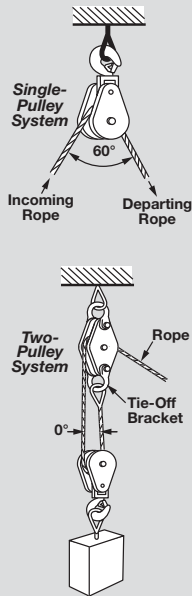


- Firmness (25% Deflection): 1 to 5 psi (very soft), 4 to 8 psi (soft), 8 to 14 psi (firm), 13 to 23 psi (extra firm), 30 to 60 psi (very firm)
 - Density: Very soft, soft, and firm are 15 lbs./cu. ft., extra firm is 20 lbs./cu. ft., and very firm is 30 lbs./cu. ft.
- Foam, but not adhesive, meets UL 94HBF (except very firm sheets). Material has a skin on the top and bottom. Adhesive is acrylic based and has a temperature range of -40° to +194°F. Sheets have width and length tolerances of ±1/4". Strips have a width tolerance of ±1/16" and a length tolerance of ±1/2".

Thick.	Thick. Tolerance	PLAIN-BACK SHEETS			ADHESIVE-BACK SHEETS								
		12"x12"	24"x24"	36"x54"	12"x12"	24"x24"	36"x54"						
Very Soft													
3/16"	±0.019"	86375K111	\$7.45	86375K211	\$25.48	86375K31	\$67.88	86375K141	\$9.94	86375K241	\$30.02	86375K35	\$78.37
1/4"	±0.025"	86375K112	10.34	86375K212	31.90	86375K32	91.29	86375K142	13.07	86375K242	39.41	86375K36	101.42
3/8"	±0.038"	86375K113	14.72	86375K213	45.43	86375K33	121.73	86375K143	16.55	86375K243	52.86	86375K37	135.46
1/2"	±0.050"	86375K114	15.75	86375K214	50.12	86375K34	134.98	86375K144	23.47	86375K244	55.13	86375K38	146.70
Soft													
3/16"	±0.019"	86375K121	7.40	86375K221	24.61	86375K11	67.07	86375K151	8.15	86375K251	26.34	86375K21	73.36
1/4"	±0.025"	86375K122	8.44	86375K222	29.03	86375K12	75.74	86375K152	8.65	86375K252	29.26	86375K23	85.08
3/8"	±0.038"	86375K123	11.40	86375K223	36.29	86375K15	91.77	86375K153	12.96	86375K253	36.57	86375K25	104.75
1/2"	±0.050"	86375K124	12.86	86375K224	39.91	86375K17	105.99	86375K154	16.15	86375K254	43.84	86375K27	117.19
Firm													
1/4"	±0.025"	86375K134	8.40	86375K234	28.92	86375K64	76.39	86375K164	10.19	86375K264	31.85	86375K68	90.58
Extra Firm													
1/16"	±0.006"	86375K132	5.68	86375K232	18.53	86375K62	50.58	86375K162	6.44	86375K262	24.11	86375K66	64.01
1/8"	±0.013"	86375K133	6.22	86375K233	21.59	86375K63	58.81	86375K163	7.50	86375K263	26.80	86375K67	70.93
Very Firm													
1/32"	±0.006"	86375K131	4.74	86375K231	15.76	86375K61	42.32	86375K161	7.38	86375K261	20.82	86375K65	53.19

Thick.	Thick. Tolerance	Length	ADHESIVE-BACK STRIPS							
			1/2" Wide	3/4" Wide	1" Wide	2" Wide				
Soft										
1/8"	±0.013"	39 ft.	93275K12	\$14.51	93275K14	\$19.98	93275K16	\$25.42	93275K18	\$43.55
3/16"	±0.019"	48 ft.	93275K22	20.02	93275K24	28.05	93275K26	36.18	93275K28	62.42
1/4"	±0.025"	39 ft.	93275K32	17.76	93275K34	24.73	93275K36	31.77	93275K38	55.94
3/8"	±0.038"	29 ft.	93275K42	14.54	93275K44	23.62	93275K46	29.17	93275K48	51.93
1/2"	±0.050"	19 ft.	93275K52	14.32	93275K54	19.20	93275K56	24.26	93275K58	43.03

About Pulleys, Mounted Pulleys, and Pulley Blocks



Use pulleys, mounted pulleys, and pulley blocks to change the direction of one or more ropes (lines) as well as to make it easier to lift and haul loads.

A **pulley** is a grooved wheel. The groove is designed to minimize wear on the rope. A **mounted pulley** is one or more pulleys in a metal housing that has a mounting plate for permanent installation. A **pulley block** is one or more pulleys with a wood, plastic, or metal housing that usually has some sort of mounting hardware (for example, a hook or an eye) for suspending the pulley. For more information about pulley blocks, see page 1436.

You can reduce the force needed to move a load by increasing the number of pulleys in your system. Multiple pulley systems also provide finer motion control by reducing the amount of load movement.

Angle Factor Multipliers	
Angle	Factor
0°	2.00
30°	1.93
45°	1.84
60°	1.73
90°	1.41
120°	1.00
150°	0.52
160°	0.35
180°	0.00

Work Load Limit—The maximum weight pulleys and pulley blocks and their connecting fittings are designed to hold.

You must determine the total load being imposed on each pulley in your system to properly determine the capacity you'll need. The load on a single pulley can vary depending on the angle between the incoming and departing ropes.

The chart at left indicates what factor you should multiply your rope pull by to determine your load on the pulley.

For example, if 1,000 lbs. of force is applied to your single-pulley system, and the angle between the incoming and departing ropes is 60°, then the load on the pulley is 1,730 lbs. (1,000 lbs. x 1.73 factor = 1,730 lbs.). Using the same example, if the angle is 0° (ropes are parallel), then the load on the pulley is 2,000 lbs. (1,000 lbs. x 2 factor = 2,000 lbs.).

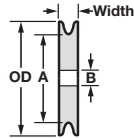
Size Selection—The capacity and life span of wire and fibrous rope is reduced when used over pulleys. To minimize these effects, we recommend you choose the largest possible pulley diameter. By doing this, you'll minimize the bending stresses on your rope.

Pulley Gauge Set—Ensure the tread of your pulley is the appropriate size for your wire rope as well as check the pulley groove for wear. Set includes 14 steel gauges for 1/4" to 1 1/2" wire rope diameters.

3181T51 \$25.46

Pulleys

Acetal and Nylon Pulleys for Wire Rope



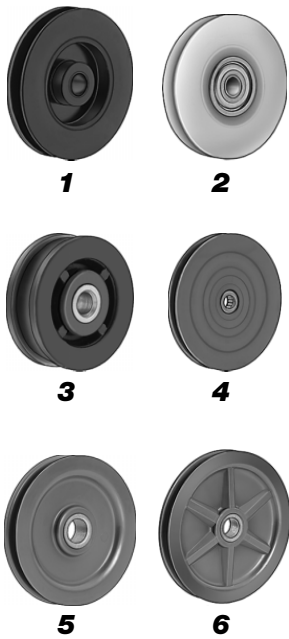
Acetal and nylon pulleys are light in weight, yet provide corrosion resistance. These pulleys are ideal for small-diameter wire rope.

(1) **Acetal** pulleys are corrosion and moisture resistant.

(2) **Nylon** pulleys are corrosion and impact resistant.

(3-6) **High-strength nylon** pulleys are corrosion and impact resistant with added material for strength, reduced friction, and longer pulley and rope life.

Bearings—Plain bore pulleys ride directly on the shaft. Use in light-duty applications. *Precision ball bearings* provide smooth rotation and are double-shielded to keep out contaminants. *Plain bronze bearings* are long lasting. Ideal for slower moving applications. *Plain stainless steel bearings* provide corrosion resistance. *Roller bearings* are for use in continuous-run applications.



	For Rope Dia.	OD	Work Load Limit, lbs.	Bearings	(A)	For Shaft Dia. (B)	Width		
Acetal									
1	1/32"	3/8"	Not Rated	Plain Bore	5/16"	1/8"	1/8"	3434T31	\$1.13
1	1/32"	5/8"	Not Rated	Plain Bore	1/2"	1/8"	1/8"	3434T32	1.23
1	3/64"	3/4"	Not Rated	Plain Bore	5/8"	1/8"	3/16"	3434T33	1.38
1	3/64"	1"	Not Rated	Plain Bore	13/16"	3/16"	3/16"	3434T75	1.48
1	3/64"	1 1/16"	Not Rated	Plain Bore	7/8"	3/16"	1/4"	3434T34	1.52
1	1/8"	1 1/4"	Not Rated	Plain Bore	1 1/16"	3/16"	1/4"	3434T35	1.60
1	1/8"	1 3/4"	Not Rated	Plain Bore	1 3/8"	1/4"	5/16"	3434T37	1.90
1	3/16"	1 9/16"	Not Rated	Plain Bore	1 1/4"	1/4"	3/8"	3434T38	1.92
1	1/4"	1 5/16"	Not Rated	Plain Bore	1 9/16"	5/16"	7/16"	3434T39	2.45
Nylon									
2	1/32"	5/8"	10	Precision Ball	1/2"	1/8"	1/8"	3434T12	9.12
2	3/64"	3/4"	10	Precision Ball	5/8"	1/8"	3/16"	3434T13	9.12
2	3/64"	1 1/16"	90	Precision Ball	7/8"	3/16"	1/4"	3434T14	9.25
2	1/16"	1 1/4"	90	Precision Ball	1 1/16"	3/16"	1/4"	3434T73	9.25
2	3/32"	1 1/2"	90	Precision Ball	1 1/4"	1/4"	5/16"	3434T15	9.62
2	1/8"	1 3/4"	90	Precision Ball	1 3/8"	1/4"	5/16"	3434T16	9.62
High-Strength Nylon									
3	3/16"	1 1/2"	250	Plain SS	1 1/8"	1/4"	1/2"	9466T75	5.85
3	3/16"	2 3/4"	750	Plain SS	2"	1/4"	1/2"	9466T72	6.67
3	3/16"	3"	1,200	Plain SS	2"	5/16"	9/16"	9466T73	8.35
4	3/32"	2 1/2"	200	Plain Bronze	2 3/16"	1/4"	1/4"	9466T61	5.99
4	3/32"	2 1/2"	200	Roller	2 3/16"	1/4"	1/4"	9466T81	16.25
5	3/16"	2 1/2"	800	Roller	2"	1/2"	7/16"	9466T82	13.88
5	3/16"	3"	800	Plain Bronze	2 1/2"	1/2"	7/16"	9466T63	6.88
5	3/16"	3 1/2"	800	Plain Bronze	3"	1/2"	7/16"	9466T64	7.38
5	3/16"	3 1/2"	800	Roller	3"	1/2"	7/16"	9466T84	15.12
5	1/4"	4"	1,400	Plain Bronze	3 3/8"	3/4"	1/2"	9466T65	9.38
5	1/4"	4"	1,400	Roller	3 3/8"	3/4"	1/2"	9466T85	18.38
5	1/4"	4 1/2"	1,400	Plain Bronze	3 7/8"	3/4"	1/2"	9466T66	10.12
5	1/4"	5"	1,400	Plain Bronze	4 3/8"	3/4"	1/2"	9466T67	10.50
5	1/4"	5"	1,400	Roller	4 3/8"	3/4"	1/2"	9466T87	20.12
6	5/16"	5 1/2"	1,600	Plain Bronze	4 5/8"	3/4"	5/8"	9466T68	12.38
6	5/16"	6"	1,600	Plain Bronze	5 1/4"	3/4"	5/8"	9466T69	13.75
6	5/16"	6"	1,600	Roller	5 1/4"	3/4"	5/8"	9466T89	22.38

Warning! Never exceed work load limits. Never use to lift people or items over people.

PPS & PEEK

For information about plastics, see page 3536. For high-performance plastics, see page 3572.

For additional information about these products, including mechanical and physical properties, go to mcmaster.com and search for 8545KAC.

Ultra-Machinable Electrical Insulating PPS

- Color: Opaque white
- Max. Temp.: 425°F; low end not rated
- Softening Temp.: Not rated
- Tensile Strength: Excellent
- Impact Strength: Poor
- Low friction
- Excellent electrical insulator
- Use indoors
- Machine with high-speed steel tooling
- Hardness: Rockwell R125

Also known as Techtron, Fortron, and Ryton, this material is easier to machine and absorbs less moisture than Ultem. It bridges the gap between Ultem and PEEK and is good for electronic equipment, chemical production, and automotive applications. Meets ASTM D6358. FDA compliant.

Sheets—Smooth Finish



Width and length tolerances are ±1/4".

Thick.	Thick. Tolerance	6" x 6"	
1/4"	+0.025"	1906T21	\$102.26
3/8"	+0.025"	1906T22	150.88
1/2"	+0.025"	1906T23	196.82
3/4"	+0.025"	1906T24	290.13
1"	+0.025"	1906T25	386.06
1 1/2"	+0.025"	1906T26	621.38
2"	+0.025"	1906T27	692.95

Rods—Smooth Finish



Sold in 1-ft. increments; maximum length is 8 feet. **To Order:** Please specify length.

Dia.	Dia. Tolerance	Per Ft.	Dia.	Dia. Tolerance	Per Ft.
3/8"	+0.003"	1913T11	1 1/4"	+0.005"	1913T16
1/2"	+0.003"	1913T12	1 1/2"	+0.005"	1913T17
5/8"	+0.003"	1913T13	1 3/4"	+0.005"	1913T18
3/4"	+0.003"	1913T14	2"	+0.005"	1913T19
1"	+0.003"	1913T15			

High-Strength High-Temperature PEEK

- Color: Opaque tan, unless noted
- Temp. Range: -20° to +480° F, unless noted
- Softening Temp.: Not rated
- Tensile Strength: Excellent, unless noted
- Impact Strength: Good, unless noted
- Low friction, unless noted
- Good electrical insulator, unless noted
- Use indoors
- Machine with carbide tooling; cut *film* with scissors
- Hardness: Rockwell R126, unless noted

Comparable to Victrex, PEEK (polyetheretherketone) maintains its shape and offers greater tensile strength in a wider temperature range than PTFE. Meets UL 94V0, except *film*, which meets UL 94VTM0 for flammability. *Rectangular bars*, *sheets*, and *tan rods* are FDA compliant.

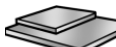
Rectangular Bars—Smooth Finish



Length and width tolerances are ±1/2". Sold in 2-ft. lengths.

Thick.	Thick. Tolerance	1" Wide	1 1/2" Wide	2" Wide	2 1/2" Wide	3" Wide	4" Wide
1/4"	+0.025"	9089K17	9089K27	9089K37	9089K47	9089K57	9089K67
1/2"	+0.025"	9089K18	9089K28	9089K38	9089K48	9089K58	9089K68
3/4"	+0.025"	9089K19	9089K29	9089K39	9089K49	9089K59	9089K69
1"	+0.025"	9089K71	9089K74	9089K77	9089K81	9089K83	9089K85
1 1/4"	+0.025"	9089K72	9089K75	9089K78	9089K46	9089K56	9089K66
1 1/2"	+0.025"	9089K73	9089K76	9089K79	9089K82	9089K84	9089K86

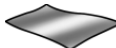
Sheets—Smooth Finish



Width and length tolerances are ±1/2".

Thick.	Thick. Tolerance	6" x 6"		12" x 12"	
1/4"	+0.025"	8504K34	8504K65	8504K36	8504K67
3/8"	+0.025"	8504K39	8504K69	8504K37	8504K68
1/2"	+0.025"	8504K35	8504K66		

Film—Smooth Finish



- Color: Translucent tan
 - Temp. Range: *Plain back*, -60° to +464° F; *adhesive backed*, -40° to +350° F
 - Tensile Strength: *Adhesive backed*, not rated
 - Impact Strength: *Adhesive backed*, not rated
 - Not rated for friction
 - Excellent electrical insulator
 - Hardness: *Adhesive backed*, Rockwell M99
- Width and length tolerances are ±1/8", except 24" x 24" sizes are ±1". *Adhesive-backed film* has an acrylic adhesive.

Material Thick.	Thick. Tolerance	PLAIN BACK			ADHESIVE BACKED		
		6" x 6"	12" x 12"	24" x 24"	6" x 6"	12" x 12"	12" x 18"
0.002"	±0.0002"				4671T11	4671T12	4671T13
0.003"	±0.0003"	8504K31	8504K41	8504K51	\$5.36	\$18.23	\$28.28
0.005"	±0.0005"	8504K32	8504K42	8504K52	8.93	28.65	43.01
0.010"	±0.0010"	8504K33	8504K43	8504K53	15.59	50.45	70.92

Rods—Smooth Finish



- Color: Opaque tan or black
- Sold in 1-ft. increments. Maximum length is 4 feet for tan, and 8 feet for black. **To Order:** Please specify length where necessary.

Dia.	Dia. Tolerance	Tan		Black		Dia.	Dia. Tolerance	Tan		Black	
		Per Ft.	Per Ft.	Per Ft.	Per Ft.			Per Ft.	Per Ft.		
1/4"	+0.003"	8503K244	7707T11	1 1/4"	8503K451	7707T23					
3/8"	+0.003"	8503K111	7707T13	1 1/2"	8503K555	7707T25					
1/2"	+0.003"	8503K222	7707T15	2"	8503K666	7707T27					
5/8"	+0.003"	8503K232	7707T17	2 1/2"	8503K777						
3/4"	+0.003"	8503K333	7707T19	3"	8503K888						
1"	+0.003"	8503K444	7707T21	4"	8503K999						

Dia.	3" Long			6" Long			9" Long		
	Each	Each	Each	Each	Each	Each	Each	Each	Each
1"	7269K11	7269K21	7269K31	7269K14	7269K24	7269K34	7269K15	7269K25	7269K35
1 1/2"	46.70	84.93	113.80	178.13	314.67	418.31			
2"	7269K13	7269K26	7269K33						


Glass-Filled Rods—Smooth Finish



- Color: Opaque gray
 - Impact Strength: Poor
 - Not rated for friction
 - Excellent electrical insulator
- With 30% glass content, glass-filled PEEK offers strength and stability at high temperatures. Sold in 1-ft. increments; maximum length is 4 feet. **To Order:** Please specify length.

Dia.	Dia. Tolerance	Per Ft.
1/2"	+0.003"	8678K11
1"	+0.003"	8678K12
1 1/4"	+0.005"	8678K13
1 1/2"	+0.005"	8678K14

Flat Washers

For technical drawings and 3-D models, go to mcmaster.com. 

General Purpose Washers—USS and SAE (Type A) (Continued from previous page)



USS Standard



SAE Standard

USS and SAE (Type A) are the most widely used types of washers. SAE standard washers generally have a smaller ID and OD than USS standard washers. Commonly used with bolts, screws, and nuts, all (except washers made from Type 316 stainless steel) meet ASME B18.22.1. 18-8 stainless steel washers have a minimum Rockwell hardness of B75; all others are not rated for hardness.

Type 316 stainless steel and **18-8 stainless steel** washers have excellent corrosion resistance and may be mildly magnetic. **Black-luster-coated steel** washers have a durable finish that while decorative, also provides 500 hours of salt spray resistance per ASTM B117 and corrosion resistance superior to zinc-plated and black-oxide finishes. **Hot-dipped galvanized steel** and **zinc-plated steel** washers have good rust resistance. **Black-oxide steel** washers have mild rust resistance.

Package quantities for zinc-plated and plain steel washers are approximate, except for packages of 100.

