

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONCEPTION ET FABRICATION D'UNE PROTHÈSE MYOÉLECTRIQUE
BIOFIDÈLE POUR AMPUTÉS HUMÉRAUX

MATHIEU RAMANANARIVO

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

JANVIER 2018

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire est intitulé :

CONCEPTION ET FABRICATION D'UNE PROTHÈSE MYOÉLECTRIQUE
BIOFIDÈLE POUR AMPUTÉS HUMÉRAUX

présenté par : RAMANANARIVO Mathieu

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. BARON Luc, Ph. D., président

M. ACHICHE Sofiane, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. RAISON Maxime, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. ARMELLINI Fabiano, D.Sc., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont permis de réaliser ce projet ambitieux et passionnant.

Une attention particulière à mon directeur de recherche Sofiane Achiche, professeur au Département de Génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal sans qui ce projet n'aurait jamais existé. Ta confiance et ton dévouement pédagogique ont rendu la réalisation de ce projet stimulante et passionnante. Je remercie aussi mon codirecteur de recherche Maxime Raison aussi professeur au Département de Génie mécanique qui a pris le temps de me guider et me soutenir à chaque fois que j'en avais besoin. Vous formez une excellente équipe de recherche et au-delà l'encadrement technique, votre motivation et votre plaisir de travailler sont un modèle pour tout le laboratoire.

Je remercie d'ailleurs mes collègues (et ami(e)s) du laboratoire CoSim. J'ai passé deux années inoubliables en votre compagnie. L'ambiance de travail dans la bonne humeur et l'entraide sont l'essence de la réussite des projets du laboratoire. Il est vraiment facile de se motiver chaque jour pour travailler à vos côtés.

Je tiens aussi à remercier tout le corps enseignant qui, durant toute ma scolarité, m'a soutenu et guidé dans mes études. Merci notamment à l'École des Ponts et Chaussées qui pousse ses élèves à s'ouvrir à l'international en partant étudier à l'étranger. Merci aux élèves du cours GBM6145A qui ont apporté leur aide au projet.

Une pensée toute particulière à ma famille et mes amis en France qui m'ont incité à faire une maîtrise à Montréal et qui me soutiennent malgré la distance. Vous êtes là depuis le début et vous avez fait de moi ce que je suis.

Merci.

RÉSUMÉ

La perte du membre supérieur affecte de manière majeure la capacité de l'amputé à réaliser ses activités, qu'elles soient professionnelles, sociales ou du quotidien. L'amputation ne se traduit pas seulement par un déficit mécanique, elle a aussi un impact psychologique important.

Les 50 dernières années ont vu des progrès majeurs dans le domaine des prothèses. Ces progrès technologiques principalement dus aux avancées en robotique, miniaturisation et biomédical ont permis de concevoir des prothèses capables d'effectuer tous les mouvements humains et plus encore. Cependant ce progrès s'est fait au détriment de certaines attentes de base des amputés : porter une prothèse d'apparence naturelle dont le contrôle est intuitif à un coût raisonnable.

Ce mémoire présente la conception d'une prothèse robotique pour amputés huméraux. Ce design est une alternative aux prothèses existantes et son développement est axé sur les attentes des utilisateurs. Pour faciliter la conception d'une commande intuitive, seules trois mobilités sont conservées : la flexion-extension du coude, la pronation-supination de l'avant-bras et la préhension de la main. Pour favoriser un comportement naturel du bras artificiel, une méthode de conception biofidèle est utilisée. Il en résulte une main anthropomorphique et un mécanisme d'avant-bras parallèle inspiré de la structure osseuse chez l'humain. Pour pallier la diminution du nombre de mobilités de la main, un mécanisme différentiel adaptatif sous-actionné est utilisé pour la préhension.

L'assemblage a été pensé et conçu pour être démontable et réparable afin d'être utilisé pour de futurs développements. La fabrication additive a largement été utilisée, les limitations en termes de résistance mécanique et de précision de fabrication ont été prises en compte.

Un prototype a été fabriqué. Il a permis de confirmer le potentiel de cette approche alternative et d'identifier ses limitations. À titre indicatif, en plus d'introduire un nouveau mécanisme de pronation supination, la prothèse développée propose une solution de bras artificiel concurrençant l'adaptabilité et l'apparence des solutions commerciales en se rapprochant de leurs mobilités tout en réduisant le coût d'un facteur 10.

ABSTRACT

The congenital or traumatic amputation of upper limbs lead to strong mobility and socio-psychological disabilities. The field of prostheses has seen major progress during the last 50 years. Those technological advances are the results of breakthroughs in robotics, miniaturization and biomedical science. Prostheses can now reproduce all the human arm movements and even more. However, those technological advances were made without taking into account the low user acceptance resulting from the lack of natural appearance and low intuitively of the control combined to excessive pricing.

This project presents the design of a myoelectric biofidelic prosthesis for humeral amputees. This design is an alternative to the existing prostheses, the development is user centered. In order to facilitate the design of an intuitive control, the artificial arm uses only three mobility: the elbow's flexion-extension, the forearm's pronation-supination and the hand grasp. A biofidelic approach is used to get a more natural behavior of the prosthesis. This results in an anthropomorphic hand and a parallel mechanism for the forearm inspired by the human one. A differential underactuated adaptive mechanism is used for the grasp to compensate the diminution of driven degrees of freedom of the hand.

The assembly is designed to be easily dismantled and repaired so it can be used for further development. Additive manufacturing has largely been used, the limitations in terms of mechanical resistance and manufacturing precision were taken into account.

A prototype has been produced. It has confirmed the potential of this alternative design and has also identified the drawback of this solution. It introduces a new mechanism for the artificial limb's pronation supination and while challenging adaptability and appearance of commercial prosthesis, it stays close to their mobility and reduce their cost of a factor 10.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	V
TABLE DES MATIÈRES	VI
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES.....	XI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIV
LISTE DES ANNEXES.....	XV
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE.....	3
2.1 Anatomie du membre supérieur et degrés d’amputation.	3
2.1.1 Structure osseuse	3
2.1.2 Degrés d’amputation	5
2.2 État de l’art des prothèses pour amputés huméraux.....	7
2.2.1 Prothèses passives cosmétiques	8
2.2.2 Prothèses passives fonctionnelles.....	9
2.2.3 Prothèse active mécanique	10
2.2.4 Prothèse active électrique.....	11
2.3 Modèles commerciaux de prothèses pour amputés huméraux.....	13
2.3.1 Ottobock.....	13
2.3.2 Mobius Bionics	14
2.3.3 Motion control.....	15
2.3.4 Autres prothèses robotiques pour amputés huméraux.....	16

2.4 Conclusion.....	18
CHAPITRE 3 : OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	21
3.1 Résumé de la problématique	21
3.2 Objectif général	21
3.2.1 Objectifs spécifiques	21
3.2.2 Contraintes	22
3.2.3 Hypothèses	22
3.2.4 Articulation du mémoire	22
CHAPITRE 4 : DESIGN DU COUDE ET DE L'EMBOÎTURE.....	24
4.1 L'emboîture	24
4.2 Le coude	26
4.3 Motorisation	28
CHAPITRE 5 : ARTICLE 1 : BIOFIDELIC DESIGN OF THE FOREARM OF A MYOELECTRIC PROSTHESIS WITH MAXIMUM FUNCTIONAL VOLUME	31
5.1 Introduction	31
5.2 Definition and optimization of the mechanism	32
5.2.1 Kinematic modeling of the forearm	33
5.2.2 Definition of the proposed mechanism	35
5.3 Solid's shape design.....	40
5.3.1 Iterative shape design algorithm	40
5.3.2 Results, discussion and applications	42
5.4 Conclusion.....	44
CHAPITRE 6 : COMPLÉMENT À L'ARTICLE, CONCEPTION PRATIQUE	45
6.1 Motorisation et système d'engrenage.....	45
6.2 Os et liaisons	45

6.3	Enveloppe.....	47
CHAPITRE 7 : DESIGN DE LA MAIN		48
7.1	Solutions de main sous-actionnée adaptative.....	49
7.1.1	Engrenage planétaire	49
7.1.2	Système de poulies ou à bascules.....	51
7.1.3	Système hydraulique	52
7.2	Solution retenue.....	54
7.2.1	Doigts	54
7.2.2	Main	55
CHAPITRE 8 : DISCUSSION GÉNÉRALE.....		56
8.1	Flexibilité/adaptabilité.....	56
8.2	Apparence et esthétisme.....	57
8.3	Complexité et commande.....	57
8.4	Fiabilité.....	58
8.4.1	Solidité	58
8.4.2	Réparation	58
8.5	Coût	59
8.6	Limitations et perspectives.....	59
8.6.1	Puissance mécanique.....	59
8.6.2	Test	59
8.6.3	Contrôle.....	59
8.6.4	Géométrie	60
CHAPITRE 9 : CONCLUSION.....		61
BIBLIOGRAPHIE		62

ANNEXES 68

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Profil Multicritères des différentes prothèses pour amputés huméraux.....	20
Tableau 2 : Poids et positions des pièces de l'avant-bras et de la main	28
Tableau 3 : Joints characteristics.....	35
Tableau 4 : Liste des pièces d'assemblage achetées	72

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 : Structure osseuse du membre supérieur, <i>adapté de (Human_arm_bones_diagram.svg)</i>	3
Figure 2-2 : Mouvement de flexion-extension du coude (<i>Tiré de (Kapandji A. I., 2005)</i>).....	4
Figure 2-3 : Mouvement de pronation-supination de l'avant-bras (<i>Tiré de (Kapandji A. I., 2005)</i>).....	4
Figure 2-4 : Mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du poignet (<i>Images tirées de (Kapandji A. I., 2005)</i>)	5
Figure 2-5 : Niveau d'amputation du membre supérieur, <i>adapté de (Cordela, 2016)</i>	6
Figure 2-6 : Différents types de prothèses humérales	7
Figure 2-7 : Prothèse passive cosmétique par Hedef Protez	8
Figure 2-8 : Prothèse passive fonctionnelle conçue pour le cyclisme (Stel Orthopedie Freelock)..	9
Figure 2-9 : Fonctionnement par câble d'une prothèse mécanique, <i>adapté de</i> <i>https://www.wired.com/2012/03/ff_prosthetics/</i>	10
Figure 2-10 : Le dynamicArm doté d'une main beBionic (Ottobock), <i>tiré de (Haidar, 2017)</i>	14
Figure 2-11 : Le LUKE arm par Mobius Bionics, <i>tiré de (http://www.mobiusbionics.com/the-luke-arm.html)</i>	15
Figure 2-12 : L'Utah arm proposé par motion control, <i>tiré de (http://www.utaharm.com)</i>	16
Figure 2-13 : Phantom Limb bionic hand réalisé par OpenBionic, <i>tiré de</i> <i>(https://www.openbionics.com/blog/open-bionics-and-metal-gear-solid)</i>	17
Figure 2-14 : Projet MPL de l'université John Hopkins, <i>tiré de (Hopkins, 2016)</i>	18
Figure 3-1 : Différentes parties de la prothèse : emboîture (bleu transparent), coude (bleu), avant-bras (rouge) et main (gris).....	23
Figure 4-1 : Nuage de point maillé issu de la numérisation du bras	25
Figure 4-2 : Reconstitution des surfaces dans CATIA.....	25
Figure 4-3 : Emboîture résultante avec aération	26