Screw Size	ID	OD	Thick., Min.-Max.	Pkg. Qty.	Per Pkg.	Screw Size	ID	OD	Thick., Min.-Max.	Pkg. Qty.	Per Pkg.
SAE Standard (Cont.)											
Zinc-Plated Steel (Cont.)											
1 1/8"	1 1/4"	2 1/4"	0.13"-0.2"	9	90126A039	\$3.85					
1 1/4"	1 3/8"	2 1/2"	0.13"-0.2"	6	90126A040	3.85					
1 3/8"	1 1/2"	2 3/4"	0.13"-0.2"	5	90126A041	3.85					
1 1/2"	1 5/8"	3"	0.13"-0.2"	4	90126A042	3.85					
Black-Oxide Steel											
No. 6	5/32"	3/8"	0.03"-0.07"	100	97416A111	1.86					
No. 8	3/16"	7/16"	0.03"-0.07"	100	97416A113	2.72					
No. 10	7/32"	1/2"	0.03"-0.07"	100	97416A115	3.41					
1/4"	9/32"	5/8"	0.05"-0.08"	100	97416A119	7.77					
5/16"	11/32"	1 1/16"	0.05"-0.08"	100	97416A123	8.96					
3/8"	13/32"	1 3/16"	0.05"-0.08"	100	97416A127	12.19					
7/16"	15/32"	59/64"	0.05"-0.08"	100	97416A132	11.36					
1/2"	17/32"	1 1/16"	0.07"-0.13"	50	97416A135	10.15					
5/8"	21/32"	1 5/8"	0.07"-0.13"	25	97416A139	7.30					
3/4"	19/16"	1 1/2"	0.1"-0.16"	25	97416A142	12.52					
1"	1 1/16"	2"	0.1"-0.16"	10	97416A146	8.76					
Plain Steel											
No. 4	1/8"	5/16"	0.02"-0.04"	1450	91083A005	10.23					
No. 6	5/32"	3/8"	0.03"-0.07"	765	91083A007	5.05					
SAE Standard (Cont.)											
Plain Steel (Cont.)											
No. 8	3/16"	7/16"	0.03"-0.07"	555	91083A009	\$5.05					
No. 10	7/32"	1/2"	0.03"-0.07"	435	91083A011	4.64					
No. 12	1/4"	9/16"	0.05"-0.08"	280	91083A013	4.64					
1/4"	9/32"	5/8"	0.05"-0.08"	222	91083A029	3.85					
5/16"	11/32"	1 1/16"	0.05"-0.08"	192	91083A030	3.85					
3/8"	13/32"	1 3/16"	0.05"-0.08"	140	91083A031	3.07					
7/16"	15/32"	59/64"	0.05"-0.08"	105	91083A032	3.85					
1/2"	17/32"	1 1/16"	0.07"-0.13"	55	91083A033	2.70					
5/8"	19/32"	1 5/8"	0.07"-0.13"	43	91083A034	2.70					
3/4"	21/32"	1 5/8"	0.07"-0.13"	36	91083A035	2.70					
1"	1 1/16"	2"	0.1"-0.16"	12	91083A038	2.70					
1 1/8"	1 1/4"	2 1/4"	0.1"-0.16"	9	91083A039	3.38					
1 1/4"	1 3/8"	2 1/2"	0.13"-0.2"	6	91083A040	3.77					
1 3/8"	1 1/2"	2 3/4"	0.13"-0.2"	5	91083A041	3.77					
1 1/2"	1 5/8"	3"	0.13"-0.2"	4	91083A042	3.77					

General Purpose Stainless Steel Washers



Why pay for precision you don't need? These washers are not made to USS or SAE standards, so they're economical alternatives when tight tolerances are not important. Made from stainless steel for excellent corrosion resistance, they may be mildly magnetic and are not rated for hardness.

Screw Size	ID	OD	Thick., Min.-Max.	Type 316 Stainless Steel		Plain 18-8 Stainless Steel		Black-Oxide 18-8 Stainless Steel	
				Pkg. Qty.	Per Pkg.	Pkg. Qty.	Per Pkg.	Pkg. Qty.	Per Pkg.
No. 000	0.04"	5/64"	0.01"-0.02"			10	92141A204	\$7.86	
No. 00	0.05"	7/64"	0.01"-0.02"			25	92141A207	11.55	
No. 0	1/16"	5/32"	0.01"-0.04"	100	90107A001	\$2.36	100	92141A001	1.27
No. 0	5/64"	3/16"	0.01"-0.03"	100	90107A002	2.50	100	92141A002	1.79
No. 1	0.08"	5/32"	0.01"-0.02"			25	92141A211	11.55	
No. 2	3/32"	1/4"	0.01"-0.04"	100	90107A003	2.64	100	92141A003	1.40
No. 3	7/64"	1/4"	0.01"-0.04"	100	90107A004	2.73	100	92141A004	1.50
No. 4	1/8"	5/16"	0.02"-0.04"	100	90107A005	3.37	100	92141A005	1.40
No. 5	9/64"	9/32"	0.02"-0.04"	100	90107A006	3.27	100	92141A006	1.40
No. 6	9/64"	3/8"	0.02"-0.04"	100	90107A010	4.32	100	92141A007	2.00
No. 6	5/32"	5/16"	0.02"-0.04"	100	90107A007	3.39	100	92141A008	1.17
No. 8	11/64"	3/8"	0.02"-0.04"	100	90107A010	3.45	100	92141A009	2.00
No. 10	13/64"	7/16"	0.02"-0.04"	100	90107A011	3.85	100	92141A011	2.33
No. 12	15/64"	1/2"	0.03"-0.05"	100	90107A012	8.18	100	92141A013	3.19
No. 12	1/4"	9/16"	0.04"-0.06"	100	90107A013	8.00			
1/4"	9/32"	5/8"	0.04"-0.06"	100	90107A029	8.25	100	92141A029	3.37
5/16"	11/32"	3/4"	0.04"-0.06"	100	90107A030	12.40	100	92141A030	5.10
3/8"	13/32"	7/8"	0.04"-0.06"	50	90107A031	8.36	100	92141A031	5.94
3/8"	13/32"	1"	0.04"-0.06"	50	90107A051	7.93	100	92141A051	6.26
7/16"	1/2"	1 1/8"	0.05"-0.08"	25	90107A032	8.70	100	92141A032	12.30
1/2"	17/32"	1 1/4"	0.05"-0.08"	25	90107A033	9.71	50	92141A033	7.84
9/16"	37/64"	1 1/16"	0.05"-0.08"	25	90107A106	9.48	100	92141A034	11.77
5/8"	5/8"	1 3/8"	0.05"-0.08"	10	90107A034	9.68	25	92141A102	8.05
5/8"	11/16"	1 1/2"	0.06"-0.09"	10	90107A035	7.93	50	92141A035	14.11
3/4"	13/16"	1 3/4"	0.09"-0.12"	5	90107A107	11.34	25	92141A056	9.82
3/4"	13/16"	1 7/8"	0.09"-0.12"	5	90107A036	8.67	10	92141A036	6.53
7/8"	15/16"	2"	0.09"-0.13"	5	90107A037	9.67	10	92141A037	7.52
1"	1 1/16"	2"	0.11"-0.14"	5	90107A038	9.35	10	92141A038	7.60
1 1/8"	1 3/16"	2 1/2"	0.09"-0.16"	1	90107A039	3.13	10	92141A039	13.67
1 1/4"	1 5/16"	2 3/4"	0.09"-0.16"	1	90107A040	3.65	5	92141A040	8.99
1 3/8"	1 1/2"	3 1/4"	0.1"-0.18"				5	92141A049	11.29
1 1/2"	1 9/16"	3 1/4"	0.1"-0.18"	1	90107A041	5.43	5	92141A041	10.21
1 3/4"	1 13/16"	3 1/2"	0.1"-0.18"	1	90107A042	5.80	1	92141A044	3.06
2"	2 1/8"	4"	0.15"-0.22"	1	90107A043	10.41	1	92141A046	3.77

Highly Polished Chrome-Plated Washers



Polished for an attractive, finished appearance, these chrome-plated steel Type A washers are wear and corrosion resistant. All meet SAE standards, except **93960A120**, which meets USS standards. Dimensions meet ASME B18.22.1. Not rated for hardness.

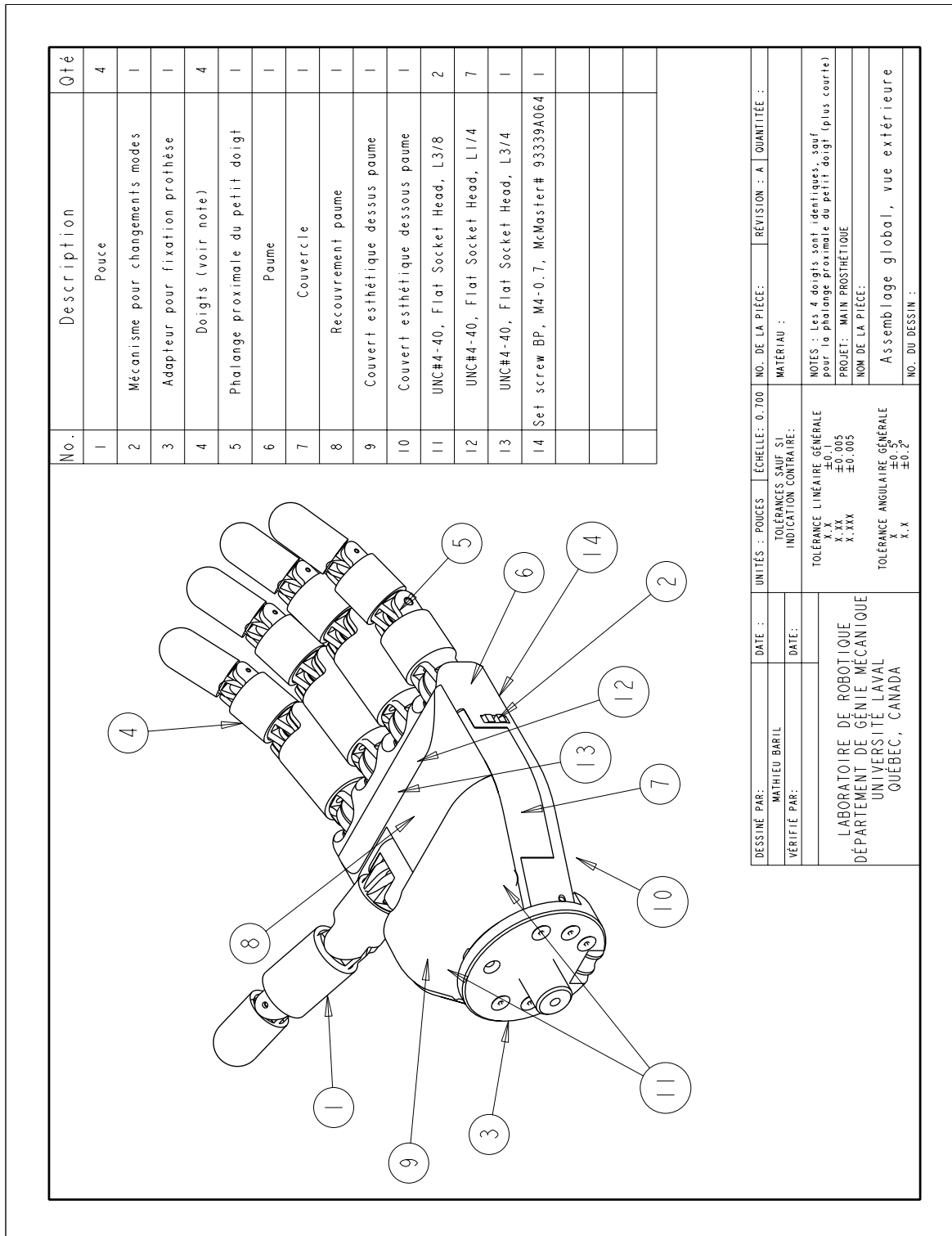
Screw Size	ID	OD	Thick., Min.-Max.	Pkg. Qty.	Per Pkg.
1/4"	5/16"	47/64"	0.05"-0.08"	10	93960A120
5/16"	11/32"	1 1/16"	0.05"-0.08"	25	93960A140
3/8"	13/32"	1 3/16"	0.05"-0.08"	25	93960A160
7/16"	15/32"	59/64"	0.05"-0.08"	10	93960A170
1/2"	17/32"	1 1/16"	0.07"-0.13"	10	93960A180
9/16"	19/32"	1 5/8"	0.07"-0.13"	10	93960A190

Annexe B

Dessins mécaniques

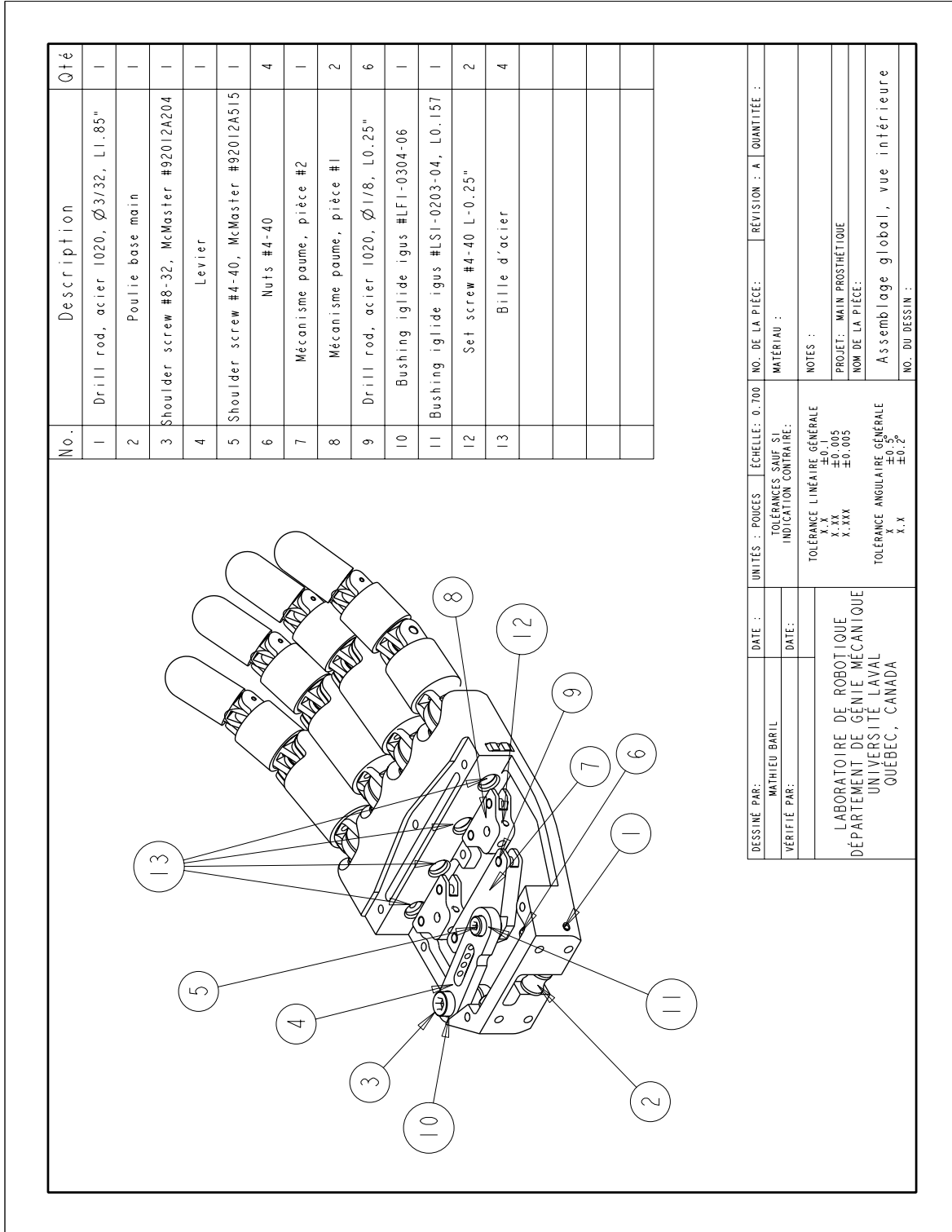
Cette annexe présente l'ensemble des plans de fabrication des différentes composantes du préhenseur présentées au chapitre 4, ainsi que plusieurs plans d'assemblage.

B.1 Dessins d'assemblage



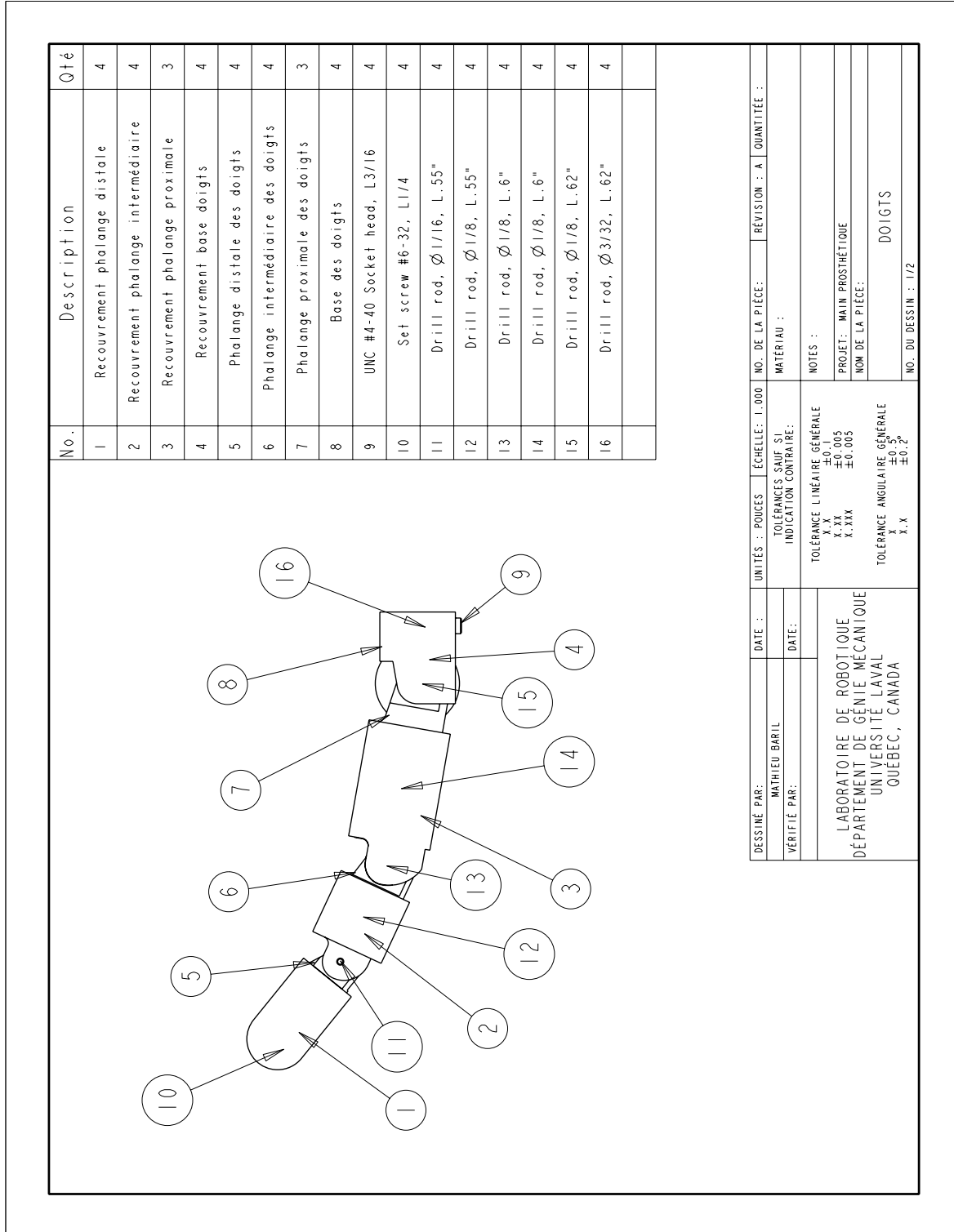
No.	Description	Qté
1	Pouce	4
2	Mécanisme pour changements modes	1
3	Adapteur pour fixation prothèse	1
4	Doigts (voir note)	4
5	Phalange proximale du petit doigt	1
6	Paume	1
7	Couvercle	1
8	Recouvrement paume	1
9	Couvert esthétique dessus paume	1
10	Couvert esthétique dessous paume	1
11	UNC#4-40, Flat Socket Head, L3/8	2
12	UNC#4-40, Flat Socket Head, L1/4	7
13	UNC#4-40, Flat Socket Head, L3/4	1
14	Set screw BP, M4-0.7, McMaster# 93339A064	1

DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 0.700	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE :
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : Les 4 doigts sont identiques, sauf pour la phalange proximale du petit doigt (plus courte)		
		X.X	±0.1	PROJET : MAIN PROTHÉTIQUE		
		X.XX	±0.005	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		Assemblage global, vue extérieure		
		X.X		NO. DU DESSIN :		
		X.X				



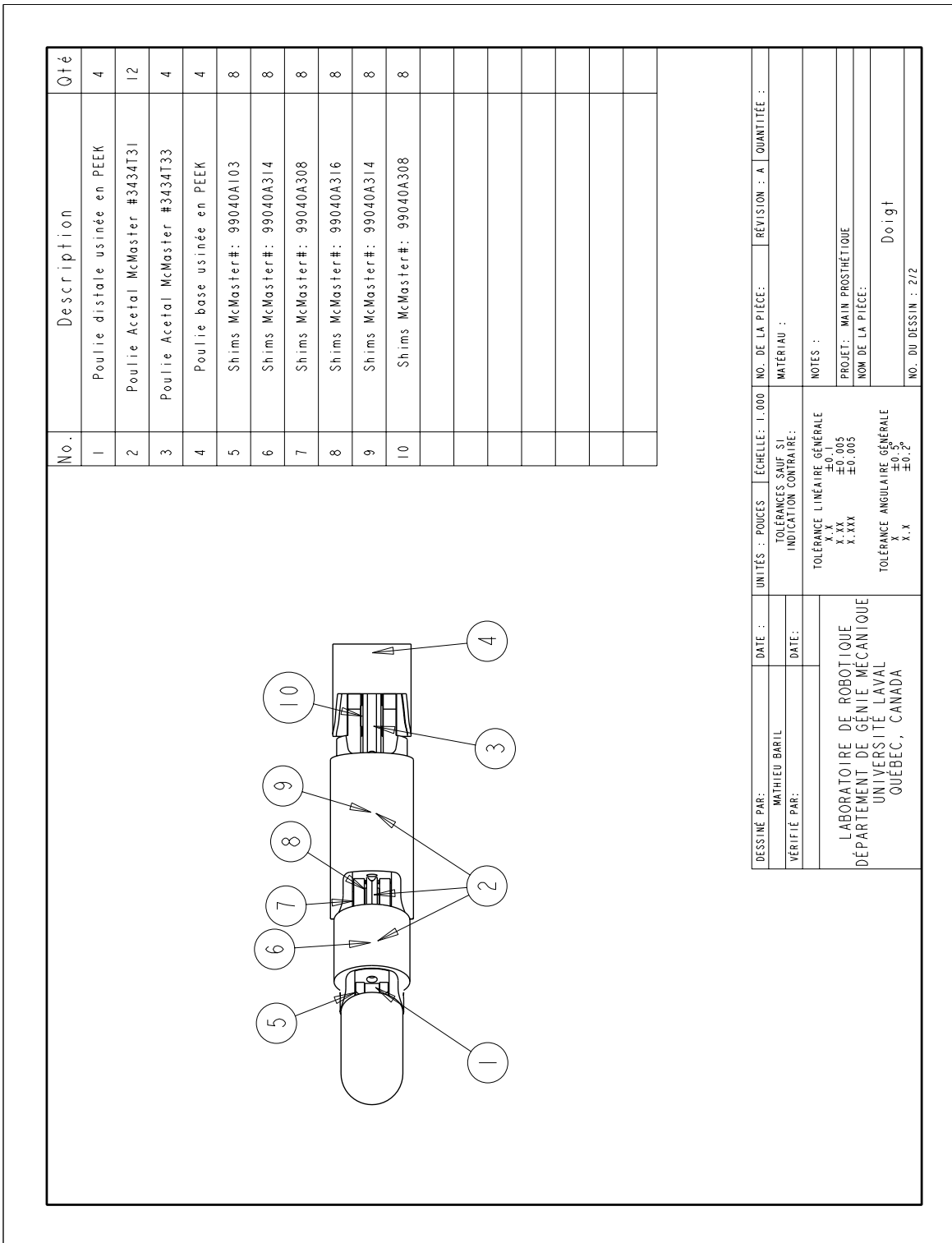
No.	Description	Qté
1	Drill rod, acier 1020, Ø3/32, L1.85"	1
2	Poulie base main	1
3	Shoulder screw #8-32, McMaster #92012A204	1
4	Levier	1
5	Shoulder screw #4-40, McMaster #92012A515	1
6	Nuts #4-40	4
7	Mécanisme paume, pièce #2	1
8	Mécanisme paume, pièce #1	2
9	Drill rod, acier 1020, Ø1/8, L0.25"	6
10	Bushing iglide igus #LFI-0304-06	1
11	Bushing iglide igus #LSI-0203-04, L0.157	1
12	Set screw #4-40 L-0.25"	2
13	Bille d'acier	4

DESSINÉ PAR : MATHIEU BAPIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE : 0.700	NO. DE LA PIÈCE :	REVISION : A	QUANTITÉ :
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE :		MATERIAU :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.XX ±0.005	X.X ±0.1	PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005	X.X ±0.2	NOM DE LA PIÈCE :		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		Assemblage global, vue intérieure		
		X.X ±0.2°		NO. DU DESSIN :		



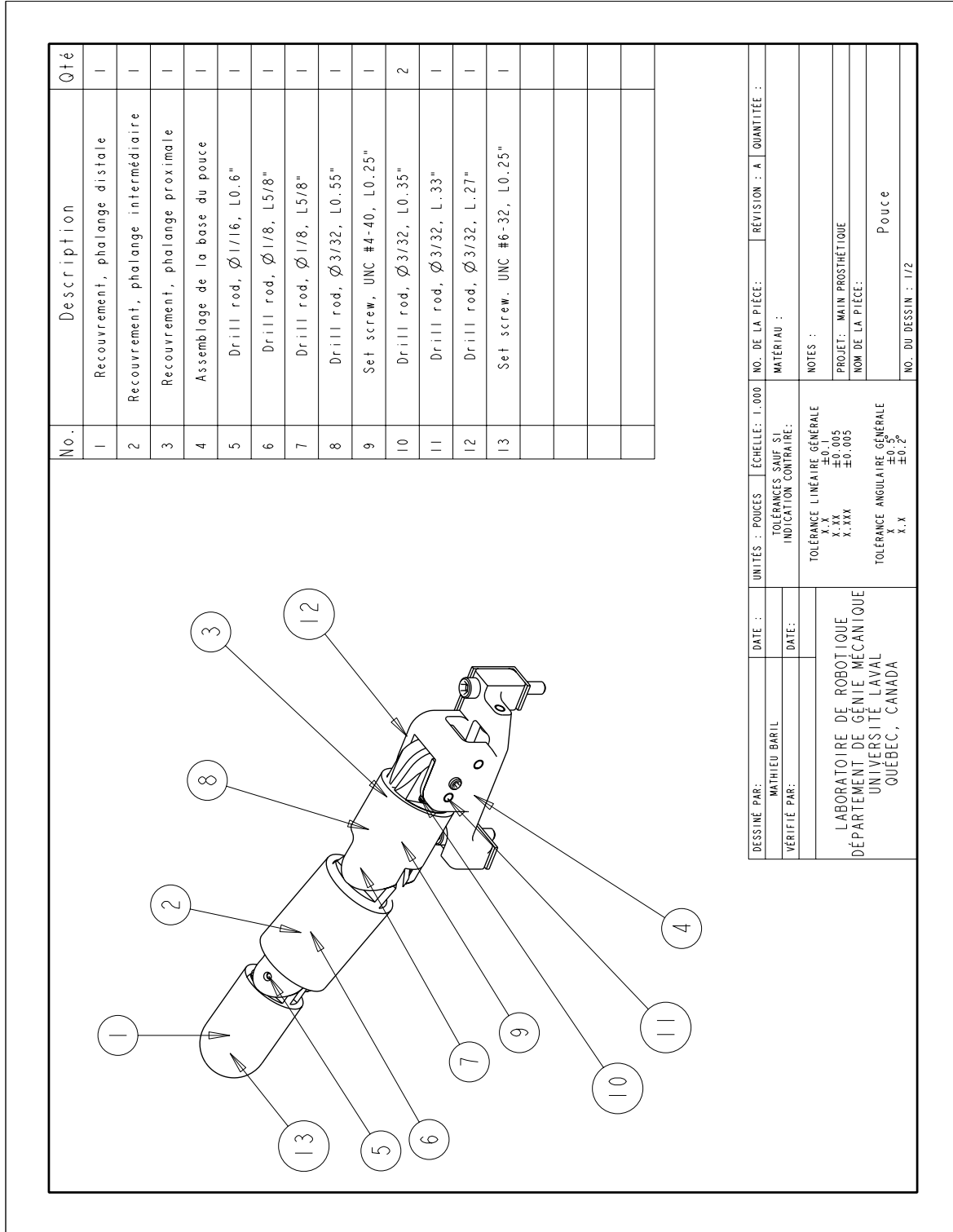
No.	Description	Qté
1	Recouvrement phalange distale	4
2	Recouvrement phalange intermédiaire	4
3	Recouvrement phalange proximale	3
4	Recouvrement base doigts	4
5	Phalange distale des doigts	4
6	Phalange intermédiaire des doigts	4
7	Phalange proximale des doigts	3
8	Base des doigts	4
9	UNC #4-40 Socket head, L3/16	4
10	Set screw #6-32, L1/4	4
11	Drill rod, Ø1/16, L.55"	4
12	Drill rod, Ø1/8, L.55"	4
13	Drill rod, Ø1/8, L.6"	4
14	Drill rod, Ø1/8, L.6"	4
15	Drill rod, Ø1/8, L.62"	4
16	Drill rod, Ø3/32, L.62"	4

DESSINÉ PAR: MATHIEU BARIÉL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 1.000	NO. DE LA PIÈCE:	REVISION : A	QUANTITÉ :
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.XX ±0.005	X.X ±0.1	PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005	X.X ±0.2	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		DOIGTS		
		X.X	X.X	NO. DU DESSIN : 1/2		



No.	Description	Qté
1	Poulie distale usinée en PEEK	4
2	Poulie Acetal McMaster #3434T31	12
3	Poulie Acetal McMaster #3434T33	4
4	Poulie base usinée en PEEK	4
5	Shims McMaster#: 99040A103	8
6	Shims McMaster#: 99040A314	8
7	Shims McMaster#: 99040A308	8
8	Shims McMaster#: 99040A316	8
9	Shims McMaster#: 99040A314	8
10	Shims McMaster#: 99040A308	8

DESSINÉ PAR : MATHIEU BARTIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 1:000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE :
VERIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.X ±0.1		PROJET: MAIN PROTHÉTIQUE		
		X.XX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE: Doigt		
		X.XXX ±0.005		NO. DU DESSIN : 272		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE				
		X ±0.5°				
		X.X ±0.2°				



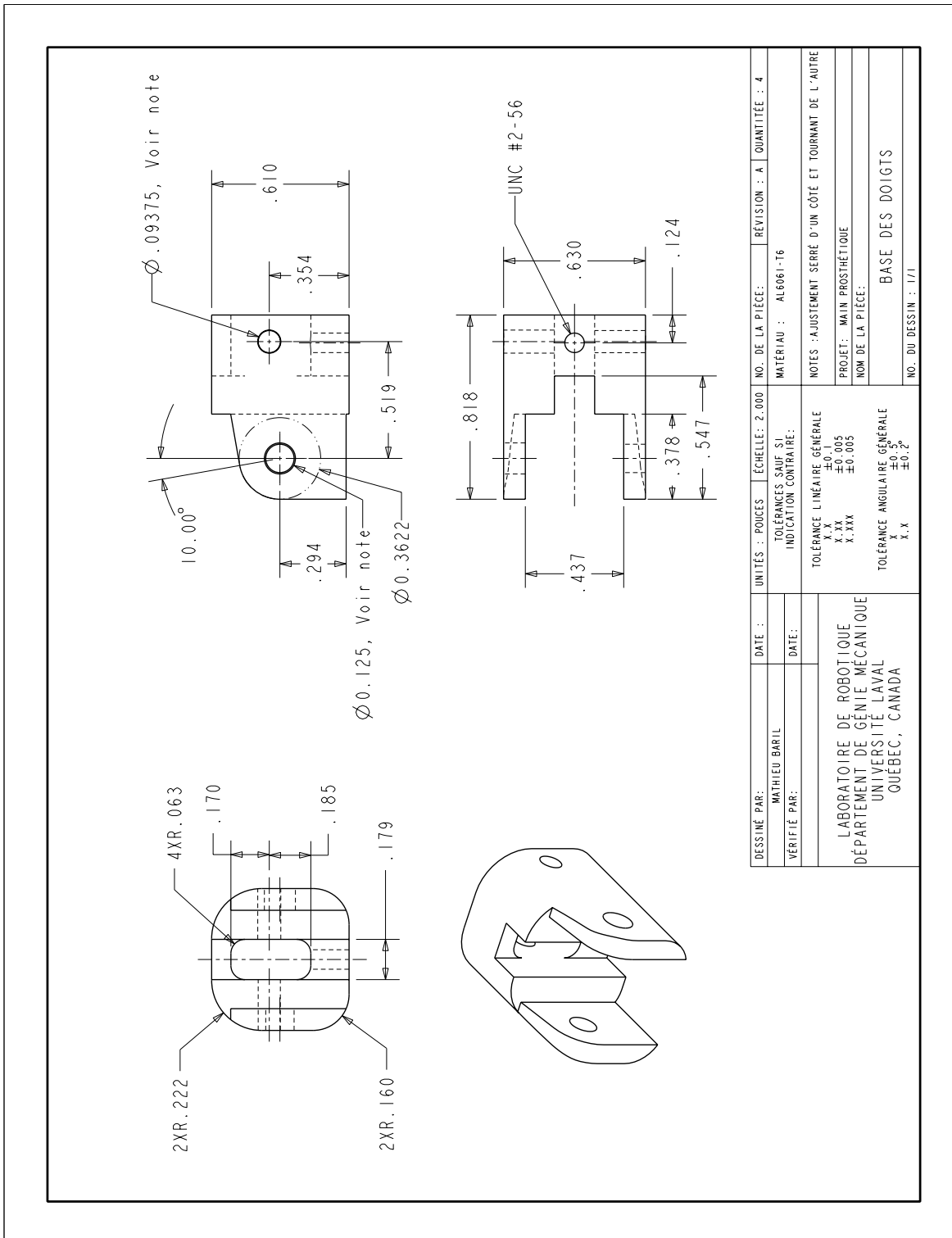
No.	Description	Qté
1	Recouvrement, phalange distale	1
2	Recouvrement, phalange intermédiaire	1
3	Recouvrement, phalange proximale	1
4	Assemblage de la base du pouce	1
5	Drill rod, Ø1/16, L0.6"	1
6	Drill rod, Ø1/8, L5/8"	1
7	Drill rod, Ø1/8, L5/8"	1
8	Drill rod, Ø3/32, L0.55"	1
9	Set screw, UNC #4-40, L0.25"	1
10	Drill rod, Ø3/32, L0.35"	2
11	Drill rod, Ø3/32, L.33"	1
12	Drill rod, Ø3/32, L.27"	1
13	Set screw, UNC #6-32, L0.25"	1

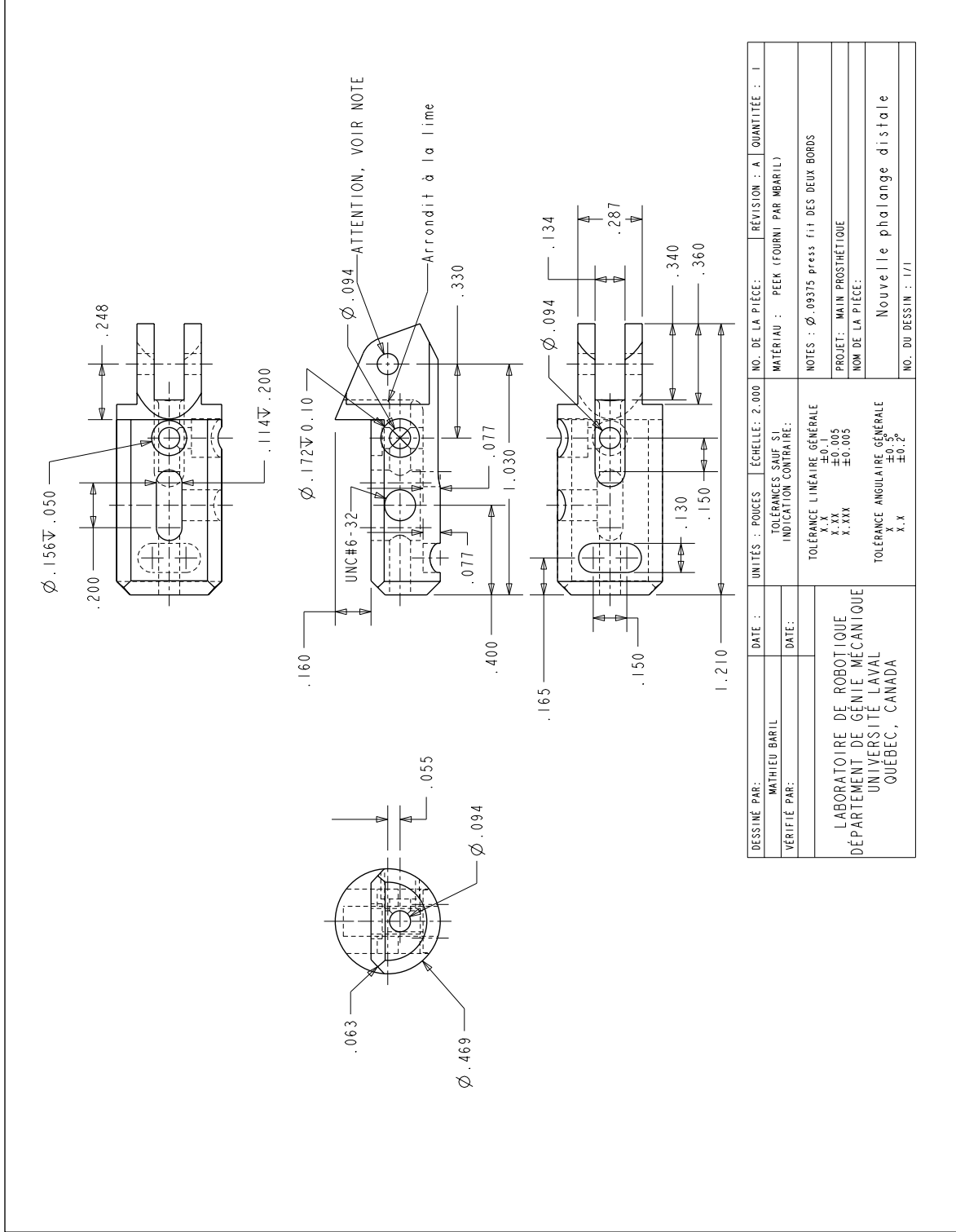
DESSINÉ PAR: MATHIEU BAPIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 1.000	NO. DE LA PIÈCE:	REVISION : A	QUANTITÉ :
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATERIAU :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.XX	±0.005	PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX	±0.005	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		Pouce		
		X.X	±0.2°	NO. DU DESSIN : 1/2		

No.	Description	Qté
1	Pièce pour changements modes	1
2	Bouton	1
3	UNC#2-56, L.3/8	1

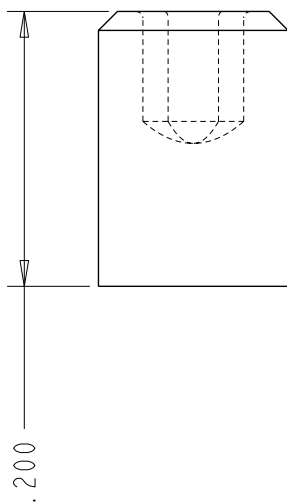
DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE :
VERIFIÉ PAR :		TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE :		MATERIAU :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA				NOTES :		
				TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		
				X.X ±0.1		
				X.XX ±0.005		
				X.XXX ±0.005		
				TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		
				X.X ±0.5°		
				X.X ±0.2°		
				PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
				NOM DE LA PIÈCE :		
				Mécanisme pour changement de modes		
				NO. DU DESSIN : 1/1		