Figure 4-4 : Motorisation de la flexion-extension en jaune (haut) et distance minimale entre l'axe de rotation du coude artificiel et la fin du membre résiduel de l'amputé : 27mm (bas)	27
Figure 4-5 : Flexion-extension du coude, vert = extension (0°) et rouge = flexion (130°).....	28
Figure 4-6 : Limiteur de couple (vert), moteur dans son châssis en aluminium (jaune) et roulement (rouge) du coude.....	30
Figure 5-1 : Pronation and supination movements adapted from (Laitenberger, Raison, Périé, & Begon, 2015)	32
Figure 5-2 : Kinematic chain of the upper limb. The model is articulated by the acromioclavicular joint (AC, q10–12), the glenohumeral joint (GH, q13–15), the humeroulnar joint (HU, q16–18), the radioulnar joint (RU, q19–20), the virtual CoR (q21), the humeroradial joint (HR, cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraints), and the radiocarpal joint (RC, q22–23) adapted from (Laitenberger, Raison, Périé, & Begon, 2015)	34
Figure 5-3 : Kinematic chain of the proposed forearm mechanism. elbow (0), ulna (1), hand (2), radius (3). Gear system (blue). Mechanism dimensions: $a = c = 200\text{mm}$ and $d = b = 50\text{mm}$	35
Figure 5-4 : Representation of α_3	38
Figure 5-5 : Dm minimization graph : $\varphi(Dm)$	39
Figure 5-6 : Matlab (left) and 3D CATIA Model (right) kinematic model. Ulna (yellow), radius (blue), wrist/hand (purple), PS-axis (red on Matlab Model).....	39
Figure 5-7 : Algorithm iterations: (A) points kept after the 1st iteration; (B) 4th iteration; (C) 6th iteration; (D) 8th and last iteration (red ulna and blue radius)	42
Figure 5-8 : (A) Final result of the design algorithm; (B) Post-processed result; (C-D-E) Pronation-supination of the designed forearm	43
Figure 6-1 : Système d'actionnement du mécanisme de pronation-supination, engrenage en vert et servomoteur en rouge	45
Figure 6-2 : Réalisation pratique du mécanisme de pronation-supination de l'avant-bras. R1 jaune, S2 rouge, R3 vert, U4 orange, radius bleu clair et cubitus bleu foncé.....	46
Figure 6-3 : Enveloppe en silicone (mauve) et support d'enveloppe (bleu).....	47

Figure 7-1 : Schéma cinématique d'un engrenage planétaire (planétaires coaxiaux en vert et bleu ; satellite en rouge ; porte satellite en jaune) <i>tiré de wikipedia.org par Ruizo, I</i>	49
Figure 7-2 : Main anthropomorphique sous-actionnée par engrenage planétaire (Nasser, Rincon, & Rodriguez, 2006).....	50
Figure 7-3 : Doigt avec mécanisme différentiel par engrenage planétaire (Kawabuchi, 2007).....	50
Figure 7-4 : Mécanisme différentiel par poulie ou bascule.....	51
Figure 7-5 : Mécanisme différentiel par poulie pour les phalanges (bas) et par bascule pour les doigts (haut gauche) de la main (haut à droite) tiré de (Laliberté, Baril, Guay, & Gosselin, 2010).....	52
Figure 7-6 : Prototype de main hydraulique adaptative sous-actionnée	53
Figure 7-7 : Design biofidèle du doigt	55
Figure 7-8 : Système flottant de poulie en boucle fermée comme mécanisme différentiel de la main	55
Figure 8-1 : Prototype de la prothèse issue du projet.....	56
Figure A1-1 : Prothèse entière	68
Figure A1-2 : Emboîture (à gauche) ; avant-bras et main avec et sans enveloppe (respectivement au centre et à droite)	69
Figure A1-3 : Assemblage de la structure de l'avant-bras. À gauche : structure entière ; à droite : support de l'enveloppe (haut), motorisation de la PS (milieu) et motorisation du coude (bas).	70
Figure A1-4 : Prothèse démontée.....	71

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

EMG	Électromyographie
EEG	Électroencéphalographie
FMG	Forcemyographie
TMR	« Targeted Muscular Re-innervation » Ré-innervation Musculaire Ciblée
BMI	« Brain/Machine Interface » Interface cerveau/machine
DDL	Degré de liberté
DoF	« Degree of freedom », degré de liberté
PS	Pronation Supination de l'avant-bras
FE	Flexion Extension du coude

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A – PROTOTYPE DE PROTHÈSE.....	68
ANNEXE B – LISTE DES PIÈCES ACHETÉES.....	72

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Il y a plus de 10 millions d'amputés à travers le monde dont 30% sont amputés du membre supérieur (LeBlanc, 2008). Le membre supérieur est un outil indispensable à l'humain pour évoluer dans son environnement. Il allie force et précision et possède un retour sensitif permettant de le situer dans l'espace. La perte du membre supérieur affecte de manière majeure la capacité de l'amputé à réaliser ses activités, qu'elles soient professionnelles, sociales ou du quotidien. L'amputation ne se traduit pas seulement par un déficit mécanique, elle a aussi un impact psychologique important. Mécaniquement le bras possède une structure complexe. Il est composé d'actionneurs souples, les muscles, de parties structurelles rigides, les os, liés entre eux par des liaisons souples. On retrouve donc un grand nombre de mobilités que le cerveau est capable de contrôler indépendamment et simultanément. Que ce soit d'un point de vue mécanique ou fonctionnel, il n'existe actuellement pas de prothèse capable de compenser complètement la perte du membre supérieur. Les prothèses doivent donc s'adapter au mieux aux capacités technologiques actuelles pour répondre au besoin des amputés.

Ces dernières années, le marché a principalement été dirigé par des avancées technologiques en négligeant les besoins réels des amputés. Comme le mentionne (Cordella, Ciancio, Sacchetti, & Guglielmelli, 2016) il n'est pas surprenant de retrouver dans des études de besoins des amputés les mêmes critères d'exigences que dans des articles vieux de plus de 20 ans (Atkins, Heard, & Donovan, 1996). On retrouve notamment dans ces critères d'exigences redondants la notion de coût, la diminution de l'attention visuelle et le contrôle intuitif des mobilités. On constate alors que 20% des adultes refusent de s'équiper et 23% des détenteurs de prothèses électriques décident de ne plus les utiliser (Biddiss, Beaton, & Chau, 2007).

Ce mémoire propose une alternative de design aux prothèses pour amputés huméraux. Le 0 présente une revue de littérature sur les différentes technologies nécessaires à la conception et au contrôle d'une prothèse. Il présente aussi un état de l'art des prothèses pour amputés huméraux à travers différentes solutions de bras artificiels. Le Chapitre 3 présente les objectifs et hypothèses de ce projet. Le Chapitre 4 présente la conception de l'emboîture et du coude pour le mouvement de flexion-extension. Le Chapitre 5 reprend l'article de conférence sur le design et l'optimisation du mouvement de pronation-supination biofidèle de la prothèse. Le Chapitre 6 présente la conception pratique des mécanismes présentés dans l'article. Le Chapitre 7 concerne le design de

la main adaptative sous actionnée. Le Chapitre 8 présente une discussion sur la réalisation pratique du prototype et enfin le Chapitre 9 conclut le mémoire.

CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE

Afin de bien cibler et positionner ce projet de maîtrise, la revue de littérature présente l'anatomie et les mouvements du bras dans un premier temps, ensuite sont présentés les différents types de prothèses ; passives fonctionnelles ou cosmétiques et actives mécaniques ou électriques avec leurs caractéristiques. Les modèles de bras artificiels disponibles pour les amputés huméraux sont enfin détaillés.

2.1 Anatomie du membre supérieur et degrés d'amputation.

2.1.1 Structure osseuse

La structure osseuse (Figure 2-1) du bras humain peut être décomposée en trois parties, la main, l'avant-bras et le bras. La main est composée des métacarpes et des phalanges. Ce regroupement osseux réalise le mouvement de préhension. L'avant-bras est composé du radius et de l'ulna, ces deux os permettent le mouvement de pronation et supination (Figure 2-3). Enfin, le bras ne possède qu'un os, l'humérus. Les différents segments sont reliés par des articulations, chacune étant associée à un mouvement. Le coude, situé entre le bras et l'avant-bras permet de réaliser le mouvement de flexion-extension (Figure 2-2). Le poignet fait le lien entre la main et l'avant-bras par l'intermédiaire des os du carpe qui permettent les mouvements de flexion-extension et d'abduction (Figure 2-4).

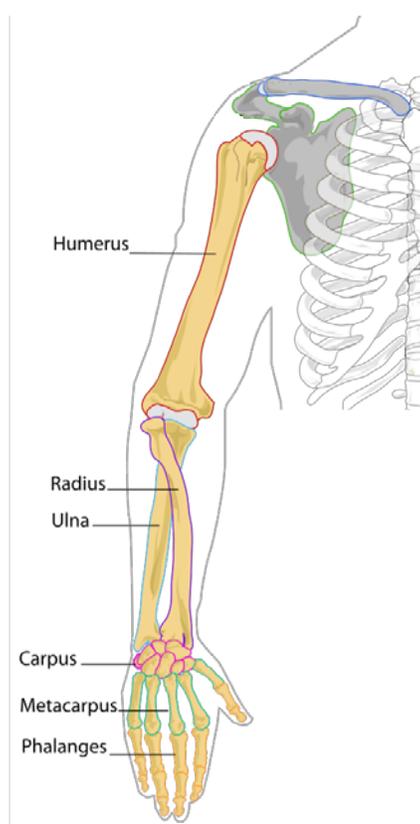


Figure 2-1 : Structure osseuse du membre supérieur, *adapté de* (Human_arm_bones_diagram.svg)

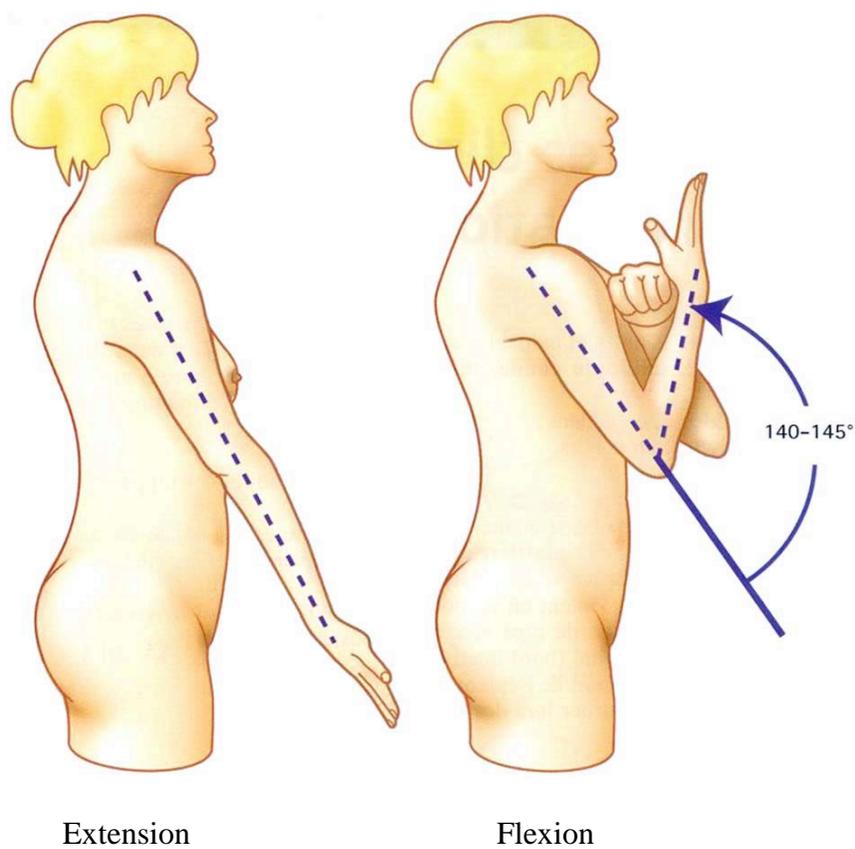


Figure 2-2 : Mouvement de flexion-extension du coude (*Tiré de (Kapandji A. I., 2005))*)