B.2 Dessins de fabrication



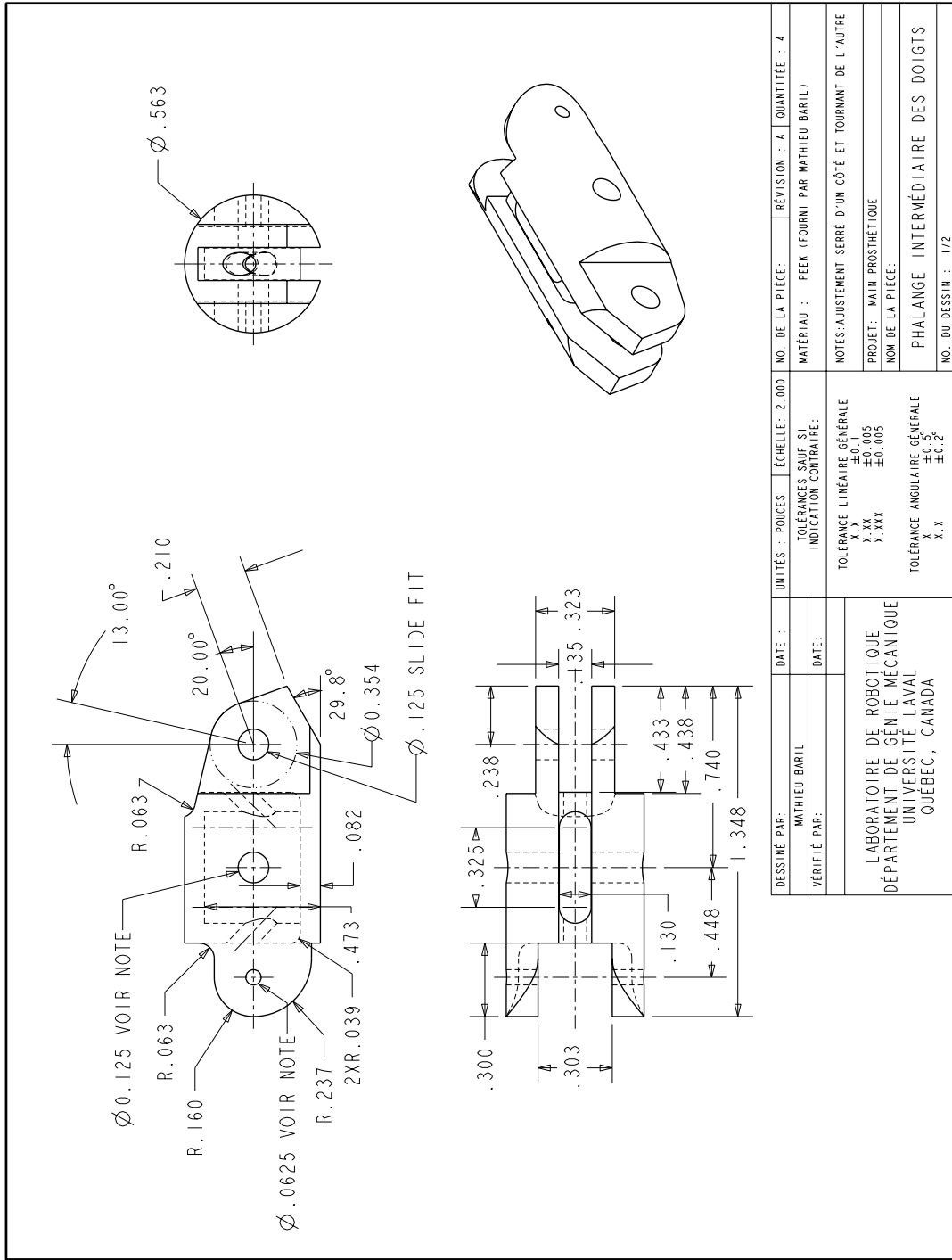


DESSINÉ PAR : MATHIEU BARTIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE : 2.000	NO. DE LA PIÈCE :	REVISION : A	QUANTITÉ : 1
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE :		MATERIAU : PEEK (FOURNI PAR MBARIL)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : Ø .09375 press fit DES DEUX BORDS		
		X.XX ±0.005		PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE :		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		Nouvelle phalange distale		
		X.X ±0.2°		NO. DU DESSIN : 1/1		

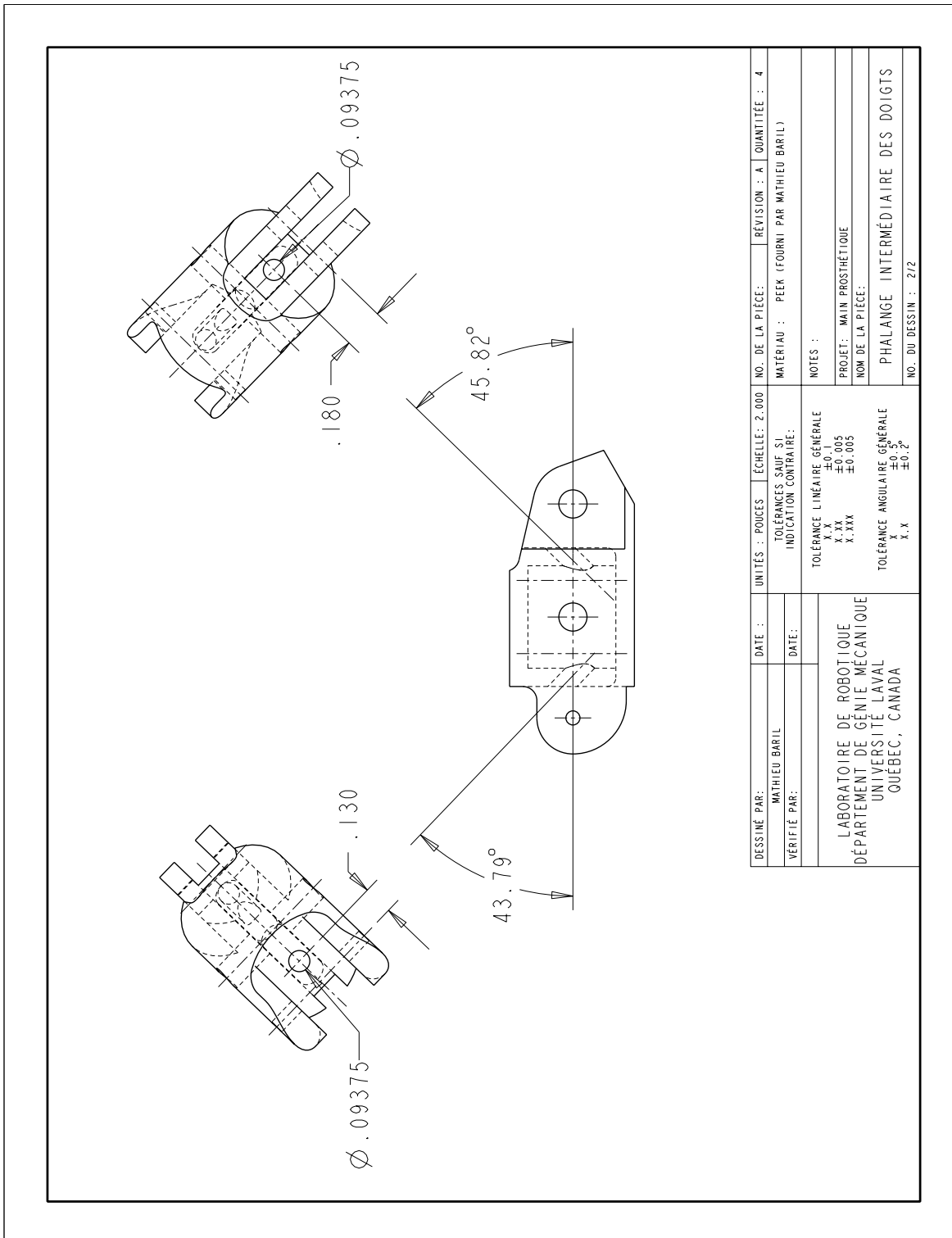


Set screw #6-32, modification de longueur
 et plat lisse sur le bout

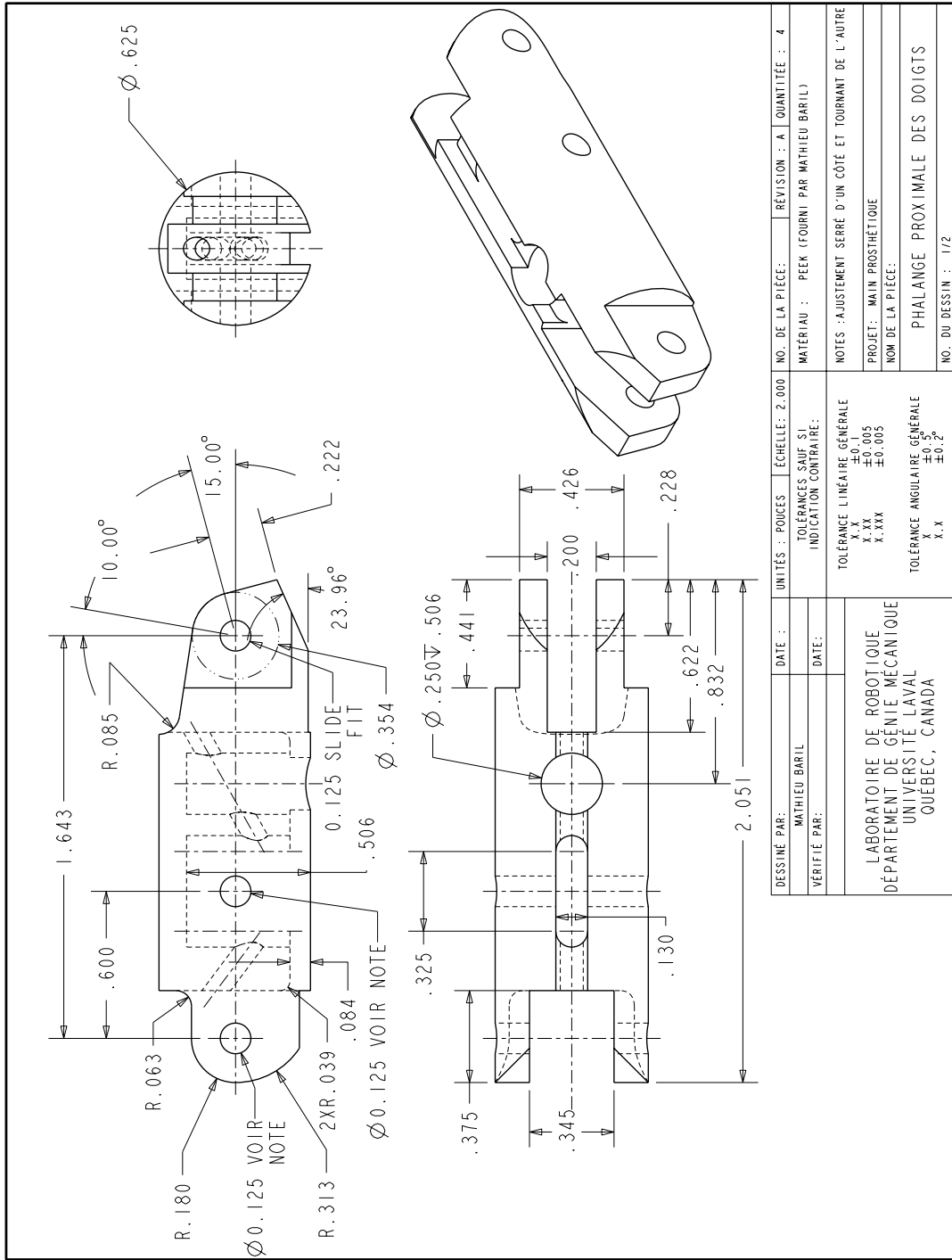
DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 10.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE : 10
MATHIEU BARTIL		TOLÉRANCES SAUF SI		MATÉRIAU :		
VERIFIÉ PAR :	DATE :	INDICATION CONTRAIRE:		NOTES :		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.X ± 0.1		NOM DE LA PIÈCE:		
		X.XX ± 0.005				
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE				
		X.X $\pm 0.5^\circ$				
		X.X $\pm 0.2^\circ$				
						Set screws
						NO. DU DESSIN : 1/1



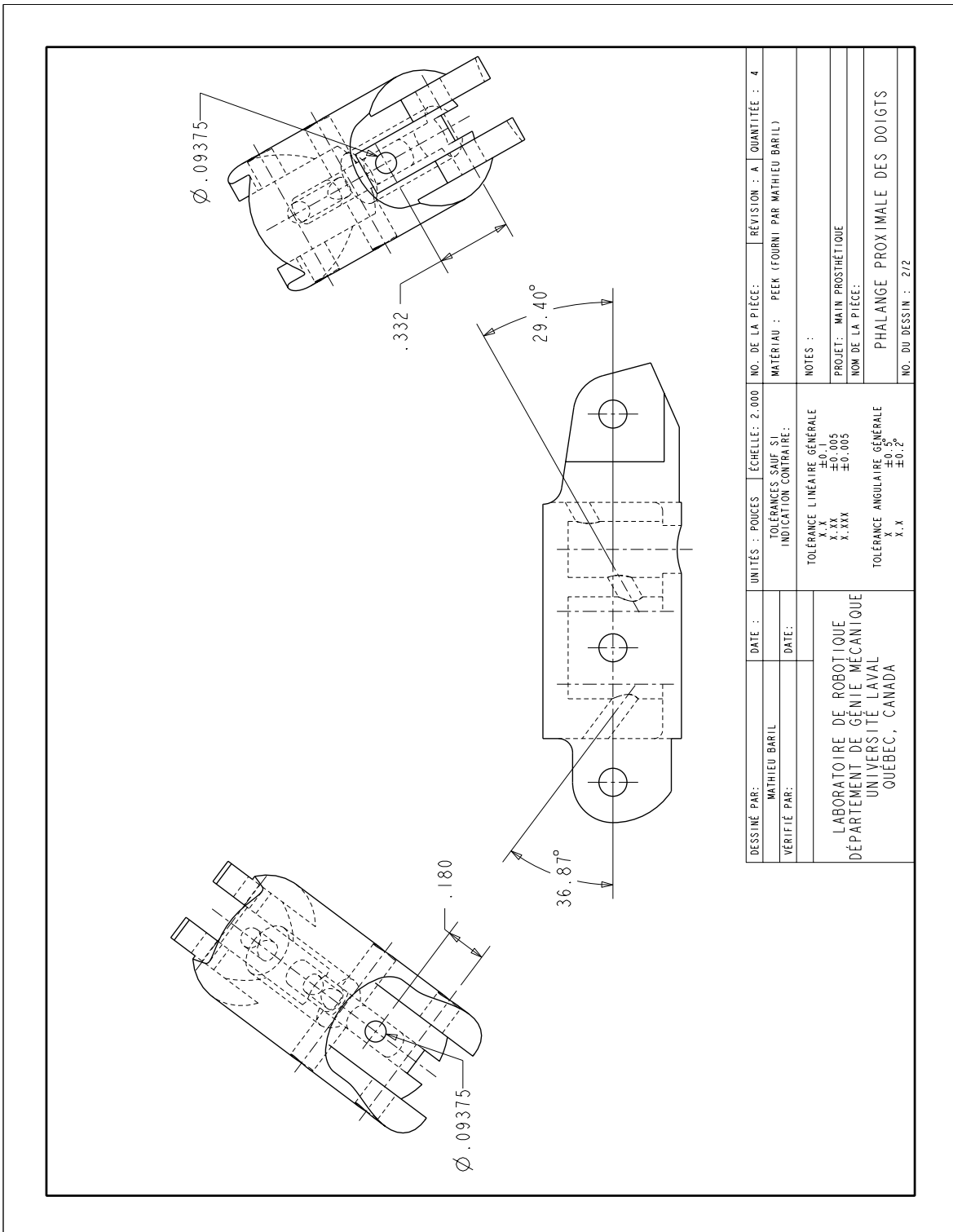
DESSINÉ PAR: MATHIEU BARIÉ	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	REVISION : A	QUANTITÉ : 4
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIÉ)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES: AJUSTEMENT SERRÉ D'UN CÔTÉ ET TOURNANT DE L'AUTRE		
		X.XX	±0.005	PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX	±0.005	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PHALANGE INTERMÉDIAIRE DES DOIGTS		
		X.X		NO. DU DESSIN : 1/2		

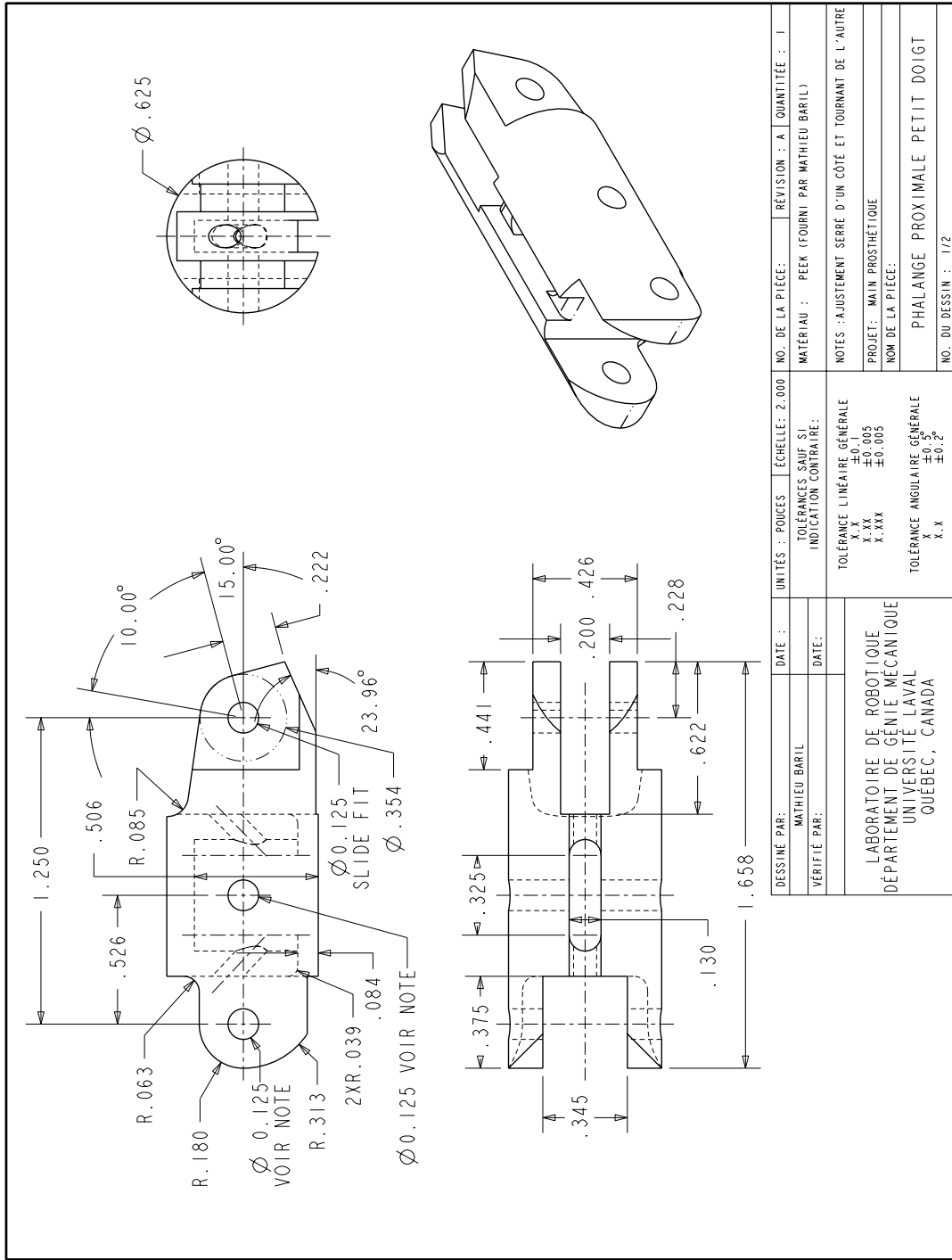


DESSINÉ PAR: MATHIEU BARIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉ : 4
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATERIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIL)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.X ± 0.1		PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XX ± 0.005		NOM DE LA PIÈCE:		
		X.XXX ± 0.005		PHALANGE INTERMÉDIAIRE DES DOIGTS		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		NO. DU DESSIN : 2/2		
		X.X $\pm 0.5^\circ$				
		X.X $\pm 0.2^\circ$				

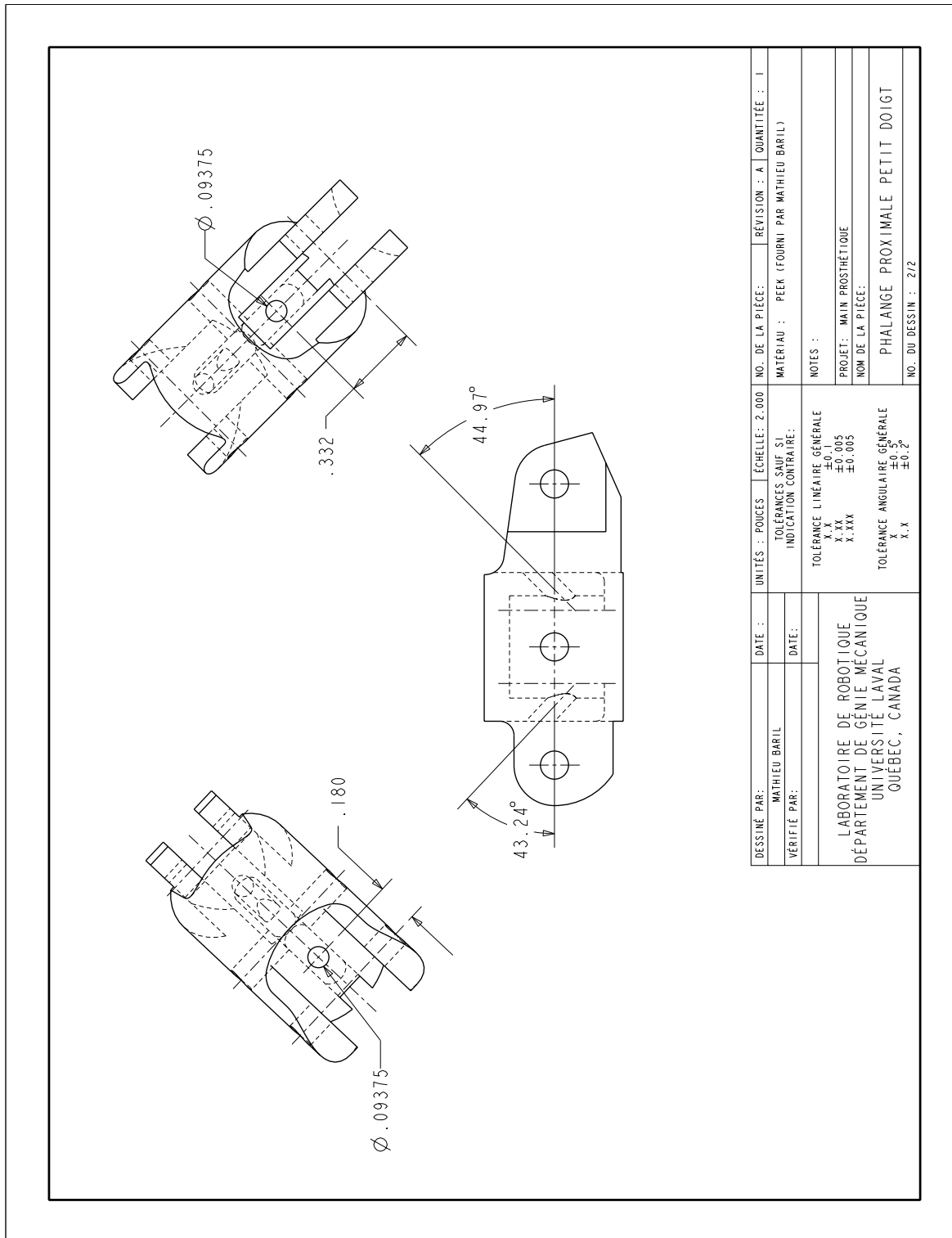


DESSINÉ PAR: MATHIEU BARIL	DATE:	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉ : 4
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATERIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIL)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : AJUSTEMENT SERRÉ D'UN CÔTÉ ET TOURNANT DE L'AUTRE		
		X.XX ±0.005		PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PHALANGE PROXIMALE DES DOIGTS		
		X.X ±0.2°		NO. DU DESSIN : 1/2		

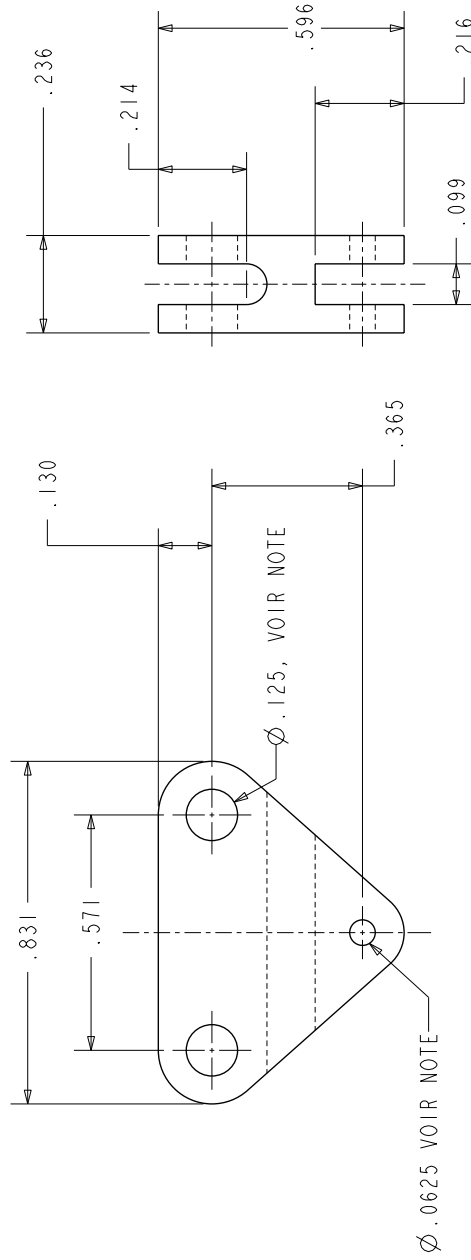




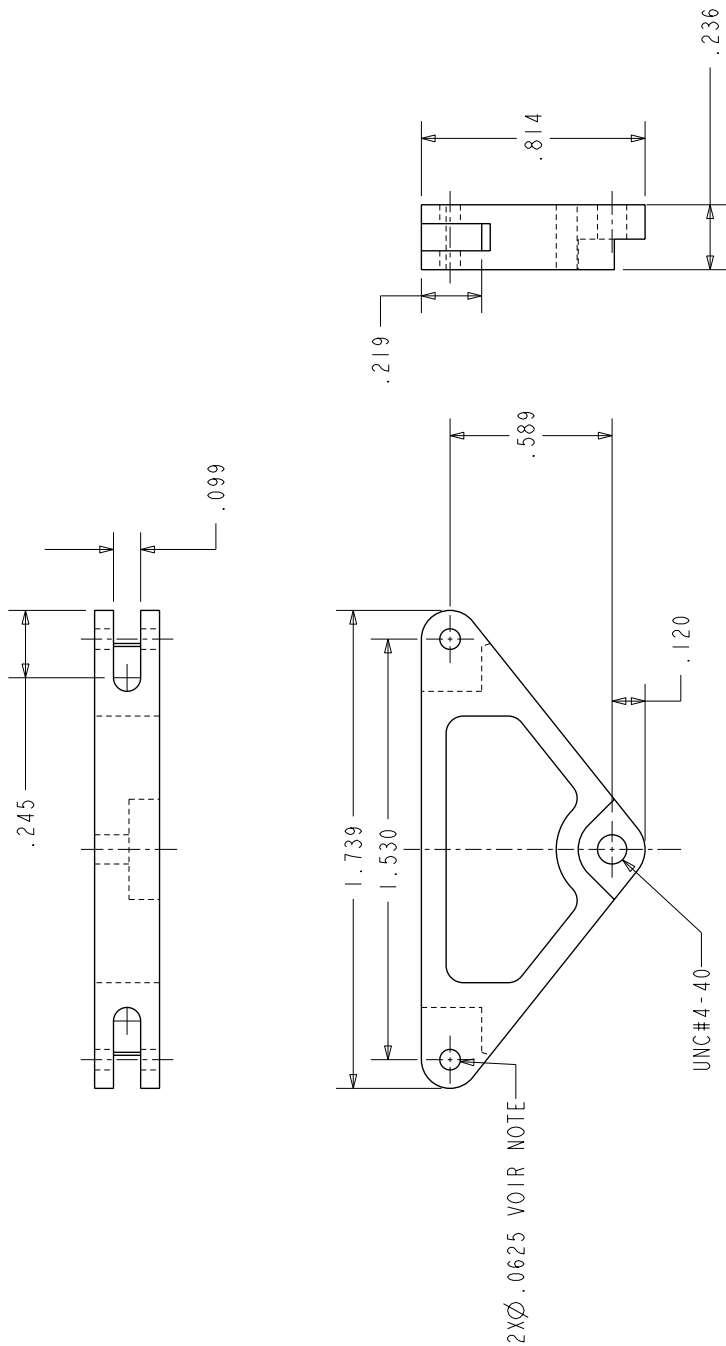
DESSINÉ PAR : MATHIEU BARIÉL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE : 2.000	NO. DE LA PIÈCE :	REVISION : A	QUANTITÉ : 1
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE :		MATÉRIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIÉL)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : AJUSTEMENT SERRÉ D'UN CÔTÉ ET TOURNANT DE L'AUTRE		
		X.XX ±0.005		PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE :		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PHALANGE PROXIMALE PETIT DOIGT		
		X.X ±0.2°		NO. DU DESSIN : 1/2		



DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE : 1
MATHIEU BARIL		TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATERIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIL)		
VERIFIÉ PAR :	DATE:	TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.X ±0.1				
		X.XX ±0.005		PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE:		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PHALANGE PROXIMALE PETIT DOIGT		
		X.X ±0.5°		NO. DU DESSIN : 2/2		
		X.X ±0.2°				

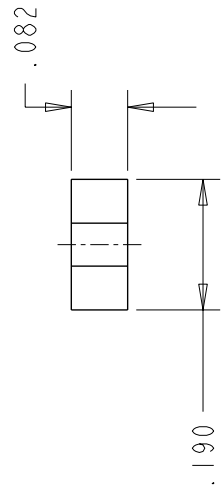
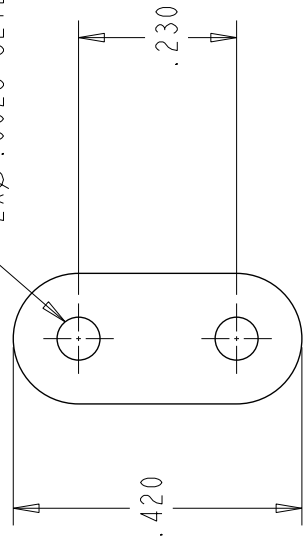


DESSINÉ PAR: MATHIEU BARRIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 3.000	NO. DE LA PIÈCE:	REVISION : A	QUANTITÉ : 2
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:	MATERIAU : DELRIN			
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : UN BORD PRESS FIT ET L'AUTRE SLIDE FIT		
		X.XX	±0.005	PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX	±0.005	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		Petits Triangles		
		X.X		NO. DU DESSIN : 1/1		

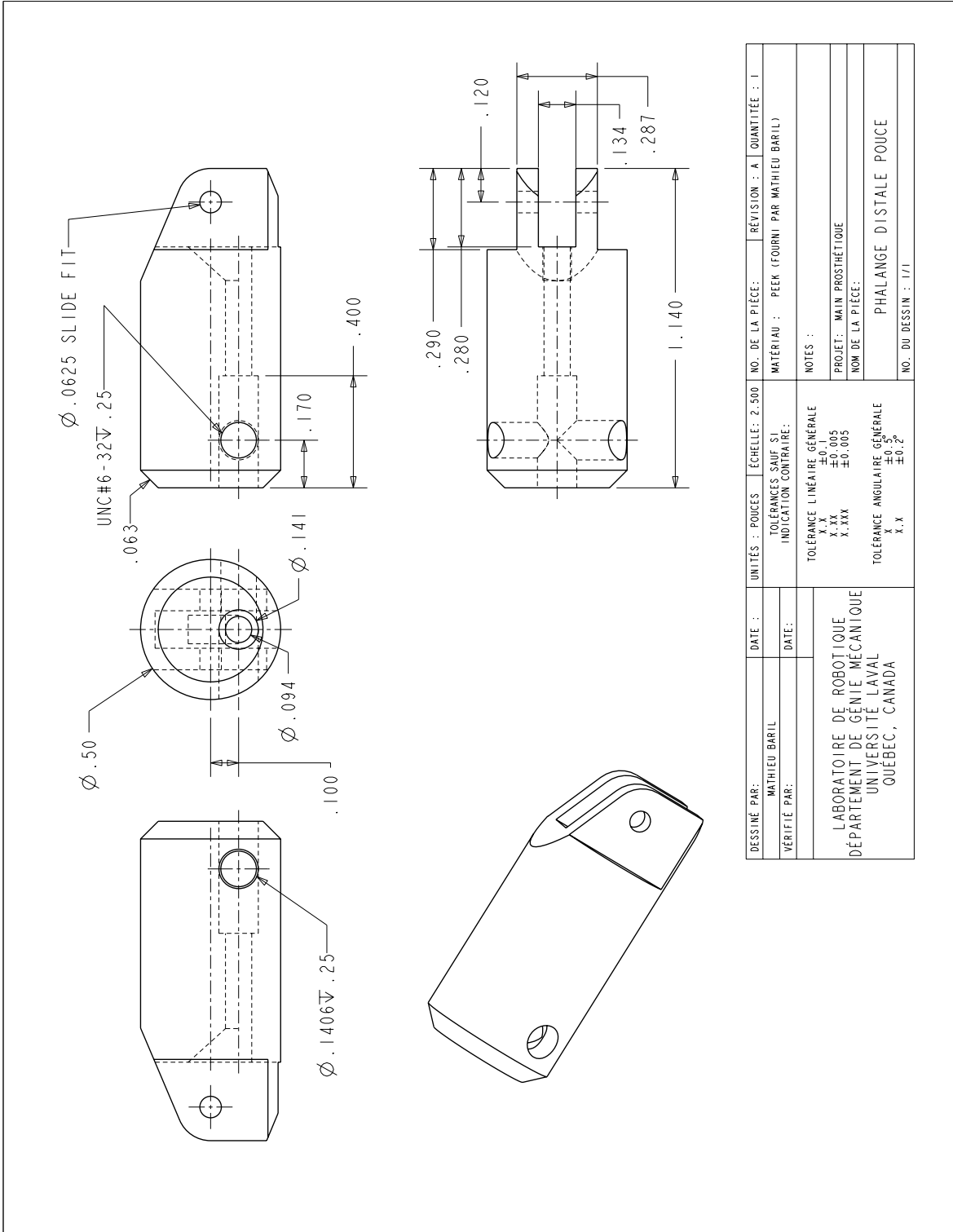


DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉ : 1
MATHIEU BARTIL		TOLÉRANCES SAUF SI		MATÉRIAU : AL 6061-T6		
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	INDICATION CONTRAIRE:		NOTES : UN BORD PRESS FIT ET L'AUTRE SLIDE FIT		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA			TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE	PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
			X.X ±0.01	NOM DE LA PIÈCE:		
			X.XX ±0.005	Gros triangle		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		NO. DU DESSIN : 1/1		
		X.X ±0.5°				
		X.X ±0.2°				

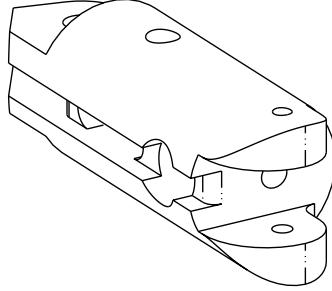
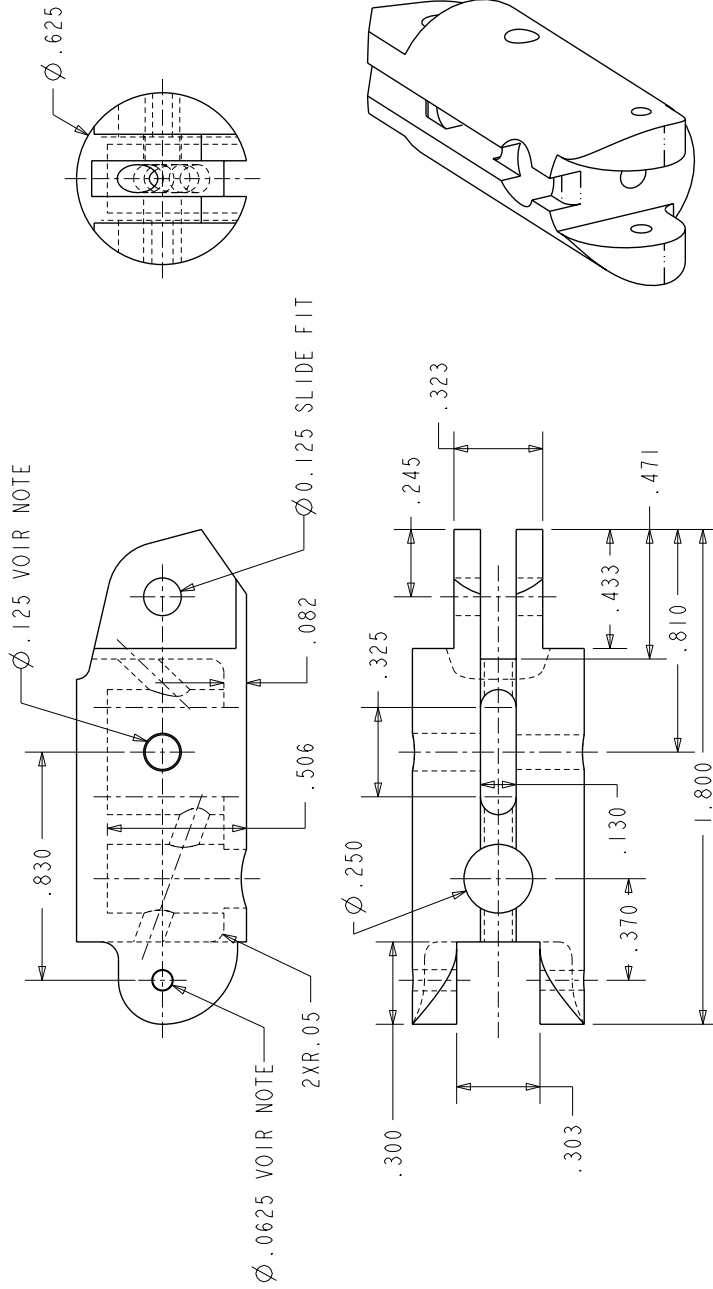
2XØ .0625 SLIDE FIT