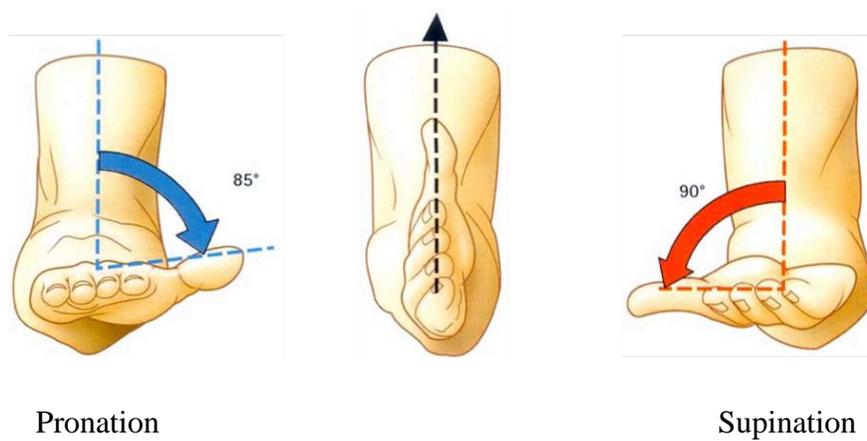


Figure 2-3 : Mouvement de pronation-supination de l'avant-bras (*Tiré de (Kapandji A. I., 2005))*)

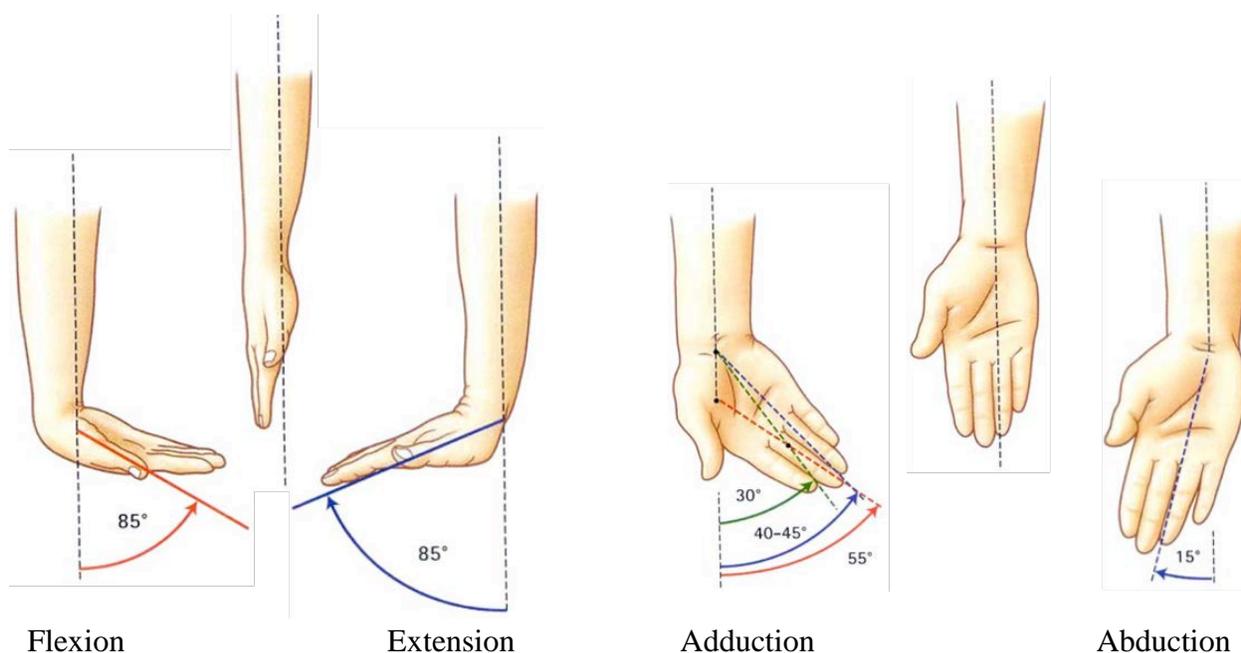


Figure 2-4 : Mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du poignet (*Images tirées de (Kapandji A. I., 2005)*)

2.1.2 Degrés d'amputation

L'amputation du membre supérieur est classée en différents degrés en fonction du niveau de l'amputation. On retrouve de l'amputation la plus légère à la plus lourde : la main partielle, la désarticulation du poignet, la cubitale, la désarticulation du coude, l'humérale, la désarticulation de l'épaule (Dal Maso, Blache, Raison, Lundberg, & Begon, 2016) et enfin la désarticulation interscapulo-thoracique (Haering, Raison, & Begon, 2014) (Figure 2-5).

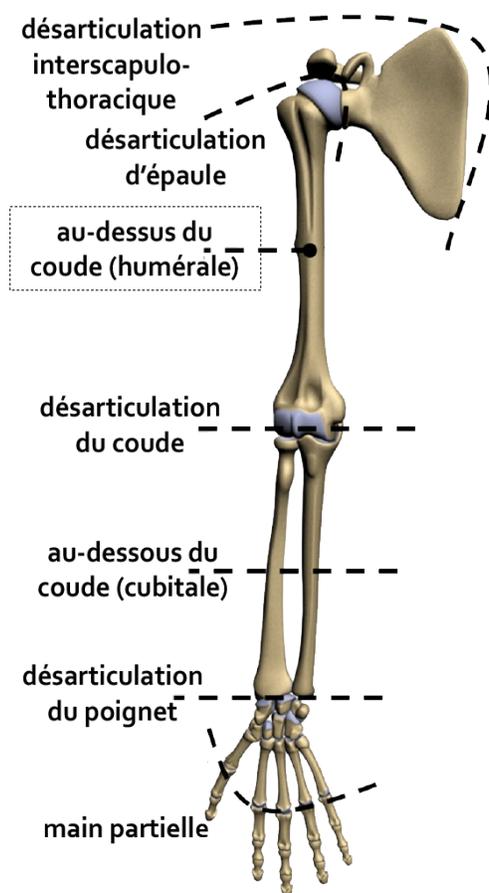


Figure 2-5 : Niveau d'amputation du membre supérieur, *adapté de (Cordela, 2016)*

Une étude menée en Angleterre et en Italie détaille les proportions des amputations. On trouve alors 16% d'amputés huméraux contre 12% d'amputé radiaux (Frontera & Silver, 2004). Malgré ces proportions équivalentes, il existe beaucoup plus de solutions pour amputés radiaux. Ceci est expliqué par le fait que plus l'amputation est haute, plus la prothèse sera complexe en termes de mobilité, de contrôle et de conception.

Ce projet vise à développer une prothèse pour les amputés huméraux, l'état de l'art des prothèses mettra donc l'accent sur les prothèses pour les amputations au-dessus du coude.

2.2 État de l'art des prothèses pour amputés huméraux

Les prothèses peuvent être séparées en deux grandes catégories, les prothèses actives et les passives. Les prothèses actives sont des prothèses dont les mobilités peuvent être commandées. On distingue deux sous-catégories, les actives mécaniques et les actives électriques. Les prothèses passives sont des prothèses fixes ou dont les mobilités ne sont pas motorisées. On y distingue également deux sous-catégories : les passives fonctionnelles et les cosmétiques.

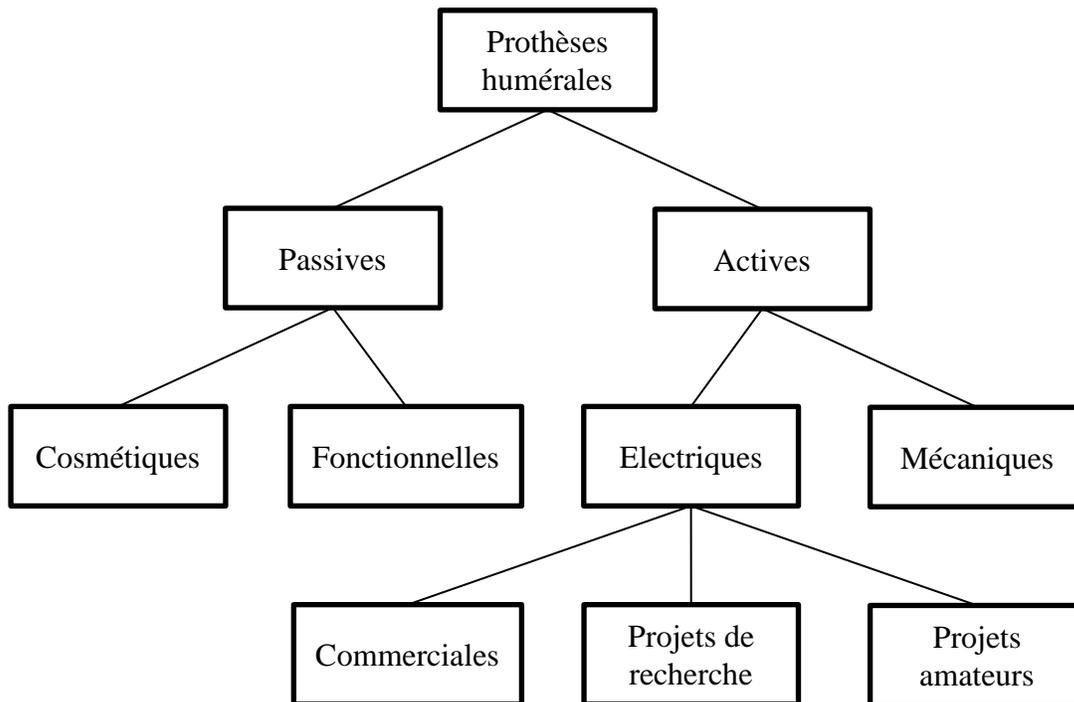


Figure 2-6 : Différents types de prothèses humérales

2.2.1 Prothèses passives cosmétiques

L'une des conséquences de l'amputation d'un membre est le changement du regard de la société sur l'amputé. La plupart des prothèses ont une apparence artificielle en raison de leur design et surtout leurs mouvements pas très naturels. Ce problème d'apparence est cité de manière récurrente dans les études des besoins des amputés (Kyberd, Wartenberg, Sandsjo, Gow, & Sperling, 2007) (Jang, Yang, Yang, Lee, & Kwon, 2011)..