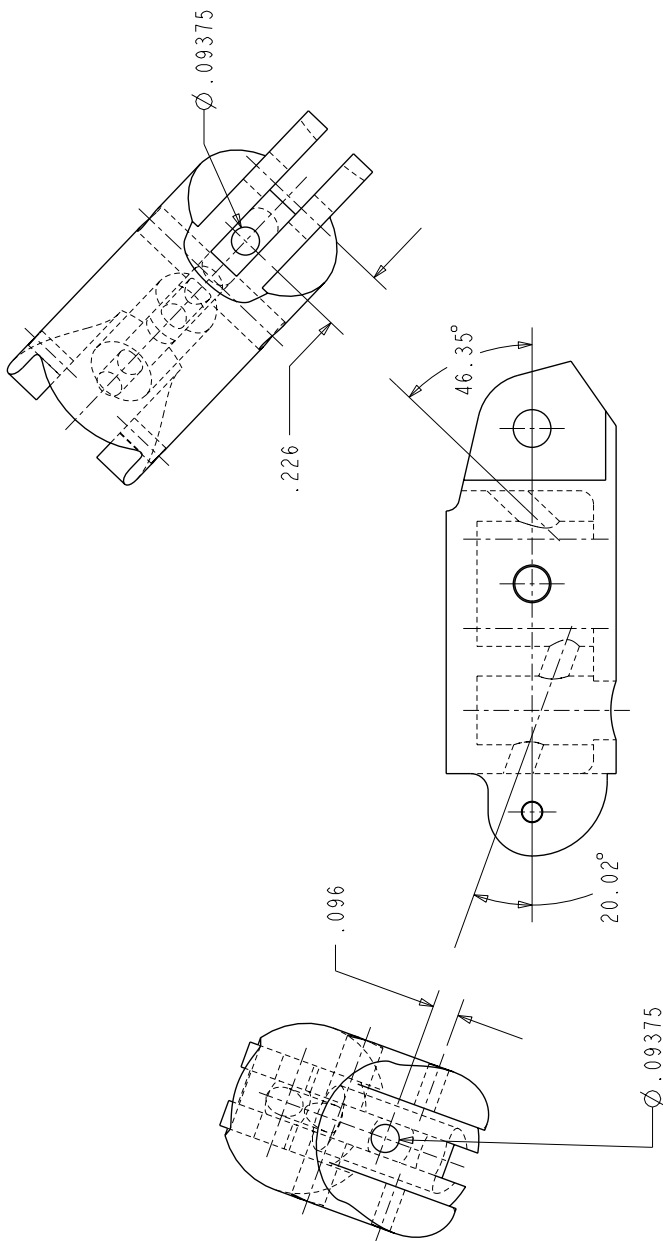
DESSINÉ PAR : MATHIEU BAPIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 5.000	NO. DE LA PIÈCE:	REVISION : A	QUANTITÉ : 2
VÉRIFIÉ PAR :	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU : AL 6061-T6		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.XX	±0.005	PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX	±0.005	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		Petite barres		
		X.X	±0.2°	NO. DU DESSIN : 1/1		



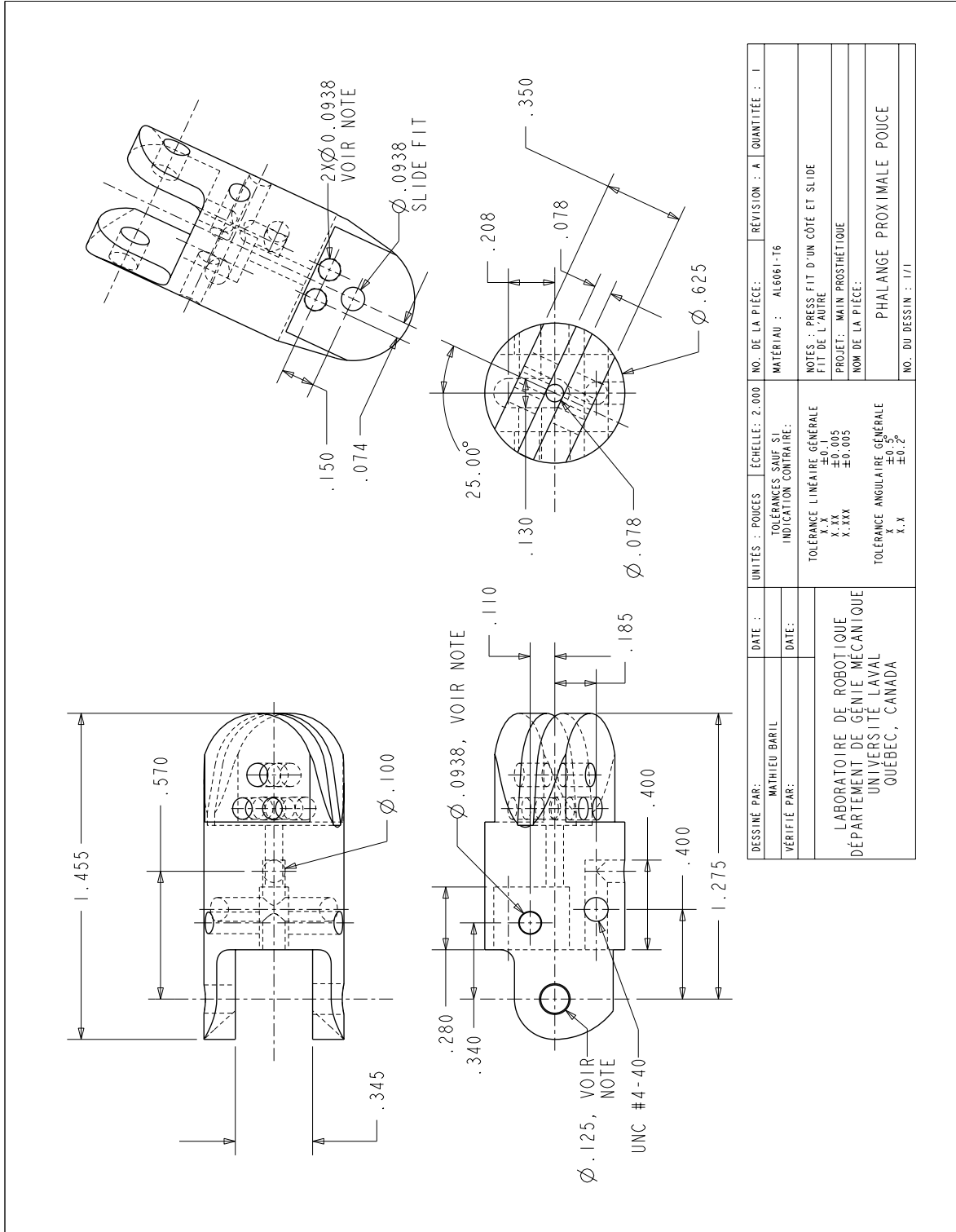
DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.500	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE : 1
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATERIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIL)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.X ± 0.1		PROJET : MAIN PROTHÉTIQUE		
		X.XX ± 0.005		NOM DE LA PIÈCE :		
		X.XXX ± 0.005		PHALANGE DISTALE POUCE		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		NO. DU DESSIN : 1/1		
		X.X $\pm 0.5^\circ$				
		X.X $\pm 0.2^\circ$				

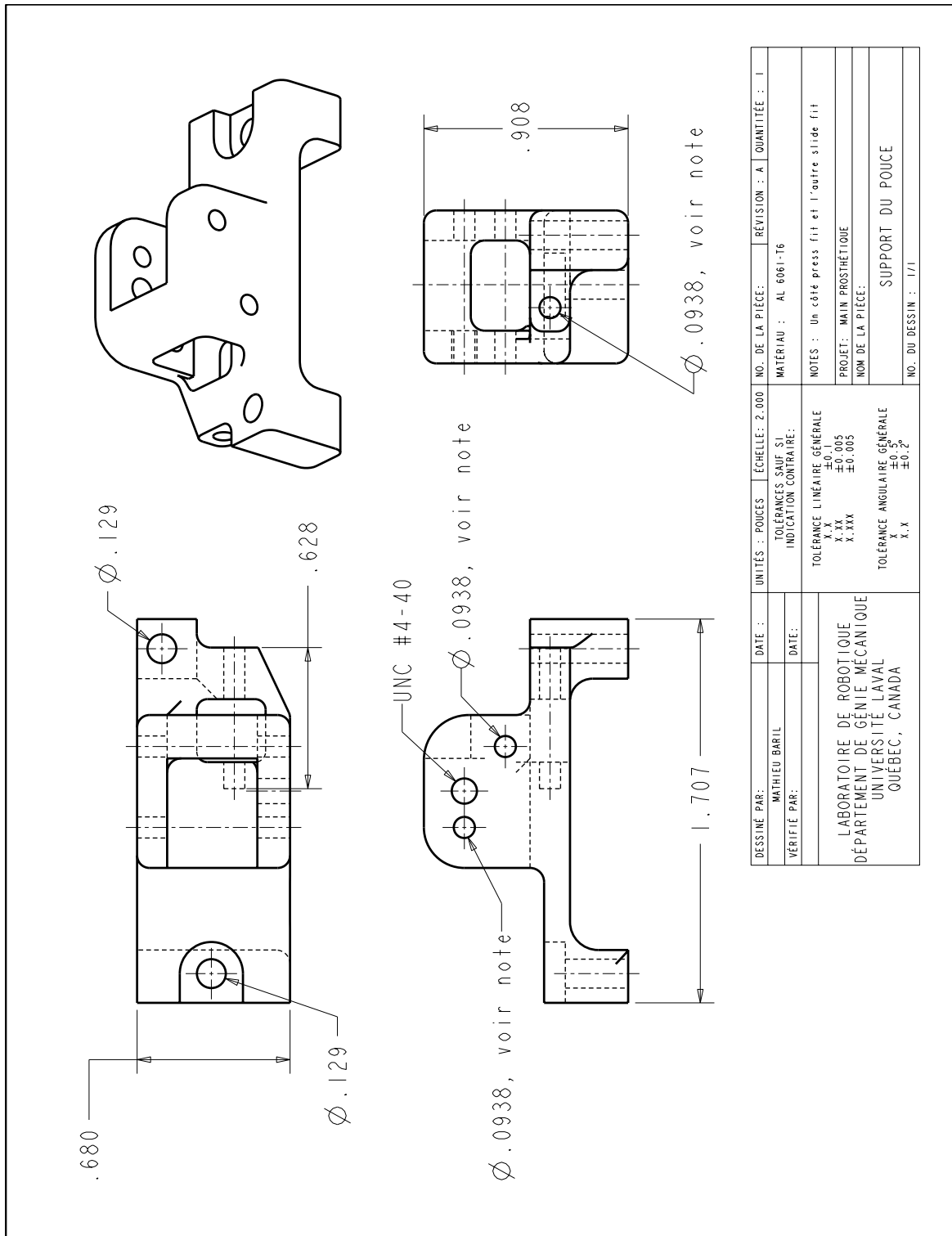


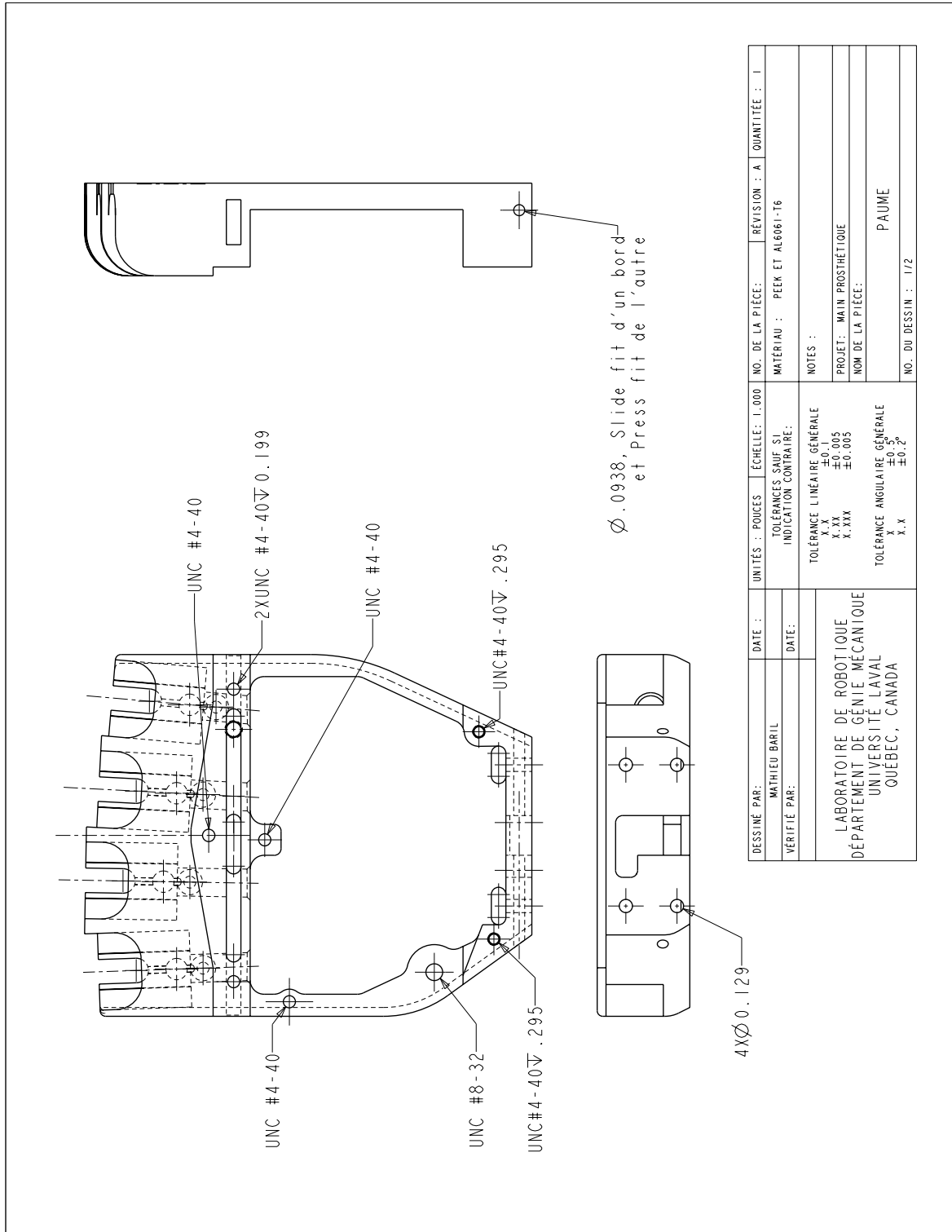
DESSINÉ PAR : MATHIEU BARIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉ : 1
VÉRIFIÉ PAR :	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATERIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIL)		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : Un côté press fit et l'autre slide fit		
		X.XX ±0.005		PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PHALANGE INTERMÉDIAIRE POUCE		
		X.X ±0.2°		NO. DU DESSIN : 112		



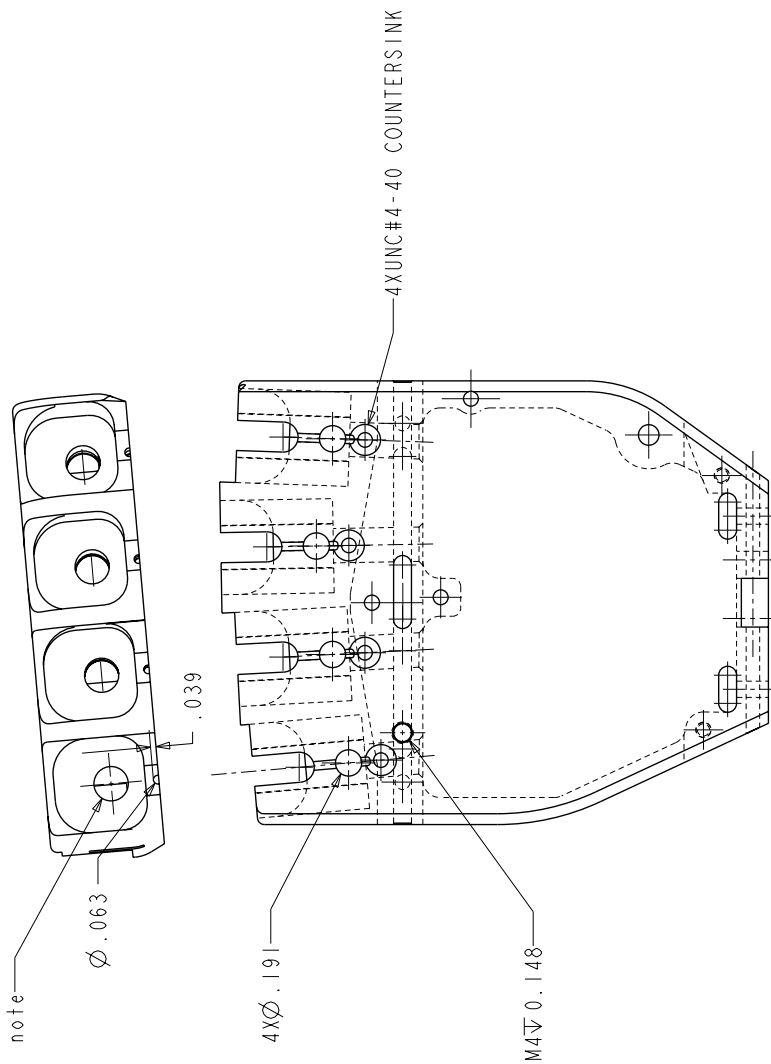
DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 2.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE : 1
MATHIEU BARIL			TOLÉRANCES SAUF SI	MATÉRIAU : PEEK (FOURNI PAR MATHIEU BARIL)		
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :		INDICATION CONTRAIRE:			
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA			NOTES :			
			TOLÉANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE			
			X.X ±0.1 X.XX ±0.005 X.XXX ±0.005			
			TOLÉANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE			
			X.X ±0.5° X.X ±0.2°			
			PHALANGE INTERMÉDIAIRE POUCE			
			NO. DU DESSIN : 272			