Figure 2-7 : Prothèse passive cosmétique par Hedef Protez¹

Les prothèses cosmétiques passives visent à imiter au mieux l'aspect extérieur du membre supérieur. Ces bras artificiels n'ont pas de mobilités, elles n'améliorent donc pas l'autonomie de l'amputé, mais elles restent très largement utilisées pour leur apparence et leur prix. En fonction de la précision de la reproduction et du matériel utilisé, une prothèse cosmétique passive peut coûter entre \$3000 et \$5000 (McGimpsey & Bradford, 2008).

¹ <http://hedefprotez.com/tr/component/zoo/item/silicon-arm-prosthetics.html>

2.2.2 Prothèses passives fonctionnelles

Une prothèse passive fonctionnelle est conçue pour répondre à une fonction précise. Les mobilités sont non motorisées, mais la prothèse est équipée d'outils spécifiques pour des activités précises. Comme le montre la Figure 2-8, elles peuvent par exemple être utilisées pour les sportifs amputés qui souhaitent reprendre la pratique.



Figure 2-8 : Prothèse passive fonctionnelle conçue pour le cyclisme (Stel Orthopedie Freelock)

Ces prothèses permettent donc de faciliter des fonctions spécifiques, leurs prix se situent aux environs de \$10 000 et varie en fonction de la complexité de la tâche à réaliser. Pour des raisons de performances et de non-utilisation quotidienne, elles n'adoptent pas d'habillement naturel comme les prothèses cosmétiques.

2.2.3 Prothèse active mécanique

Les prothèses actives mécaniques sont dotées d'un système de transmission par câble permettant à l'amputé de contrôler certaines mobilités (Plettenburg, 1998). Comme montré à la Figure 2-9 ces mobilités sont actionnées par le mouvement de l'épaule. Usuellement, les mobilités pilotées sont la préhension ou la flexion-extension du coude. L'énergie motrice est fournie par l'amputé. Cette liaison directe permet un contrôle précis et puissant, cependant, les prothèses mécaniques se révèlent être éprouvantes à l'utilisation.

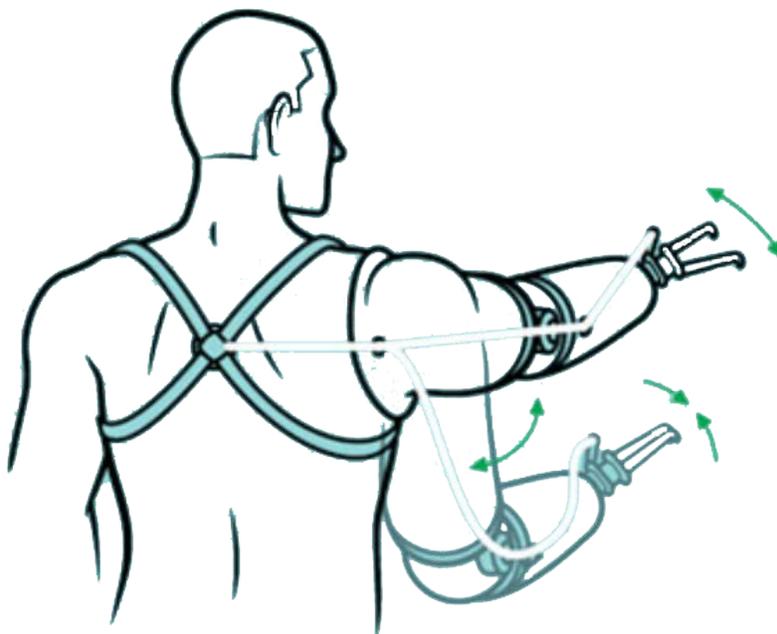


Figure 2-9 : Fonctionnement par câble d'une prothèse mécanique,
adapté de https://www.wired.com/2012/03/ff_prosthetics/

Des prothèses actives, les mécaniques sont les plus légères. Elles permettent un certain retour sensoriel dans le sens où les efforts des articulations sont directement produits par le corps de l'amputé. Les prothèses mécaniques sont très largement utilisées, car malgré leur apparence peu naturelle, elles permettent un fort gain d'autonomie pour un prix raisonnable (moins de \$10 000). Toutefois, elles sont limitées dans le nombre de mobilités qui peuvent être pilotées.

2.2.4 Prothèse active électrique

Une prothèse active électrique est une prothèse qui bénéficie d'une alimentation en énergie électrique. La commande est toujours réalisée par l'amputé, mais il ne fournit pas l'effort permettant de bouger les articulations. Cet effort est développé par des actionneurs électriques pouvant être linéaires ou rotatifs. Les avancées technologiques des dernières années ont permis de développer des prothèses robotiques pouvant avoir le même nombre de mobilités que le bras humain. Il n'est cependant pas possible de pouvoir contrôler indépendamment et parallèlement toutes ces mobilités de manière aussi fluide que pour le bras humain. Il est aussi à noter que malgré les progrès en miniaturisation et en efficacité des moteurs, la technologie actuelle ne permet pas d'atteindre les performances mécaniques d'un bras naturel en termes de puissance et de compacité.

2.2.4.1 Contrôle des prothèses actives électriques

Il existe différents moyens de contrôler une prothèse électrique. L'amputé communique son intention de mouvement à la prothèse par l'intermédiaire de capteurs. Ceux-ci fournissent des signaux représentatifs de l'intention de l'utilisateur qui sont ensuite interprétés pour réaliser le mouvement. Il existe différents types de capteurs. De manière non invasive, il est possible d'utiliser l'électromyographie (EMG), l'électroencéphalographie (EEG), l'imagerie par ultrason et la forcemyographie (FMG). De manière plus invasive, on peut utiliser l'EMG implanté ou par réinnervation musculaire ciblée (TMR) et l'EEG implanté.

Les signaux EMG sont les signaux électrochimiques reçus par le muscle pour réaliser la contraction. Ces signaux peuvent être captés via des électrodes en surface de la peau ou directement dans le muscle par l'intermédiaire d'électrodes de type aiguille. Il est donc possible pour les amputés huméraux dont une partie des muscles du bras est conservée de capter directement l'intention de flexion/extension en mesurant l'activité EMG. L'activation peut être proportionnelle au signal (Fougner, Stavadahl, Kyberd, Losier, & Parker, 2012) ou par seuil (Scott & Parker, 1988). L'EMG est la méthode la plus utilisée pour les prothèses robotiques, il n'existe cependant pas de prothèses commerciales ayant la capacité de contrôler simultanément plusieurs mobilités uniquement à partir d'EMG superficiels. En ce qui concerne les amputés huméraux, la perte des muscles de la main rend difficile la commande de la main artificielle par EMG. En effet, l'amputé doit apprendre à utiliser sa prothèse en effectuant des contractions non intuitives pour contrôler la main. Plusieurs études (Jarrassé, Nicol, Touillet, Richer, & de Graaf, 2017) (Gaudet, Raison, &

Achiche, Classification of Upper Limb Phantom Movements in Transhumeral Amputees Using Electromyographic and Kinematic Features, 2017) (Raison, Detrembleur, Fiset, & Samin, 2011) ont travaillé sur la reconstitution de l'intention de mouvement du membre fantôme (la main) chez les amputés huméraux par l'intermédiaire d'une matrice d'EMG. En perspective de ces études, il serait possible de contrôler parallèlement et indépendamment les mouvements de la prothèse chez les amputés huméraux à partir d'une matrice d'EMG (Hernandez, Raison, Torres, Gaudet, & Achiche, 2014). Une autre technique possible est la TMR. C'est une méthode invasive qui consiste à rediriger les nerfs pilotes des muscles perdus vers d'autres muscles sains qui jouent le rôle d'amplificateurs. Les signaux EMG du membre fantôme sont ainsi reconstitués. Cette méthode a cependant tendance à amplifier les douleurs fantômes.

L'imagerie ultrason exploite la capacité des très hautes fréquences à pénétrer les tissus mous pour reconstituer la composition musculo-squelettique du membre en 3 dimensions. L'imagerie ultrason est une bonne alternative à l'EMG. C'est une méthode non invasive qui offre une grande quantité de données aidant à détecter l'intention de mouvement de manière plus rapide et plus fiable. Ce grand nombre de données couplé à la bonne corrélation entre l'image ultrason et l'intention de mouvement permet d'avoir un apprentissage plus simple et plus performant (González & Castellini, 2013). Malgré des résultats probants, cette technique est encore jeune et le matériel utilisé n'est pas suffisamment compact pour une utilisation dans une prothèse commerciale.

La FMG est une méthode utilisant des jauges de déformations pour reconstituer l'activité musculaire (Wininger, Kim, & Craelius, 2008). Cette méthode non invasive est équivalente à l'EMG, elle est plus flexible en ce qui concerne le placement des capteurs et l'étalonnage, mais elle ne permet le contrôle que d'une seule mobilité. Couplée à l'EMG, la FMG peut servir à contrôler plusieurs mobilités à travers une matrice de capteurs (Zizoua, Raison, Boukhenou, Attari, & Achiche, 2017).

L'EEG est une méthode qui mesure l'activité cérébrale à l'aide d'électrodes posées sur le cuir chevelu. Le signal est alors utilisé pour déterminer l'intention de mouvement et commander le membre artificiel. Le contrôle non invasif d'une prothèse par EEG a déjà été fait (Beyrouthy, Al Kork, Korbane, & Abdulmonem, 2016), cependant, seul un degré de liberté est contrôlé avec une forte latence. L'Université de Pittsburgh propose une solution invasive permettant de contrôler plusieurs degrés de liberté (Wodlinger, Tyler-Kabara, Schwartz, Boninger, & Collinger, 2015).

Une interface cerveau/machine (BMI) constituée de 192 capteurs est implantée par chirurgie, l'analyse des signaux permet alors de contrôler jusqu'à 10 DDL. C'est le système de ce genre le plus performant à ce jour. La BMI nécessite cependant une lourde opération chirurgicale importante, elle n'est donc pas utilisable dans le cadre de prothèses commerciales.

2.3 Modèles commerciaux de prothèses pour amputés huméraux

Il existe différents types de fabricants de prothèses humérales, ceux qui conçoivent des prothèses sur mesures, bien souvent des prothèses passives fonctionnelles ou cosmétiques et ceux qui commercialisent un nombre limité de modèles qui s'adapte à la plupart des amputés. Ces derniers proposent le plus souvent des modèles actifs permettant de rendre le maximum d'autonomie à l'amputé. Comme spécifié à la (section 2.2) ces bras artificiels sont conçus pour une utilisation plus générale, mais ils sont plus complexes ce qui explique la nécessité d'une fabrication en plus grande série.

Voici les compagnies qui proposent des prothèses pour amputés huméraux.

2.3.1 Ottobock

Ottobock² est une entreprise fondée en 1919 qui produit des produits de la réadaptation. C'est le leader dans le milieu des prothèses du membre supérieur. Le dynamicarm ou ergoarm est la solution proposée par Ottobock pour les amputés huméraux. Ils peuvent être équipés d'un large éventail de mains dont la plus avancée est la main be-bionic. Ces bras artificiels dans leur configuration la plus performante sont capables d'effectuer les mouvements du coude, du poignet et de la main. Ces mobilités sont contrôlables par EMG. Il n'est pas possible de contrôler indépendamment chaque doigt, mais il existe plusieurs modes de préhension sélectionnable par combinaisons de contractions. Ottobock préconise la TMR pour pouvoir contrôler deux mobilités (flexion-extension du coude et préhension). La vidéo (PyramidHealth, 2017) rend compte de la fluidité du contrôle d'une prothèse d'Ottobock. Le modèle coûte autour de \$70 000³.

² <http://www.ottobock.com>

³ <https://www.fastcasual.com/news/mcalisters-deli-pays-for-employees-prosthetic-arm/>



Figure 2-10 : Le dynamicArm doté d'une main beBionic (Ottobock), *tiré de* (Haidar, 2017)

2.3.2 Mobius Bionics

Mobius bionics⁴ a commercialisé en 2006 le LUKE arm, un projet initialement développé par l'entreprise DEKA Research & Development Corp et financé par la DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency). Ce bras artificiel est un condensé des dernières avancées technologiques, il a été testé et développé avec plus de 100 amputés. Le LUKE arm est capable de réaliser les mouvements du coude, du poignet et de la main, ces mouvements sont contrôlables de manière indépendante grâce à la combinaison de plusieurs techniques de détection d'intentions (EMG et FMG). C'est le bras commercial le plus avancé à ce jour (DARPAtv, 2017). Il n'existe pas encore de retour sur la satisfaction des utilisateurs.

⁴ <http://www.mobiusbionics.com>

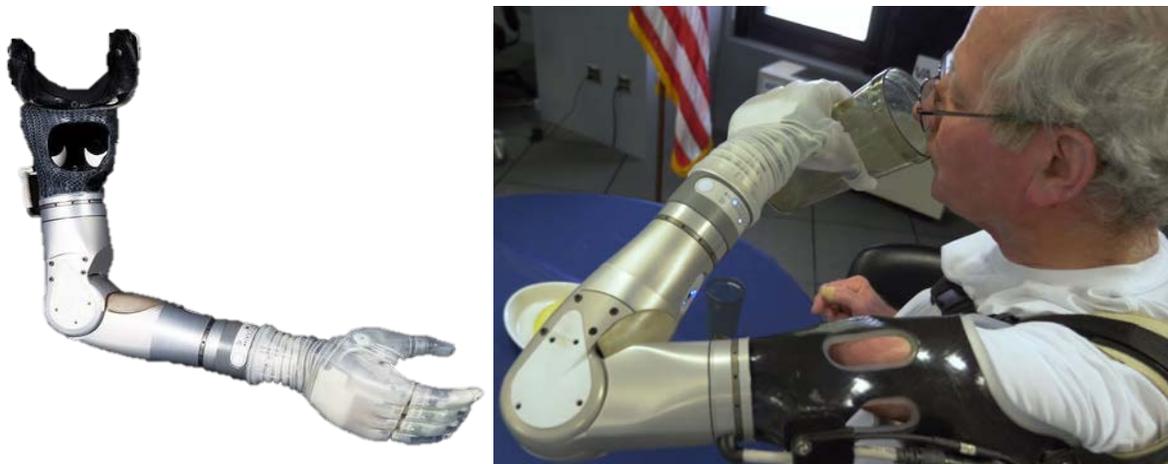


Figure 2-11 : Le LUKE arm par Mobius Bionics,
tiré de (<http://www.mobiusbionics.com/the-luke-arm.html>)

Il est important de noter que ce bras artificiel pour amputés huméraux est conçu pour une amputation haute du bras. En effet la moitié du bras est ici occupée par des composantes mécaniques et électroniques. Le modèle coûte autour de \$100 000⁵.

2.3.3 Motion control

Motion control⁶ est le leader des prothèses myoélectriques aux États-Unis. L'Utah arm est la solution proposée pour les amputés huméraux. Ce bras artificiel est capable de réaliser le mouvement de flexion-extension du coude, il peut être couplé à un large éventail de poignets passifs et de mains actives. Le contrôle des mobilités n'est pas indépendant, un seul mouvement peut être contrôlé à la fois par EMG. Le modèle coûte autour de \$60 000⁷.

⁵ http://www.ele.uri.edu/Courses/bme181/F08/David_1.pdf

⁶ <http://www.utaharm.com>

⁷ <https://fr.slideshare.net/saurabhpalan/lolit-business-plan>



Figure 2-12 : L'Utah arm proposé par motion control, tiré de (<http://www.utaharm.com>)

2.3.4 Autres prothèses robotiques pour amputés huméraux

2.3.4.1 La fabrication additive et les projets amateurs

La fabrication additive est un bon moyen d'endiguer les problèmes de coût des prothèses. OpenBionics⁸ a adopté cette stratégie pour proposer des prothèses myoélectriques bon marché pour amputés radiaux. Le fabricant a participé au développement du « Phantom Limb bionic hand », une prothèse myoélectrique pour amputés huméraux réalisée partiellement en impression 3D (le reste étant moulé en fibre de carbone). Cette prothèse n'est qu'un prototype, mais elle est capable d'effectuer les mouvements de flexion extension du coude et de préhension de manière motorisée. Bien que d'apparence non naturelle, le design reste esthétique. Son prix n'a pas été communiqué, mais devrait se trouver autour de \$60 000⁹.

⁸ <https://www.openbionics.com/about/>

⁹ <http://www.independent.co.uk/news/science/metal-gear-solid-prosthetics-arm-amputee-james-young-hi-tech-synthetic-limb-a6887071.html>



Figure 2-13 : Phantom Limb bionic hand réalisé par OpenBionic, *tiré de*
 (<https://www.openbionics.com/blog/open-bionics-and-metal-gear-solid>)

L'article (Ten Kate, Smit, & Breedveld, 2017) présente un état de l'art des prothèses du membre supérieur imprimées en 3D. Cette revue réunit 58 projets, ils peuvent être personnels ou issus de laboratoires de recherche. Parmi ces projets seulement trois concernent les amputés au-dessus du coude (Roboarm, 2015) (UCFarmory, 2014) et (Krishna, 2015). Leurs caractéristiques sont détaillées dans le Tableau 1.

2.3.4.2 Tendances en recherche

Les premières prothèses myoélectriques datent des années 1950 (Childress, 1985), le milieu est donc assez jeune et il existe encore des projets de développement en laboratoire de recherche de nos jours. L'université John Hopkins développe le MPL (modular prosthetic limb) (Johannes, Bigelow, Burck, Harshbarger, & Van Doren, 2011). C'est un bras artificiel actif pour amputé huméral directement implantable dans le bras résiduel. Comme on peut le voir Figure 2-14 l'intégralité des composants sont situés dans l'avant-bras et la main. Cette prothèse peut donc s'adapter à toutes les longueurs de membre résiduel. Le contrôle peut se faire par l'intermédiaire d'une matrice d'EMG ou par BMI. Ce projet est financé par la DARPA pour réhabiliter les soldats amputés. Une tentative de commercialisation a été envisagée autour de \$80 000 sous le nom LoLit.



Figure 2-14 : Projet MPL de l'université John Hopkins, *tiré de* (Hopkins, 2016)

Le design mécanique des prothèses pour amputés huméraux n'est plus un sujet central pour la recherche dans le milieu des prothèses, car les performances (nombre de mobilités et puissance des actionneurs) sont satisfaisantes. Celle-ci se concentre désormais sur le problème du contrôle (Gaudet, Raison, & Achiche, Classification of Upper Limb Phantom Movements in Transhumeral Amputees Using Electromyographic and Kinematic Features, 2017) (Jarrassé, Nicol, Touillet, Richer, & de Graaf, 2017) (Zizoua, Raison, Boukhenou, Attari, & Achiche, 2017).

2.4 Conclusion

Pour résumer les différentes solutions de prothèses robotisées disponibles pour les amputés huméraux, voici une comparaison à la lumière des critères sur lesquels se concentre ce mémoire. L'article (Mohebbi, Achiche, & Baron, 2014) spécifie les critères d'évaluation des systèmes mécatroniques, le système étant la prothèse pour amputé huméral dans le cadre de ce mémoire. Le MMP (Profil Mécatronique Multicritères) est le profil contenant ces critères : le MIQ (Quotient d'Intelligence de la Machine), le RS (Score de Fiabilité), la CX (Complexité), la FX (Flexibilité) et enfin le CT (Coût). Ces critères ont émergé d'une revue de littérature exhaustive du domaine de la conception mécatronique (Mohebbi, Baron, Achiche, & Birglen, 2014) (Torry-Smith, Qamar, Achiche, Wikander, & During, 2011) (Torry-Smith, Qamar, Achiche, Wikander, & During, 2013).

Dans le cadre du mémoire le MIQ correspond au contrôle de la prothèse, le RS représente la fiabilité de la solution, la CX correspond au nombre de mobilités offertes par le bras artificiel, la FX est déterminée par la capacité du bras à s'adapter à tous les amputés huméraux (tous les niveaux d'amputation humérale) enfin le CT est le coût. Ce profil correspond bien aux performances

recherchées par les roboticiens, mais la perception de la prothèse par l'amputé n'est pas prise en compte. Le critère d'apparence/esthétisme est donc ajouté au profil MMP pour l'adapter au projet.

Le Tableau 1 détaille pour chaque critère les performances des prothèses présentées dans la revue. Il montre la fenêtre disponible pour le projet développé dans ce mémoire à savoir : une prothèse dont le prix se situe entre \$1 000 et \$60 000, adaptable a tous les niveaux d'amputation humérale, d'apparence naturelle, fiable et étant capable de réaliser les principaux mouvements du bras (flexion extension du coude, pronation supination du poignet et préhension de la main) tout en facilitant la commande.

Tableau 1 : Profil multicritère des différentes prothèses pour amputés huméraux

MPP	CX			CT	RS	FX		MIQ	
Modèles	DLL	Mouvements			Coût	Fiabilité	Adaptabilité (amputés longs)	Apparence	Contrôle
		Coude	Poignet	Main					
DynamicArm BeBionic (Ottobock)	8	FE motorisée	PS motorisée	Indépendant	\$70 000	Bonne	Bonne	Neutre	EMG
Utah Arm (Motion Control)	8	FE motorisée	PS manuelle	Indépendant	\$60 000	Bonne	Bonne	Neutre	EMG
LUKE arm (Mobius Bionics)	10	FE motorisée	PS, FE et A motorisées	Indépendant	\$100 000	Bonne	Mauvaise	Mauvaise	EMG et commandes externes
Phantom Limb Bionic (OpenBionic)	7	FE motorisée	PS motorisée	Indépendant	\$60 000	Neutre	Mauvaise	Bonne	EMG
MLP (Johns Hopkins)	10	FE motorisée	PS, FE et A motorisées	Indépendant	\$80 000	Bonne	Bonne	Mauvaise	EMG ou BMI
Roboarm	7	FE motorisée	PS motorisée	Indépendant	Nc. <\$1 000	Mauvaise	Mauvaise	Mauvaise	EEG
Krishna Arm	6	FE motorisée	-	Indépendant	\$500	Mauvaise	Mauvaise	Mauvaise	EEG
Limbitless Arm	1	-	-	Égal	Nc. <\$500	Mauvaise	Neutre	Mauvaise	EMG

FE : Flexion-Extension ; PS : Pronation-Supination ; À : Abduction ; Nc. : Non communiqué

CHAPITRE 3 : OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

3.1 Résumé de la problématique

Après plus de 50 années de développement des prothèses robotisées, plusieurs problèmes restent non résolus. Le coût, l'apparence, la simplicité d'utilisation (contrôle intuitif) et l'adaptabilité des bras artificiels sont autant de critères récurrents dans les études de satisfaction des amputés (Cordella, Ciancio, Sacchetti, & Guglielmelli, 2016). Le cas des amputés huméraux est particulièrement intéressant. Ils nécessitent des prothèses avec plus de mobilités donc le contrôle et la conception sont plus complexes. Il existe aussi moins d'études dédiées à ce type particulier de prothèses et moins de modèles disponibles malgré une proportion d'amputations équivalente aux amputés radiaux.