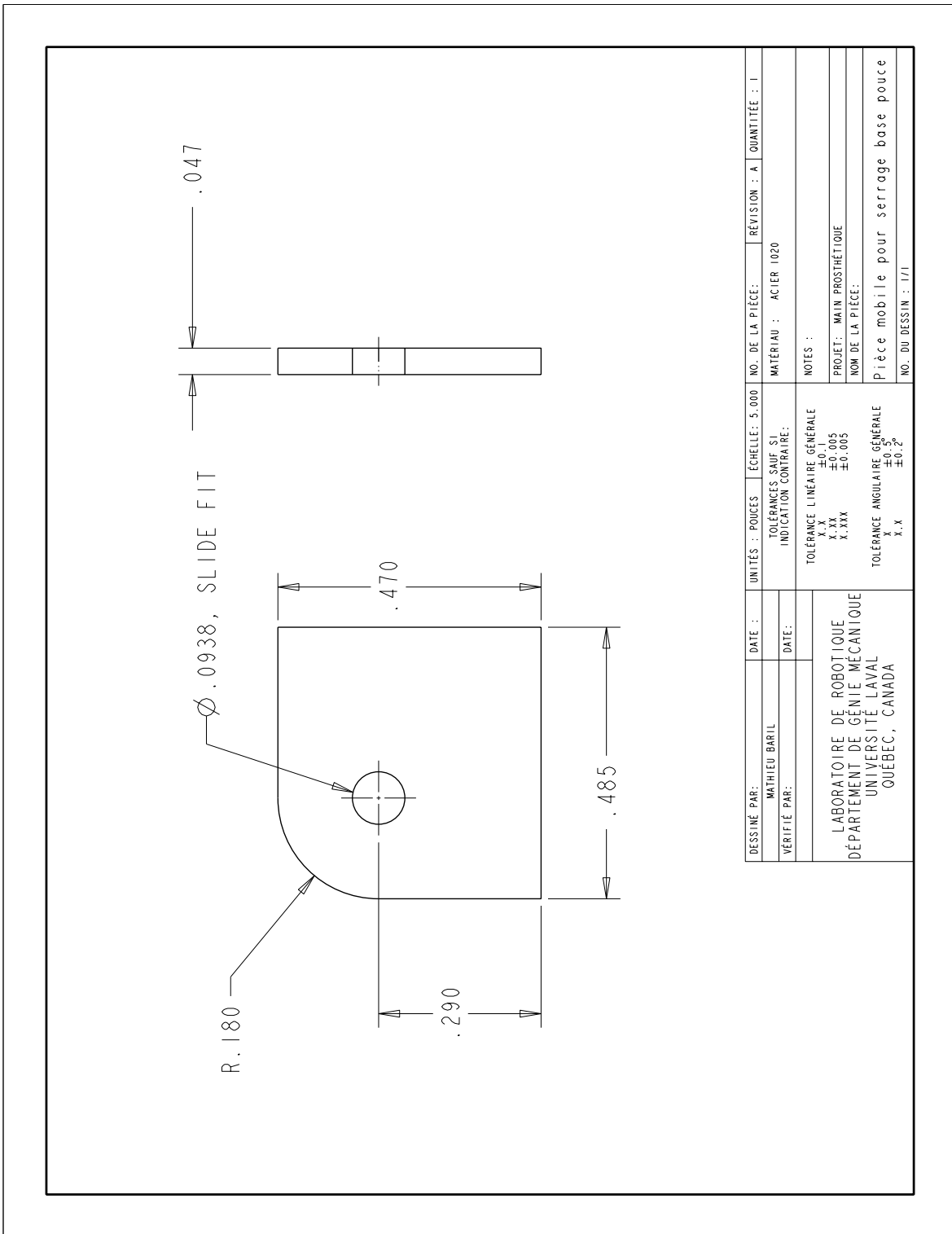


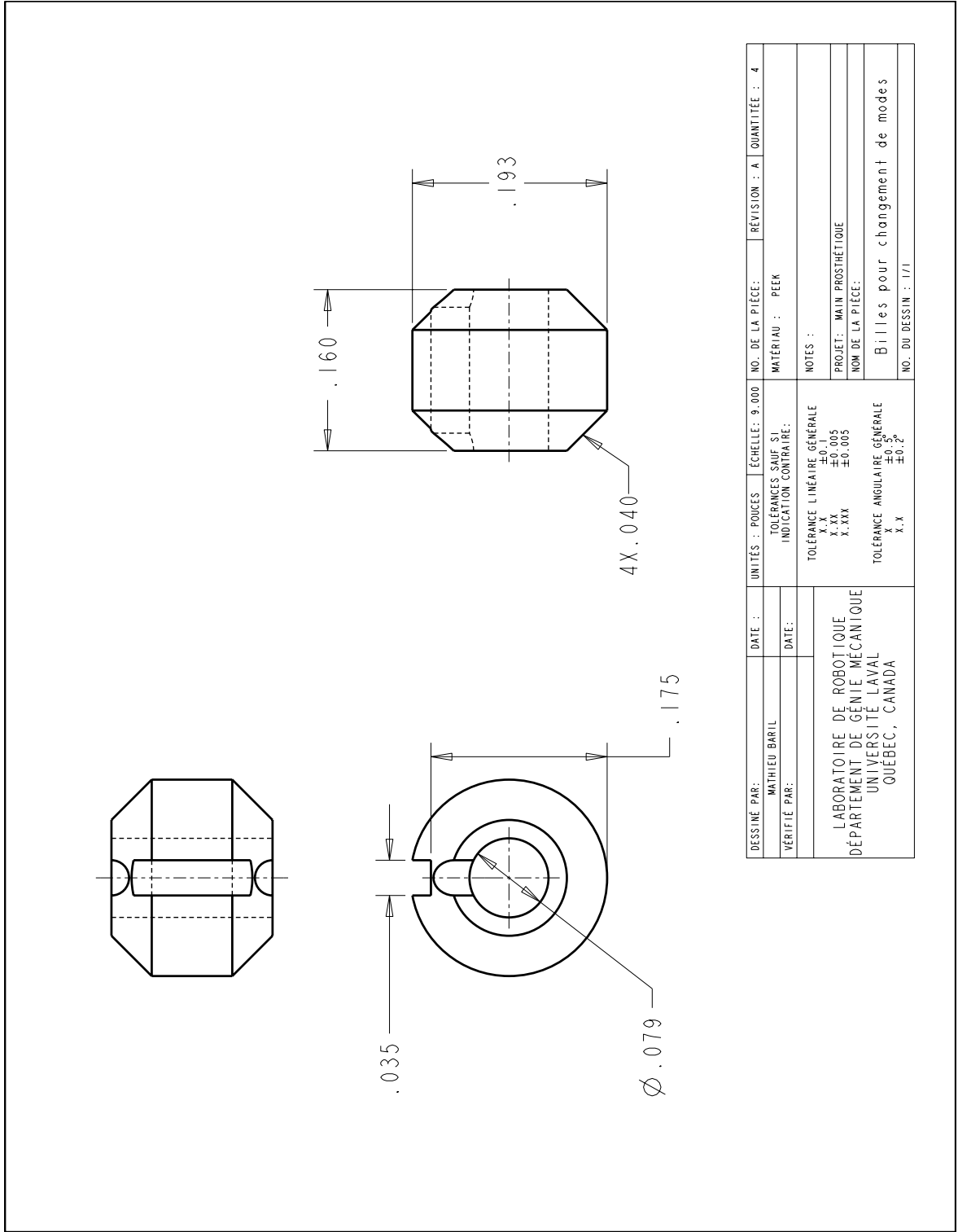


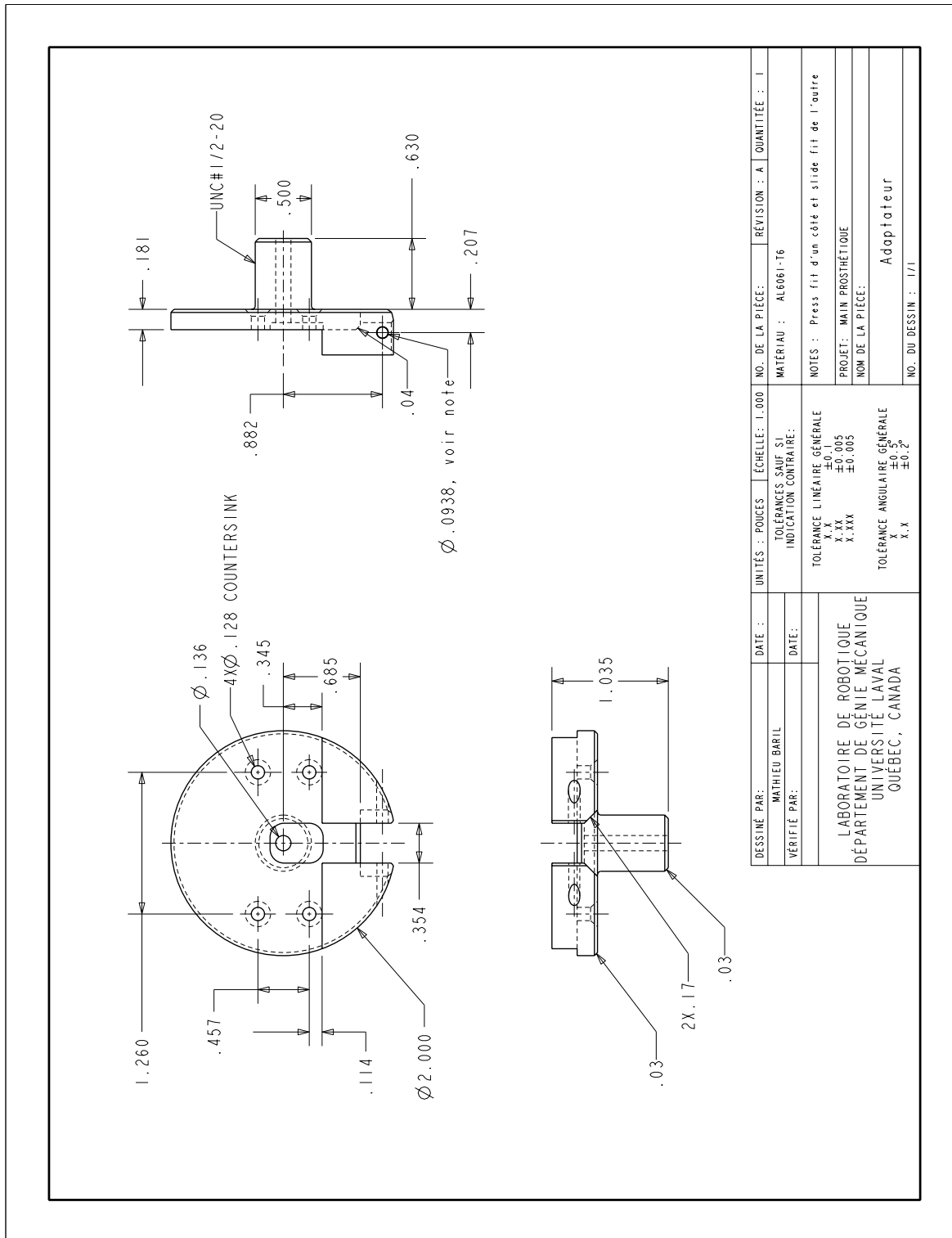
DESSINÉ PAR: MATHIEU BARIÉL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 1.000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉ : 1
VÉRIFIÉ PAR:	DATE:	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU : PEER ET AL6061-T6		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GENIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.XX	±0.005	PROJET: MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XXX	±0.005	NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PAUME		
		X.X	±0.2°	NO. DU DESSIN : 1/2		

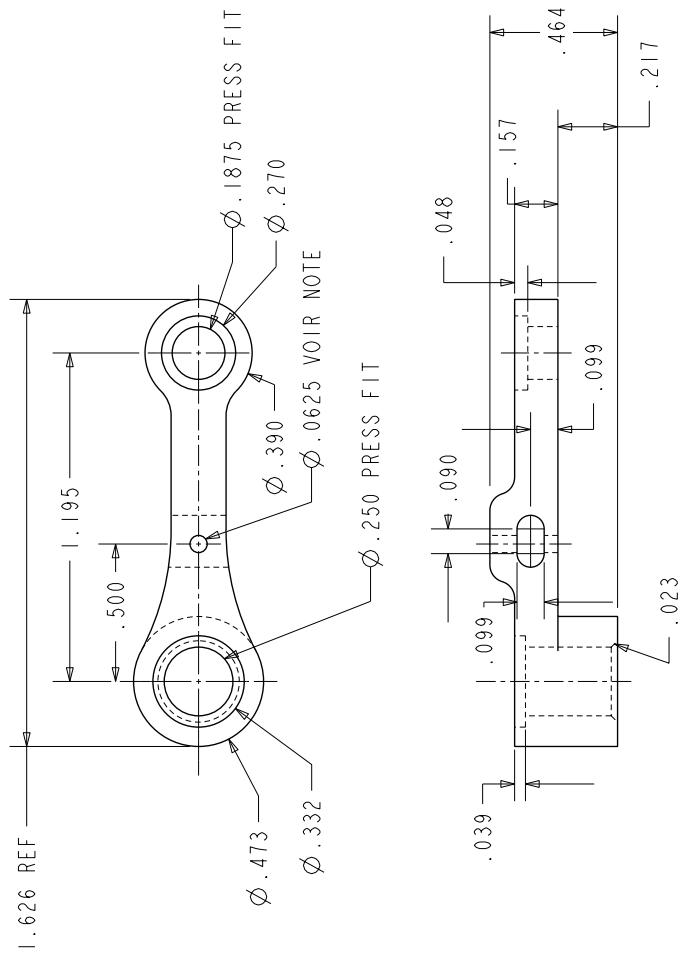


DESSINÉ PAR :	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE: 1:000	NO. DE LA PIÈCE:	RÉVISION : A	QUANTITÉE : 1
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE:		MATÉRIAU : PEER ET AL8061-T6		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES :		
		X.X ±0.1		PROJET : MAIN PROSTHÉTIQUE		
		X.XX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE:		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		PAUME		
		X.X ±0.5°		NO. DU DESSIN : 272		
		X.X ±0.2°				









DESSINÉ PAR : MATHIEU BARTIL	DATE :	UNITÉS : POUCES	ÉCHELLE : 2.000	NO. DE LA PIÈCE :	REVISION : A	QUANTITÉ : 1
VÉRIFIÉ PAR :	DATE :	TOLÉRANCES SAUF SI INDICATION CONTRAIRE :		MATÉRIAU : AL 6061 T6		
LABORATOIRE DE ROBOTIQUE DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE UNIVERSITÉ LAVAL QUÉBEC, CANADA		TOLÉRANCE LINÉAIRE GÉNÉRALE		NOTES : PRESS FIT SUR LE DESSUS (PARTIE AVEC LE PLUS DE MATIÈRE) ET SLIDE FIT SUR LE DESSOUS		
		X.X ±0.01		PROJET : MAIN PROTHÉTIQUE		
		X.XX ±0.005		NOM DE LA PIÈCE :		
		X.XXX ±0.005		NOUVEAU LEVIER		
		TOLÉRANCE ANGULAIRE GÉNÉRALE		NO. DU DESSIN : 1/1		
		X.X ±0.2°				
		X.X ±0.2°				

Annexe C

Documents en lien avec la validation expérimentale

Cette annexe présente les documents en lien avec le test qui sera utilisé éventuellement pour faire la validation expérimentale du préhenseur. On y trouve notamment un protocole détaillé et une grille vide pour entrer les différents résultats des participants. Ces deux documents ont été produits par les créateurs du test SHAP et sont disponibles sur leur site internet. Aussi, on y retrouve la version traduite du formulaire *Évaluation de la satisfaction envers une aide technique* (ESAT-F), les versions traduites des formulaires *Upper Extremity Functionnal Index* (UEFI-F) et *Upper Extremity Functionnal Status* (UEFS-F) et et le guide d'entrevue semi-structurée.



SHAP

Southampton Hand
Assessment Procedure

Assessor's

SHAP

Protocol



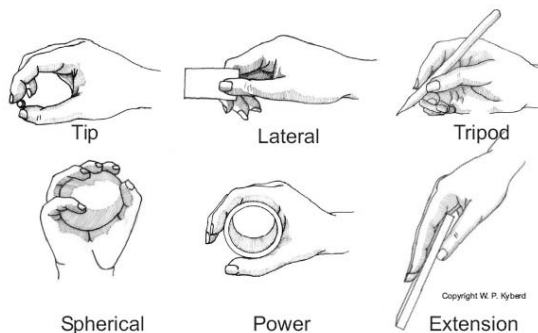
General Information

The Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP) has been formed based on the analysis of grip patterns, and their frequency of use in Activities of Daily Living (ADL) tasks. Therefore it is considered to cover the wide range of prehensile tasks the hand usually undertakes (with the omission of specific occupational or recreational requirements).

The test consists of the manipulation of a series of both lightweight and heavyweight abstract objects. These are intended to directly reflect specific grip patterns, whilst also assessing the strength and compliance of the grip. This is followed by 14 ADL tasks. To ensure standardisation, the assessor's test procedure must be followed, whilst objectivity is maintained by participant self-timing. A complete assessment is expected to take around 20 minutes to complete (including all of the relevant explanations to the subject).

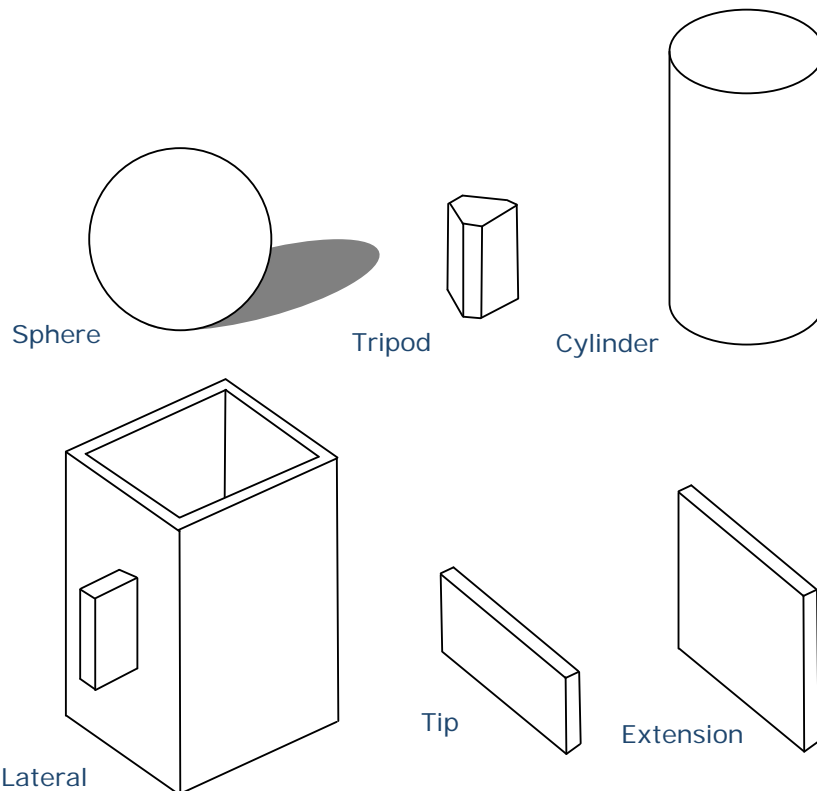
The procedure is designed to provide a score of functionality, which can be equated with a percentage; hence on completion of the test a score of optimum hand function is obtained. This score provides a tangible result describing the level of hand impairment, e.g. the participant has 75% of optimum hand function. As the procedure has been designed to be standardised and objective, this score cannot only be used for comparative assessments of a participant's performance throughout a course of treatment, but also provides information on their level of function (this is with respect to the benchmark of an unimpaired participant).

The protocol outlined in the following pages provides details for the assessor concerning the setup and execution of the test. The assessor is required to demonstrate each task to the descriptions given. The following diagram may help identify the appropriate grip patterns.



Contents of SHAP Test

Quantity	Item
1	Test case containing all SHAP equipment
1	Backboard mounted in case with lock & key, door hand and zip
1	SHAP form-board
1	Foam insert containing all objects
1	Timer unit
6	Lightweight abstract objects (see figure below)
6	Heavyweight abstract objects (see figure below)
1	Lock and key mounted on backboard
1	Zip mounted on backboard
4	Coins (2 x 1p and 2 x 2p)
1	Button board with 4 buttons attached
1	Plasticine block
1	Knife
1	Note card
1	Glass jar with lid
1	Glass jug
1	Cardboard juice carton
1	Empty tin with plastic lid
1	Door handle mounted on backboard
1	Metal arrow unit
1	Screwdriver



SHAP Abstract Object Tasks

Assessor's SHAP Protocol

Setting up the SHAP

The participant should be seated at a table with arms resting on the table. The participant's elbows should be at a 90° angle.

Place the SHAP form-board in front of the participant blue side facing upward, approximately 8cm from the front edge of the table. Fit the timer unit into the space provided in the front of the board. For each of the SHAP abstract object tasks, the board should be moved from left to right so that each task is directly in front of the participant, thereby ensuring no bias toward either hand dominance. The SHAP case and all ADL objects can be removed from the table during this first phase of the assessment.

Procedural Notes

Each task should be demonstrated to the participant using slow, clear movements, ensuring that the participant is aware of the appropriate grip for completion of the abstract object tasks.

It is important to note that the demonstration should be carried out using the corresponding hand under assessment, to avoid any confusion for the participant.

Prosthesis users should be encouraged to practice each task, prior to timing it, in order to determine the most appropriate technique as many users usually carry out tasks with the natural hand alone. Due to the difficulties associated with myoelectric prostheses, if it is apparent that the device has failed to respond to user demand, then a note should be made, and a retest allowed. If the device is similarly unresponsive during the second task, a note should be made of the difficulties encountered.

In other circumstances, the participant should be given only one chance to carry out the timed task. The time taken to complete each task, the appropriate grip pattern if identifiable should be recorded, as well as any relevant notes.

When establishing any form of normative data, it is imperative that the task is carried out fully. Due to the need to complete a task in the minimum amount of time there is often a temptation to 'rush' the task without actually fulfilling the exact requirements. Under these circumstances the task should be repeated.

Completing the SHAP Test

In the forthcoming document, normal text denotes instructions for assessors. *Text in italic text denotes instructions to be read to participants.* The SHAP website contains video demonstrations to help with accurate placement of the ADL tasks on the form board (please refer to <http://www.shap.ecs.soton.ac.uk/about-usage.php> for further guidance on completing the SHAP tasks).

SHAP Abstract Object Tasks

The 6 lightweight objects are to be completed first. If a participant cannot complete a task, this could be recorded as C/C (Cannot Complete) on the supplied SHAP test data sheet. All lightweight abstract objects are completed, followed by all heavyweight abstract objects.

"A series of objects will be placed on the board. The task involves moving the object from the rear slot on the board to the front slot. Only the hand under assessment (dominant hand) should be used for any of these tasks, including the starting and stopping of the timer."

Spherical Place the 'spherical object' in the appropriate rear slot. Place the 'tip object' in the slot between the rear and front 'spherical object' slots to create a small barrier. Move the board so that these slots are directly in front of the participant whilst maintaining the approximate 8cm distance from the front of the table. Using the spherical grip move the object over the barrier and place it in the front slot.