Comme le montre l'état de l'art (Chapitre 2), d'un côté les entreprises et les laboratoires de recherche développent des solutions technologiquement très avancées, de l'autre, des projets à faible moyen développent des solutions moins avancées, mais plus abordables. Il existe donc une fenêtre inexploitée de prothèses abordables et suffisamment avancées pour remplir au mieux les critères présentés Tableau 1.

3.2 Objectif général

L'objectif général de ce mémoire est de développer et fabriquer une prothèse robotique pour amputés huméraux remplissant au mieux les critères définis dans le profil multicritère mécatronique (MMP) défini à la section 2.4 (coût, adaptabilité, apparence, complexité, fiabilité et facilité de commande).

3.2.1 Objectifs spécifiques

L'objectif général peut être divisé en 3 objectifs spécifiques :

- 1) Concevoir une prothèse adaptable à tous les niveaux d'amputation humérale et en particulier aux amputations longues.
- 2) Avoir une apparence naturelle que ce soit la forme du bras artificiel ou son mouvement.
- 3) La prothèse doit permettre de faciliter la conception d'une commande intuitive.

3.2.2 Contraintes

Les objectifs doivent être atteints en respectant les contraintes suivantes :

- Réduire au maximum le coût de la prothèse.
- Le design doit être suffisamment robuste pour s'adapter aux tolérances de la fabrication additive en termes de précision de fabrication et de tenue mécanique du matériau.
- Le prototype est conçu pour un patient particulier dont le membre résiduel a été numérisé.

3.2.3 Hypothèses

L'amélioration de l'apparence (formes et mouvements plus naturels) accroît l'acceptation des prothèses.

L'utilisation de la fabrication additive permet de réduire le coût de la prothèse et de la rendre adaptable au patient.

Le contrôle des prothèses actives électriques n'est pour l'instant pas adapté aux prothèses ayant un grand nombre de degrés de liberté. Le nombre de mobilités du bras présenté dans ce mémoire est donc limité aux trois plus importantes : la flexion/extension du coude ; la pronation/supination de l'avant-bras et la préhension de la main. Cette réduction permet de faciliter la conception d'une commande intuitive.

3.2.4 Articulation du mémoire

Pour répondre aux objectifs spécifiques, le mémoire s'articule autour de trois chapitres décrivant les trois principales solutions apportées. Le Chapitre 4 présente la conception de l'emboîture et du coude répondant au critère d'adaptabilité. Le Chapitre 5 présente la conception de l'avant-bras répondant au critère d'apparence en adoptant une conception biofidèle. Le Chapitre 7 présente la conception de la main répondant au critère de facilitation de la commande en adoptant une conception adaptative sous actionnée. La Figure 3-1 situe les différents éléments du développement de la prothèse.

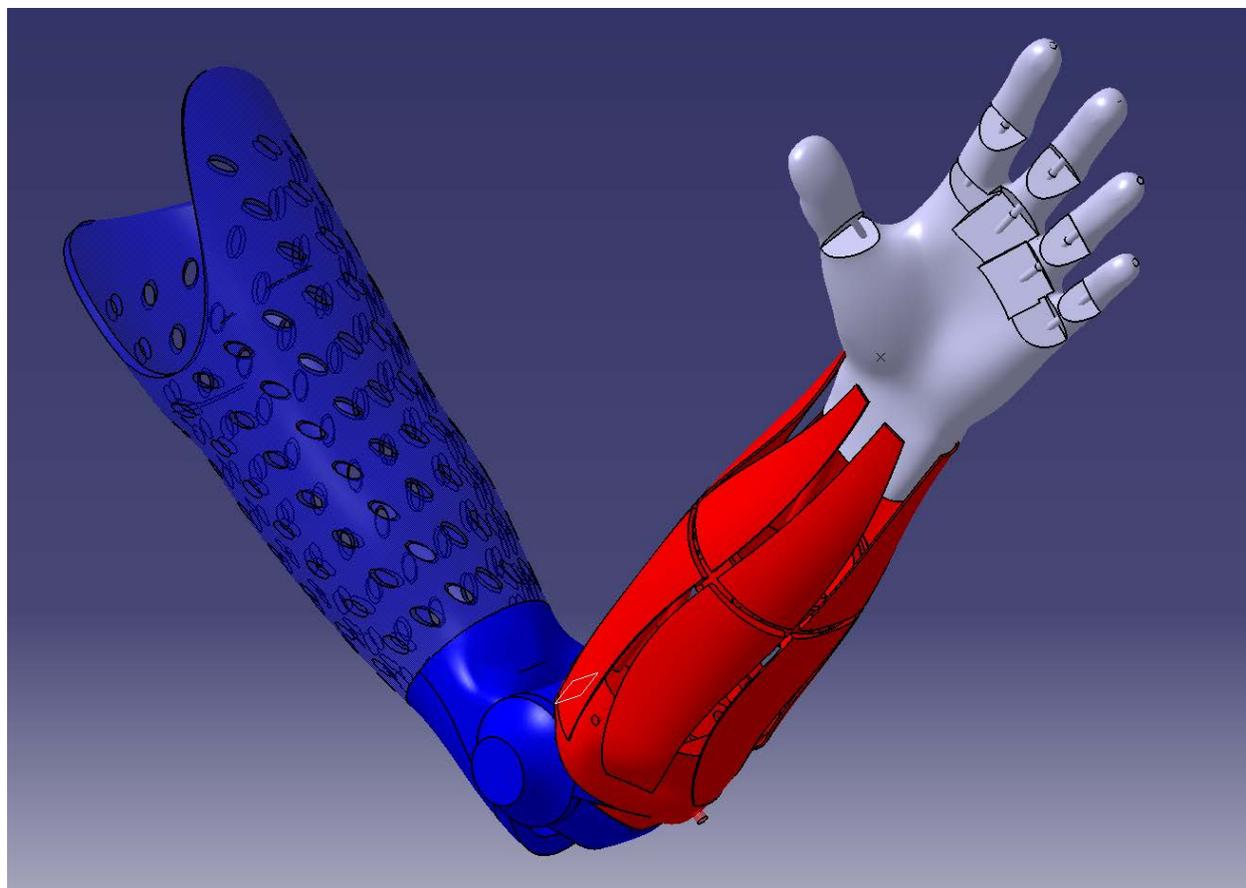


Figure 3-1 : Différentes parties de la prothèse : emboîture (bleu transparent), coude (bleu), avant-bras (rouge) et main (gris)

CHAPITRE 4 : DESIGN DU COUDE ET DE L'EMBOÎTURE

Le coude humain est cinématiquement simple à modéliser, il est équivalent à une liaison pivot. Certaines prothèses actuelles installent la motorisation du coude ou les composants électroniques dans la partie distale du bras, entre la fin de l'emboîture et le coude. Pour cette raison, les personnes ayant subi une désarticulation du coude ou dont le membre résiduel est long ne peuvent pas les utiliser. Le premier objectif spécifique (section 3.2.1) vise à concevoir une prothèse adaptable à tous les niveaux d'amputation. Ce chapitre détaille la conception de l'emboîture et du coude permettant l'utilisation de la prothèse par les amputés huméraux longs.

4.1 L'emboîture

L'emboîture est un élément très important de la prothèse. C'est la partie en contact direct avec l'amputé qui permet de lier la prothèse au membre résiduel (Figure 3-1). Elle doit donc être réalisée sur mesure. Elle peut être moulée en plastique ou même en matériaux composites et est fabriquée par des spécialistes ce qui augmente leur coût. Les emboîtures sont ensuite couplées à des prothèses passives ou actives selon le besoin. Le couplage se fait par l'intermédiaire d'une liaison qui dépend du fabricant de la prothèse. Un amputé peut donc avoir besoin de plusieurs emboîtures.

La prothèse développée dans ce projet utilise majoritairement la fabrication additive. En plus de diminuer le coût de fabrication, l'impression 3D est une méthode flexible qui permet d'adapter les modèles aux différents utilisateurs. Ce procédé permet de concevoir l'emboîture et le coude en une seule pièce. La partie correspondant à l'emboîture est conçue sur mesure à partir d'une numérisation du membre résiduel de chaque utilisateur et la partie correspondant au coude reste inchangée pour faire le lien avec l'avant-bras.

La numérisation peut être réalisée de différente manière. Elle peut être effectuée en laboratoire avec du matériel spécialisé de haute précision ou elle peut être réalisée par des scanners 3D moins coûteux utilisés en rétro-ingénierie. Dans le cadre de ce projet, l'amputée a été scannée à l'aide de l'Exascan de la marque Creaform¹⁰.

¹⁰ <https://www.creaform3d.com/en/customer-support/legacy-products/exascan-scanner>

L'appareil crée un nuage de points représentant la surface de la peau de l'amputé. La surface est reconstituée numériquement dans le logiciel de CAD CATIA (Dassault Systèmes) à partir de ces points (Figure 4-1) puis utilisée pour concevoir la partie emboîture (Figure 4-3) de la prothèse.

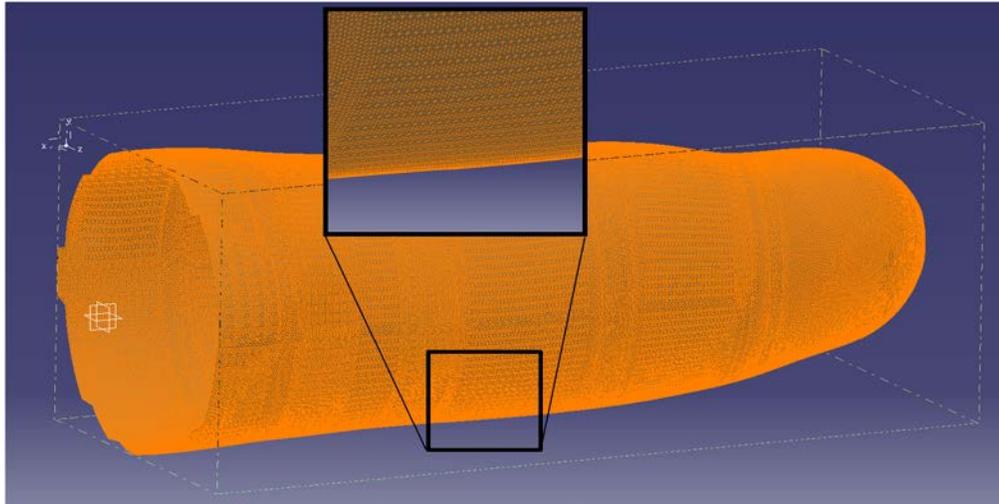


Figure 4-1 : Nuage de point maillé issu de la numérisation du bras

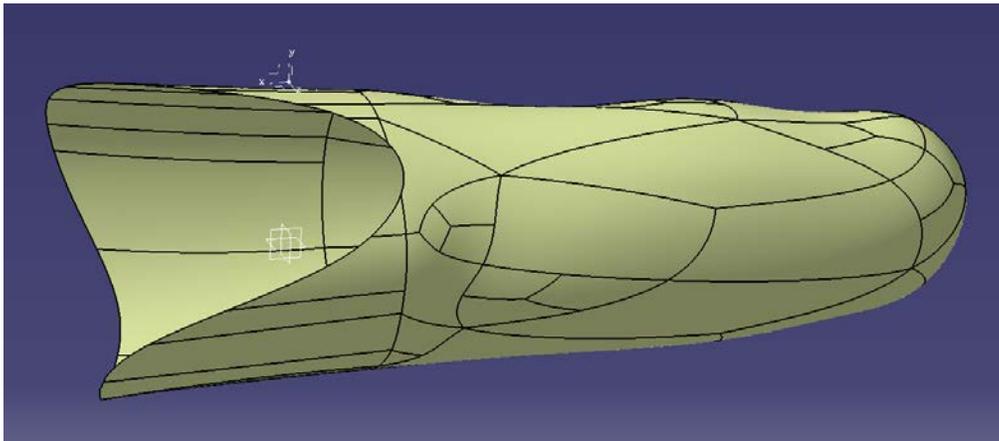


Figure 4-2 : Reconstitution des surfaces dans CATIA

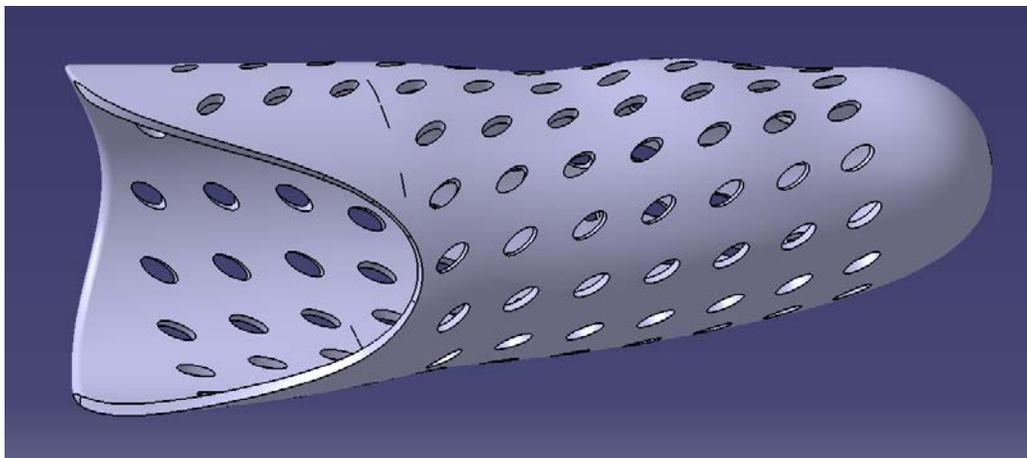


Figure 4-3 : Emboîture résultante avec aération

4.2 Le coude

Pour s'adapter à tous les utilisateurs et en particulier aux amputés longs, le mécanisme de flexion extension doit être conçu pour que la distance entre l'axe de rotation de la prothèse et celui du membre amputé soit la plus faible possible. En d'autres termes, la distance entre la fin de l'emboîture et l'axe du coude doit être minimale. Il sera ensuite possible de s'adapter à tous les niveaux d'amputation humérale. La partie liaison avec l'avant-bras reste identique et la partie emboîture pourra être conçue en fonction de la longueur du membre résiduel du patient. Comme le montre la Figure 4-4 l'utilisation d'une motorisation compacte contenue dans la partie proximale de l'avant-bras permet de réduire cette distance minimale entre l'axe de l'avant-bras à 27mm.

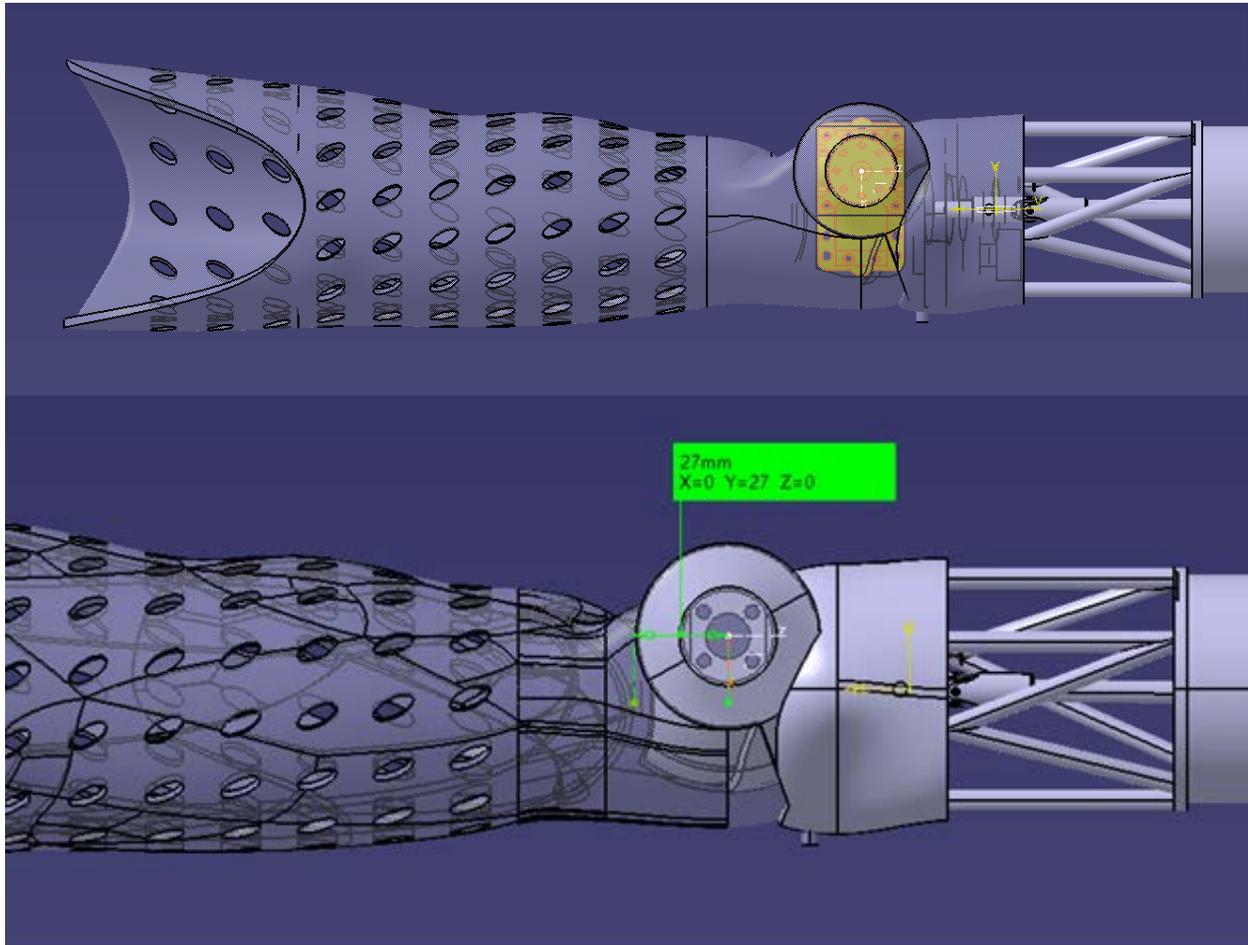


Figure 4-4 : Motorisation de la flexion-extension en jaune (haut) et distance minimale entre l'axe de rotation du coude artificiel et la fin du membre résiduel de l'amputé : 27mm (bas)

La Figure 4-5 montre le mouvement de flexion extension du coude. Les parties avant-bras et bras du coude s'emboîtent. La forme des pièces permet d'effectuer une rotation de 130° contre 140° à 145° pour le bras humain (Figure 2-2).

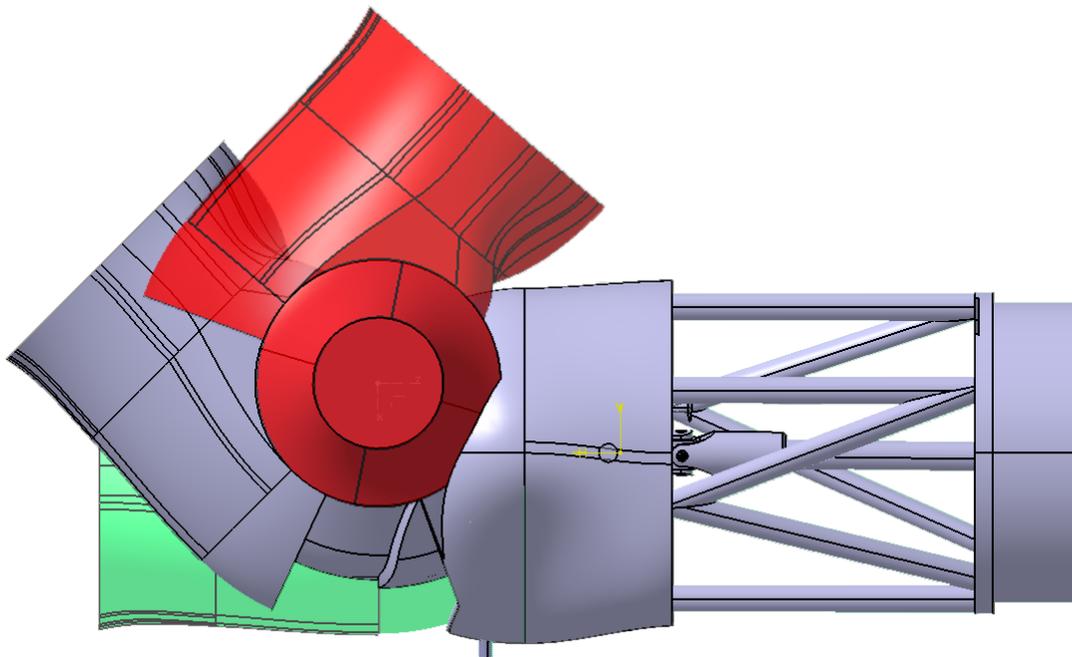


Figure 4-5 : Flexion-extension du coude, vert = extension (0°) et rouge = flexion (130°)

4.3 Motorisation

Étant donné le poids et la position de chaque pièce de l'avant-bras et de la main (Tableau 2), le moteur doit pouvoir soutenir 931g à 120mm de son axe de rotation soit un couple maximum de 1.1Nm.