"Start the timer, pick up and move the object as demonstrated with as few mistakes as possible, and as quickly as possible, to the front slot. Complete the task by depressing the blue button on the timer again."

Tripod Place the 'tripod object' in the appropriate rear slot. Using a tripod grip, move the object to the front slot.

"Start the timer, move the object as demonstrated and as quickly as possible to the front slot and then stop the timer."

Power Place the 'power object' in the appropriate rear slot. Move the board so that these slots are directly in front of the participant whilst maintaining the approximate 8cm distance of the board from the front of the table. Using the power grip, pick up the object and move it to the front slot.

“Start the timer, move the object as demonstrated and as quickly as possible to the front slot and then stop the timer.”

Lateral Place the ‘lateral object’ in the appropriate rear slot with the handle facing toward the participant. Move the board so that these slots are directly in front of the participant whilst maintaining the approximate 8cm distance from the front of the table. Using the lateral grip, pick up the object by the handle and move it to the front slot.

“Start the timer, move the object as demonstrated and as quickly as possible to the front slot and then stop the timer.”

Tip Place the ‘tip object’ in the appropriate rear slot. Using a tip grip, move the object to the front slot.

“Start the timer, move the object as demonstrated and as quickly as possible to the front slot and then stop the timer.”

Extension Place the ‘extension object’ in the appropriate rear slot. Using an extension grip, move the object to the front slot.

“Start the timer, move the object as demonstrated and as quickly as possible to the front slot and then stop the timer.”

The procedure above should now be repeated, in the same order using the heavyweight abstract objects.

Once completed, remove all the abstract objects from the table and turn over the form-board. Place the board directly in front of the participant for all ADL tasks at approximately 8cm from the front of the table.

Activities of Daily Living

As before, each task should be demonstrated to the participant using slow, clear movements, ensuring that the participant is aware of the appropriate procedure.

The 'Optional' instructions should be used when the assessor feels that the participant would be unable, is uncomfortable, or unnatural in using the demonstrated grip.

To avoid repetitive filling/emptying of objects with water for the pouring tasks (jug, carton and full jar tasks), it is advisable to fill a separate container with approximately 1 litre of water. It may also be advisable to have a towel nearby to clear any spillage.

"The second stage of this assessment consists of 14 everyday activities, which should be timed in the same manner by pressing the blue button to start and stop the timer. Again tasks should be completed as quickly as possible, with as few mistakes as possible, using only the appropriate hand unless otherwise stated."

Pick Up Coins Arrange the two 2p and two 1p coins in the designated areas on the board. Place the glass jar in the designated spot for this task with the lid removed. Pick up each coin in turn by sliding the coin to the edge of the board using a tip or tripod grip and drop each coin into the glass jar. Move from right to left. Reset the task for the participant.

"Start the timer, lift each coin in turn as quickly as possible, and drop it in the jar as demonstrated. Repeat that for all the coins and then stop the timer."

[OPTIONAL: If you feel unable to pick up the coins as demonstrated, you may use any method you wish, whilst only using one hand.]

Button Board Place the button board to the right of the timer unit if assessing the right hand, and to the left if assessing the left hand. The buttons should be farthest from the timer unit. Undo each button in turn, using only the assessed hand in a tripod grip. The other hand may be used to steady the board, but may not assist in the task. The button board should remain on the form-board at all times. Reset the task for the participant.

“Start the timer and using only the appropriate hand, undo all four buttons in any order as demonstrated and as quickly as possible. You may steady the button board with your other hand so that it remains on the form-board throughout the task. Then stop the timer using only the appropriate hand.”

Simulated Food Cutting Place the knife to the side of the timer unit (right side for right-handed assessments, left side for left-handed assessments). Place the plasticine ‘food item’ in the designated area on the form board (mould to look like a sausage and fit approximately the area on the form board). Pick up the knife, using the other hand to steady the plasticine. Cut it clearly into two sections. Then replace the knife on the form board. Reset the task by remoulding the plasticine for the participant.

“Start the timer, use the knife provided to cut the plasticine clearly into two pieces, as demonstrated and as quickly as possible. You may use the other hand to steady the plasticine. Return the knife to its starting position on the board and then stop the timer.”

Page Turning Place the piece of card in the designated area on the opposite side of the platform to the hand under assessment. Using an extension or tripod grip, pick up the card, turn it over as if turning the pages of a book and place it on the opposite side of the form board (on the side under assessment). Reset the task for the participant.

“Start the timer lift and turn over the card as if you were turning the pages of a book and place the card on the opposite side of the board as demonstrated and as quickly as possible. Then stop the timer.”

Jar Lid The lid should be placed on the empty glass jar and tightened only with sufficient force as would be expected for everyday use/self storage. The jar should be placed in the designated area on the form board. Both hands should be used for this task. Pick up the jar using a power grip with the non-dominant hand, undo the lid and return both the jar and the lid to the designated areas on the platform. Reset the task for the participant.

“Start the timer, pick up the jar and undo the lid with the hand under assessment as demonstrated and as quickly as possible. Return the jar and lid to the platform as demonstrated and stop the timer.”

Glass Jug Pouring Fill the glass jug with 100ml of water (100ml is marked on the jug). Place the jug in the designated area of the form board with the handle of the glass jug pointing the right for right-handed participants, and to the left for left-handed participants. Place the glass jar (without the lid) on the designated left area for right-handed participants and the right for left-handed participants. Lift the glass jug by the handle using a lateral grip and show how to pour the water into the glass jar. Reset the task for the participant.

“Start the timer and whilst ensuring as little spillage as possible, pour the water from the jug into the jar as demonstrated and as quickly as possible. Replace the jug on the board and then stop the timer.”

Carton Pouring Empty the glass jar from the previous task and replace the jar in the same position on the form board. Fill the carton with 200ml of water (measured out in the glass jug). Place the carton in the designated area on the form board with the spout of the carton pointing toward to glass jar (according to the handedness defined for the previous task). Pick up the carton using a power grip and show how to pour the water into the glass jar. Reset the task for the participant.

“Start the timer and whilst ensuring as little spillage as possible, pour the water from the carton into the jar as demonstrated and as quickly as possible. Replace the carton on the board and then stop the timer.”

Lifting a Heavy Object Fill the glass jar with water to the top of the label and tighten the lid. Place the jar in the designated area on the form board, on the left side of the board for right-handed participants and the right side of the board for left-handed participants. Place the empty carton lengthways along the middle of the form board (without obstructing the timer unit) to create a barrier. Lift the jar over the carton using a power grip and place on the opposite side of the form board in the designated area. Reset the task for the participant.

“Start the timer, move the jar over the carton to the other side of the board as demonstrated and as quickly as possible. Then stop the timer.”

[THE WATER CAN NOW BE DISPOSED OF AND WILL FORM NO FURTHER PART IN THE ASSESSMENT.]

Lifting a Light Object Place the empty tin (with the plastic lid on) in the same position on the board as defined for the jar in the previous task and keep the carton in the same position on the form board creating a barrier. Lift the tin over the carton using the power grip and place on the opposite side of the form board in the designated area. Reset the task for the participant.

“Start the timer, move the tin over the carton to the other side of the board as demonstrated and as quickly as possible. Then stop the timer.”

[PLACE THE SHAP CASE ON THE TABLE DIRECTLY INFRONT OF THE PARTICIPANT AND APPROXIMATELY 8cm FROM THE FRONT EDGE OF THE TABLE. PUT THE FOAM INSIDE THE CASE AND KEEP THE LID OF THE CASE OPEN. PLACE THE TIMER UNIT IN THE CASE ON THE FOAM INSERT IN THE APPROPRIATE POSITION. THE FINAL 5 TASKS WILL INVOLVE THE USE OF THE CASE.]

Lifting a Tray Place the form board ADL side up, on the table to the left of the case for right-handed participants and to the right for left-handed participants. Place the form board slightly overhanging the edge of the table with the long edge facing forwards. The timer unit should remain in the case. Both hands should be used to pick up the form board using a lateral or extension grip. Assuming a right-handed participant: lift the form board from the left side, over the case whilst remaining seated and place it on the table to the right side of the case. Reset the task for the participant.

“Start the timer, move the tray from the left/right to the right/left hand side of the case as demonstrated and as quickly as possible. Then stop the timer.”

Rotate Key Return the form board to the case ADL side up, placing in on top of the foam insert (the timer unit should fit neatly in its original position on the board without moving it from the foam). Turn the key to the white mark using the lateral grip.

“Start the timer, rotate the key as demonstrated and as quickly as possible to the white mark and release the key (at which time the key will spring back to its start position) and then stop the timer.”

Open/Close Zip Ensure the zip is closed. Open and close the zip using a lateral or tip grip.

“Start the timer, open and close the zip as demonstrated and as quickly as possible and then stop the timer.”

Rotate a Screw Place the screwdriver in the designated area on the form board on the right side for right-handed participants and the left for left-handed participants. The arrow unit is mounted on a clip, which should be attached to the front of the case (again, the right side for right-handed participants and the left for left-handed participants). Use the area directly in front of the screwdriver between the lock and the handle on the case. Ensure the arrow is pointing upward. Use two hands to guide the screwdriver to the screw and rotate it 90° clockwise to the mark on the clip using one hand only. Hold the screwdriver in a power grip. You may hold the clip on the top of the case to keep it stable with your other hand. Reset the task for the participant.

“Start the timer and use the screwdriver to rotate the screw a quarter turn clockwise to, or beyond the white mark as demonstrated and as quickly as possible. Once completed, the screwdriver should be replaced on the platform and the timer stopped. Two hands may be used to guide the screwdriver to the screw, but only the appropriate hand should be used for turning the screw. Your other hand can be used to steady the top of the arrow unit.”

Door Handle Rotate the door handle using a power grip until it is fully open, then release the handle.

“Start the timer, rotate the door handle until it is fully open and then release it as demonstrated and as quickly as possible. Then stop the timer.”



SHAP

Southampton Hand
Assessment Procedure

Participant Details

ID initials:

First Name:

Surname:

Date of Birth:

Sex:

Impairment:

Handedness:

ID initials:

First Name:

Surname:

Date of Birth:

Sex:

Impairment:

Handedness:

ID initials:

First Name:

Surname:

Date of Birth:

Sex:

Impairment:

Handedness:



Participant Test Data

ID: _____ Date: _____
 Assessor: _____ Hand Assessed: L / R
 Location: _____ Dominant Hand: L / R
 Other data available: Video 3D Motion Capture Force

Abstract Objects – Lightweight

Task	Time (Sec)	Grips						Other	Notes
		Spherical	Tripod	Power	Lateral	Tip	Extension		
Spherical									
Tripod									
Power									
Lateral									
Tip									
Extension									



Abstract Objects – Heavyweight

Task	Time (Sec)	Grips						Notes	
		Spherical	Tripod	Power	Lateral	Tip	Extension		Other
Spherical									
Tripod									
Power									
Lateral									
Tip									
Extension									



Activities of Daily Living

Task	Time (Sec)	Grips						Other	Notes
		Spherical	Tripod	Power	Lateral	Tip	Extension		
Coins									
Button Board									
Cutting									
Page Turning									
Jar Lid									
Jug Pouring									
Carton Pouring									



Activities of Daily Living

Task	Time (Sec)	Grips						Other	Notes
		Spherical	Tripod	Power	Lateral	Tip	Extension		
Full Jar									
Empty Tin									
Tray Lift									
Key									
Zip									
Screwdriver									
Door Handle									

END OF SHAP ASSESSMENT



Participant No : _____ Évaluateur (Initiales) : _____

DATE évaluation (AA/MM/JJ) : ____/____/____

**Évaluation de la Satisfaction envers un Préhenseur actionné à l'aide d'un harnais pour les prothèses de membre supérieur
ÉSAT (Sous-échelle 'technologie', Version 2.0)**

Préhenseur: _____

Nom de l'utilisateur: _____

Date : _____

Le questionnaire ÉSAT a pour but d'évaluer votre satisfaction envers le préhenseur. Le questionnaire comprend 8 énoncés de satisfaction.

- Pour chacun des 8 énoncés, nous vous demandons d'indiquer votre degré de satisfaction sur une échelle de 1 à 5.

1	2	3	4	5
Pas satisfait(e) du tout	Peu satisfait(e)	Plus ou moins satisfait(e)	Assez satisfait(e)	Très satisfait(e)

- Encerclez le chiffre qui décrit le mieux votre degré de satisfaction pour chacune des 8 énoncés.
- S'il-vous-plaît, répondez à toutes les questions.
- Si vous n'êtes pas tout à fait satisfait(e) de certains aspects mentionnés dans les questions, inscrivez vos commentaires dans l'espace prévu.

Merci.

Participant No : _____

1	2	3	4	5			
Pas satisfait(e) du tout	Peu satisfait(e)	Plus ou moins satisfait(e)	Assez satisfait(e)	Très satisfait(e)			
TECHNOLOGIE							
<i>Dans quelle mesure êtes-vous satisfait(e),</i>							
1. des dimensions (grandeur, hauteur, longueur, largeur) du préhenseur? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
2. du poids du préhenseur? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
3. de la facilité d'ajustement (fixation, réglage) des différentes parties de votre fauteuil roulant? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
4. de l'aspect sécuritaire du préhenseur? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
5. de la solidité (durabilité, résistance à l'usure) du préhenseur? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
6. de la facilité d'utilisation du préhenseur? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
7. du confort du préhenseur? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5
8. de l' efficacité du préhenseur pour répondre à vos besoins? <i>Commentaires:</i>			1	2	3	4	5

Participant No : _____

Vous avez ci-dessous la liste des 8 énoncés de satisfaction auxquels vous venez de répondre. CHOISISSEZ LES TROIS ÉNONCÉS qui sont les plus importants pour vous. Inscrivez un X dans les **trois cases** qui correspondent à votre choix.

- | | |
|---|--|
| <input type="checkbox"/> 1. Dimensions | <input type="checkbox"/> 5. Solidité |
| <input type="checkbox"/> 2. Poids | <input type="checkbox"/> 6. Facilité d'utilisation |
| <input type="checkbox"/> 3. Ajustements d'attribution | <input type="checkbox"/> 7. Confort |
| <input type="checkbox"/> 4. Sécurité | <input type="checkbox"/> 8. Efficacité |

Participant No : _____

ÉSAT
Feuille de cotation

Cette page est réservée pour calculer le pointage de vos réponses.
NE PAS ÉCRIRE SUR CETTE PAGE.

- Nombre de réponses **non valides** _____

- Total de la sous-échelle **Technologie** _____

Additionnez les points des énoncés 1 à 8 et divisez cette somme par le nombre d'énoncés valides.

- Les trois plus importants énoncés de satisfaction sont:

Guide d'entrevue

À mentionner au participant avant l'entrevue :

- On ne veut pas vraiment recueillir de commentaires sur la méthode d'actionnement, mais uniquement sur le préhenseur.
- Il n'y a pas de bonnes ou de mauvaises réponses. On cherche à identifier des éléments dans leurs opinions qui permettront d'améliorer le préhenseur.

Questions :

1. Pouvez-vous dire que ce préhenseur de prothèse du membre supérieur (si oui, expliquez) :
 - a. est facile à utiliser ?
 - b. facilite la saisie d'objets variés ?
2. Que pensez-vous du poids du préhenseur ?
3. Que pensez-vous de l'utilité du mécanisme permettant le changement de modes ? Y a-t-il d'autres modes/tâches que vous aimeriez pouvoir réaliser avec le préhenseur ? Expliquez.
4. Que pensez-vous de l'utilité du repositionnement manuel du pouce ? Expliquez.
5. Est-ce que l'utilisation de votre prothèse avec le préhenseur est confortable (force d'actionnement nécessaire, amplitude de mouvement de l'épaule, etc) ? Y a-t-il des prises/modes moins confortables que d'autres ? Expliquez.
6. Aimerez-vous que le préhenseur puisse être « barré » dans n'importe quelle configuration, pour permettre de saisir un objet sans avoir à soutenir un effort ? Expliquez.
7. Que pensez-vous de la forme et des dimensions du préhenseur ?
8. Quels sont les principaux avantages de ce préhenseur ? Expliquez.
9. Quelles sont les principaux problèmes, désavantages ou défauts de ce préhenseur ? Expliquez.
10. De quelles améliorations le préhenseur devrait-il faire l'objet ? Expliquez.
11. Est-ce que vous aviez besoin de beaucoup de concentration pour arriver à faire fonctionner le préhenseur ? Si oui, en raison de quoi à votre avis ? Pouvez-vous décrire des situations où vous aviez besoin de beaucoup de concentration ?
12. Croyez-vous que ce genre de préhenseur a une utilité pour la réalisation de tâches quotidiennes ? Expliquez.

13. Est-ce que le fait que le préhenseur s'adapte automatiquement à la forme des objets par l'entremise des différentes phalanges des doigts constitue pour vous quelque chose d'important ? Expliquez.
14. Avez-vous d'autres commentaires à formuler ?

Version canadienne-française du Upper Extremity Functional Index (UEFI-F)

Nous sommes intéressés à savoir si vous éprouvez des difficultés avec les activités énumérées ci-dessous en raison de votre problème au membre supérieur pour lequel vous nécessitez des services. Veuillez, s'il-vous-plaît, fournir une réponse pour chacune des activités suivantes.

Aujourd'hui, avez-vous ou auriez-vous des difficultés avec :

Activités	Difficulté extrême ou incapable de réaliser l'activité	Beaucoup de difficulté	Difficulté modérée	Un peu de difficulté	Aucune difficulté
1 Réaliser votre travail, vos travaux ménagers ou vos activités scolaires habituels	0	1	2	3	4
2 Réaliser vos passe-temps, activités récréatives ou sportives habituels	0	1	2	3	4
3 Soulever un sac d'épicerie au niveau de la taille	0	1	2	3	4
4 Soulever un sac d'épicerie au-dessus de votre tête	0	1	2	3	4
5 Prendre soins de vos cheveux	0	1	2	3	4
6 Se lever en poussant sur les mains (ex. d'une baignoire ou d'une chaise)	0	1	2	3	4
7 Préparer des aliments (ex. éplucher, couper)	0	1	2	3	4
8 Conduire	0	1	2	3	4
9 Passer l'aspirateur, balayer ou racler	0	1	2	3	4
10 S'habiller	0	1	2	3	4
11 Attacher des boutons	0	1	2	3	4
12 Utiliser des outils ou des appareils	0	1	2	3	4
13 Ouvrir des portes	0	1	2	3	4
14 Nettoyage domestique	0	1	2	3	4
15 Attacher ou lacer des souliers	0	1	2	3	4
16 Dormir	0	1	2	3	4
17 Entretenir des vêtements (ex. laver, repasser, plier)	0	1	2	3	4
18 Ouvrir un pot	0	1	2	3	4
19 Lancer une balle	0	1	2	3	4
20 Transporter une petite valise avec votre membre affecté	0	1	2	3	4
Total de chaque colonne :					

Niveau minimum détectable de changement (seuil de confiance de 90%): SCORE : ____/80

Source: Stratford et al (2001): Development and initial validation of the upper extremity functional index. Physiotherapy Canada 53 (4): 259-67

Traduit par Mathieu Baril, ing. jr., M.Ing. (candidat), et François Routhier, ing., Ph.D., Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRDPO), 525 Hamel est, Québec, Canada, G1M 2S8. Courriel : Francois.Routhier@rea.ulaval.ca.

© 1996 PW Stratford, reprinted and translated with permission

Version canadienne-française du *Upper Extremity Functional Status (UEFS-F)*

Indiquez s'il vous plaît dans quelle mesure il est facile pour vous de réaliser les activités suivantes :

Activité	Sans votre prothèse						Avec votre prothèse			Réalisez-vous cette activité avec ou sans prothèse ?
	Incapable		Difficile		Facile		Très facile		Très facile	
	0	1	2	3	0	1	2	3		
1	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
2	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
3	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
4	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
5	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
6	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
7	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
8	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
9	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
10	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
11	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
12	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
13	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
14	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
15	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
16	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
17	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
18	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
19	0	1	2	3	0	1	2	3	avec sans	
Score brut (somme des scores de toutes les activités):										