Tableau 2 : Poids et positions des pièces de l'avant-bras et de la main

composants	poids (g)	Distance à l'axe de rotation du coude (mm)
Système d'engrenages	108	34
Liaison cardan	15	66
Double roulement	11	51
Moteur pronation supination	59	70
Tige radius	52	150
Tige cubitus et pivot	47	150
Batterie	130	85
Moteur main	59	290
Liaison rotule	10	255
Plastique main et doigt	139	280
Plastique avant-bras	229	38
Plastique enveloppe	72	130

Le couple maximum a été calculé dans la position statique la plus défavorable (avant-bras et main à l'horizontale). Les centres de masses et poids des pièces plastiques sont issus du logiciel de CAO.

Le moteur choisi est un HS-7950TH¹¹ de la marque Hitec, ce servomoteur programmable est asservi en position angulaire. Il est capable de délivrer 2.8 Nm grâce à un moteur brushless couplé à un système de réduction en titane. Il permet donc de soulever 550g de charge utile au niveau de la main.

Le poids du bras artificiel est inférieur à celui d'un bras humain naturel (1500g en moyenne (De Leva, 1996)), cependant la charge utile musculaire chez l'humain est bien supérieure à celle délivrée par la prothèse. En général, les prothèses servent avant tout à maintenir les objets pendant que le membre sain réalise la tâche, cette charge utile est donc considérée comme suffisante. Elle reste cependant inférieure à celle fournie par les modèles commerciaux : jusqu'à 3kg.

Pour des raisons de tenue mécanique de l'ABS (matériaux plastiques utilisés en fabrication additive), le corps du moteur est fixé à l'avant-bras par l'intermédiaire d'un châssis en aluminium et l'axe du moteur est fixé au bras (Figure 4-6) d'un côté par un limiteur de couple et de l'autre par un roulement pour équilibrer les charges transversales sur l'axe du coude. Le limiteur de couple permet de préserver le moteur et les pièces plastiques contre les surcharges. Il est réglable par l'intermédiaire d'une vis de serrage accessible de l'extérieur de la prothèse.

¹¹ <http://www.robotshop.com/ca/en/hs-7950th-ultra-torque-coreless-titanium-gear-servo.html>

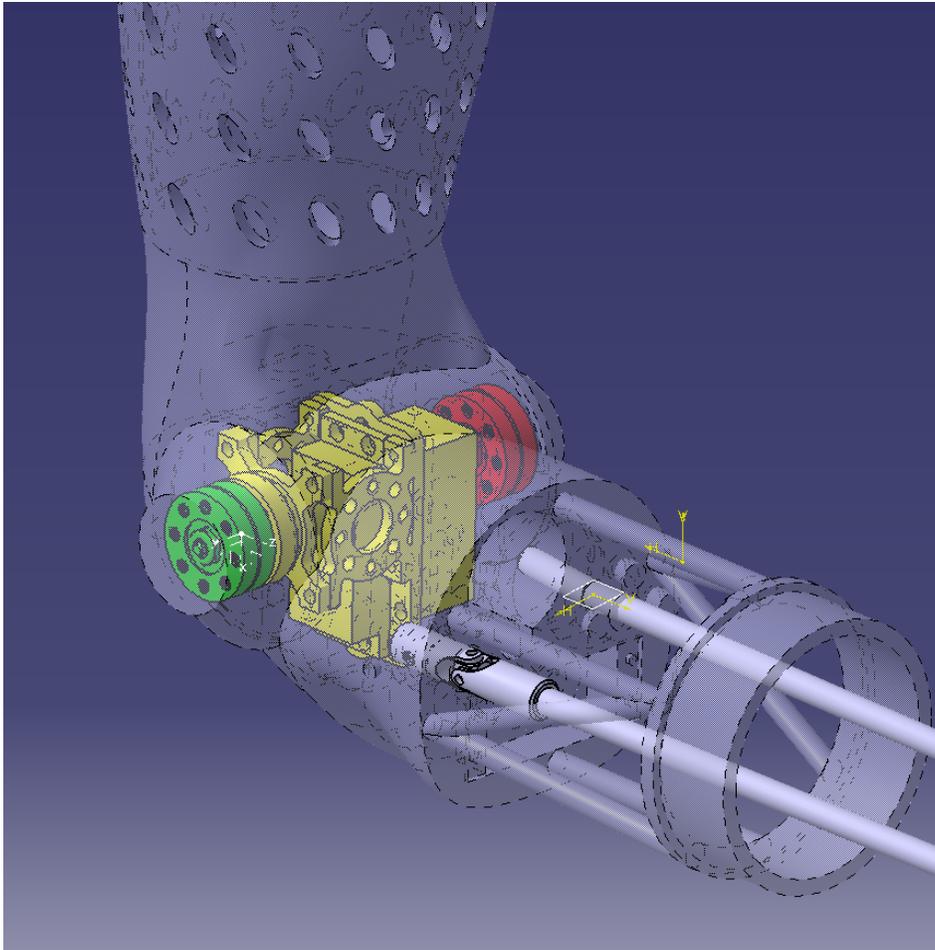


Figure 4-6 : Limiteur de couple (vert), moteur dans son châssis en aluminium (jaune) et roulement (rouge) du coude

Ce chapitre a présenté la conception de l'emboîture et du coude permettant de répondre au critère d'adaptabilité. La flexibilité apportée par la fabrication additive permet l'adaptation de l'emboîture pour chaque amputé pour tous les niveaux d'amputation humérale.

Le prochain chapitre traite de la conception de l'avant-bras. Pour répondre à l'objectif spécifique 2) de la section 3.2.1 une méthode biofidèle de conception du coude est adoptée. La conception est dite biofidèle, car le mécanisme permettant le mouvement de pronation supination est un mécanisme parallèle inspiré de la structure osseuse de l'avant-bras. L'approche biofidèle a déjà été utilisée dans le cadre de la conception d'un bras robotisé (Leroux, Achiche, & Raison, 2017).

CHAPITRE 5 : ARTICLE 1 : BIOFIDELIC DESIGN OF THE FOREARM OF A MYOELECTRIC PROSTHESIS WITH MAXIMUM FUNCTIONAL VOLUME

Cet article a été publié et présenté en aout 2017 dans le cadre de la 21^{ème} édition de la conférence en conception et ingénierie de la Design Society; International Conference on Engineering Design ICED17 à Vancouver, BC, Canada.

Mathieu Ramananarivo, Maxime Raison, Olivier Barron et Sofiane Achiche

5.1 Introduction

The upper limbs are of the utmost importance for carrying daily tasks. The congenital or traumatic amputation of upper limbs leads to strong mobility and socio-psychological disabilities. There are generally three main categories of prostheses available for amputees: cosmetic, body-powered and myoelectric. The cosmetic prostheses are passive, they are a good imitation of the healthy limb and give the amputee the comfort of a "normal" natural look but they are not convenient for practical tasks. The body-powered devices are actuated with straps attached to the patient's back, they are handy for simple tasks but usually only enable the control of a single degree of freedom. The myoelectric prostheses are controlled via electromyographic (EMG) activity, they provide control over more degrees of freedom with a greater strength than the body-powered devices. The development of myoelectric prostheses is largely influenced by breakthroughs in robotics, sensors and machine learning technologies. As a consequence, the development of upper-limb prostheses is mainly technology driven without taking into account the low user acceptance (Peerdeman, Boere, Witteveen, Hermens, & Misra, 2011). A study (Otto, Kon, Schuurman, & van Minnen, 2015) shows that full use of prostheses was attained in only 48% of the above elbow amputee. The main reason for this low-acceptance is the difference between the technical solutions available on the market and the needs of the amputees. Cosmetic prostheses are not practical, body-powered ones are less adapted for complex tasks and lack a natural appearance (Biddiss, Beaton, & Chau, 2007). While myoelectric prostheses also look unnatural, they remain expensive and their control interface is generally not intuitive and requests a lot of training for the amputee to gain minimal control over the prostheses (Cipriani, Zaccone, Micera, & Carrozza, 2008).

To improve the biofidelity of existing prostheses, a biomimetic approach has been explored by researchers. Herr & Childress (2003) have developed a biofidelic forearm mechanism. This mechanism uses the parallel structure of the bones to reproduce the natural pronation-supination movement. This approach enables individuals suffering from limb amputation to more readily accept their new artificial appendages as part of their own body, rather than foreign objects that must simply be tolerated (Herr, Whiteley, & Childress, 2003). In this paper we propose an alternative biofidelic mechanism developed to be used in an operational prosthesis. It is worth noting that this work is part of a larger design project of our research group to develop a smart and biofidelic myoelectric prosthesis for humeral amputees.

5.2 Definition and optimization of the mechanism

Most of the prostheses that allow for pronation-supination movements use a pivot joint usually placed at the end (wrist) of the artificial forearm. This provokes a discontinuity in the rotation that is not present in the human forearm: there is no separation between the hand and the forearm. As shown in Figure 5-1. This rotation is achieved by crossing the radius and the ulna (McFarlane, 2010) and therefore achieving natural pronation and supination.

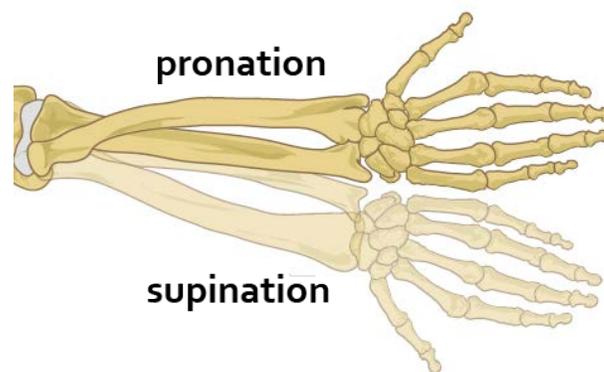


Figure 5-1 : Pronation and supination movements adapted from (Laitenberger, Raison, Périé, & Begon, 2015)

5.2.1 Kinematic modeling of the forearm

The human upper limb is composed of three parts, the arm, the forearm and the hand. The kinematic chain of the upper limb that reproduces the skeleton structure is presented in (Figure 5-2). The arm is modeled by one solid that extends from the shoulder to the elbow and corresponds to the humerus. The forearm is represented by a parallel mechanism involving two solids: the radius and the ulna. The study, presented by our research group (Laitenberger, Raison, Périé, & Begon, 2015), provided a very accurate forearm model, the joints choices resulted from the motion capture and analysis of the pronation-and supination movement of several patients. This bio-accurate kinematic model is close to the one found in (Herr, Whiteley, & Childress, 2003), as both use the pronation-supination axis (PS axis) extending from the approximate center of the proximal head of the radius (HR) to the distal head of the ulna (RU) (Figure 5-2). This definition is known as the reference but in the context of the prosthesis design, it has the disadvantage of presenting divergence between the average position of the forearm axis and the PS axis. In other words, the pronation-supination rotation is carried out around the little finger instead of being around the middle finger. In this paper; we use another definition where the PS axis extends from the approximate center of the elbow to the approximate center of the wrist (Kapandji I. , 1982). Even though this definition is less biomechanically accurate it allows us to avoid the divergence problem cited above. Also, it is to be noted that the model presented in Figure 5-2 requires two different actuators when the pronation-supination movement represents one single degree of freedom. The new adopted definition allows us to also solve this over-actuation problem. Therefore; the new biomechanical model, developed in this paper, is illustrated in Figure 5-3.

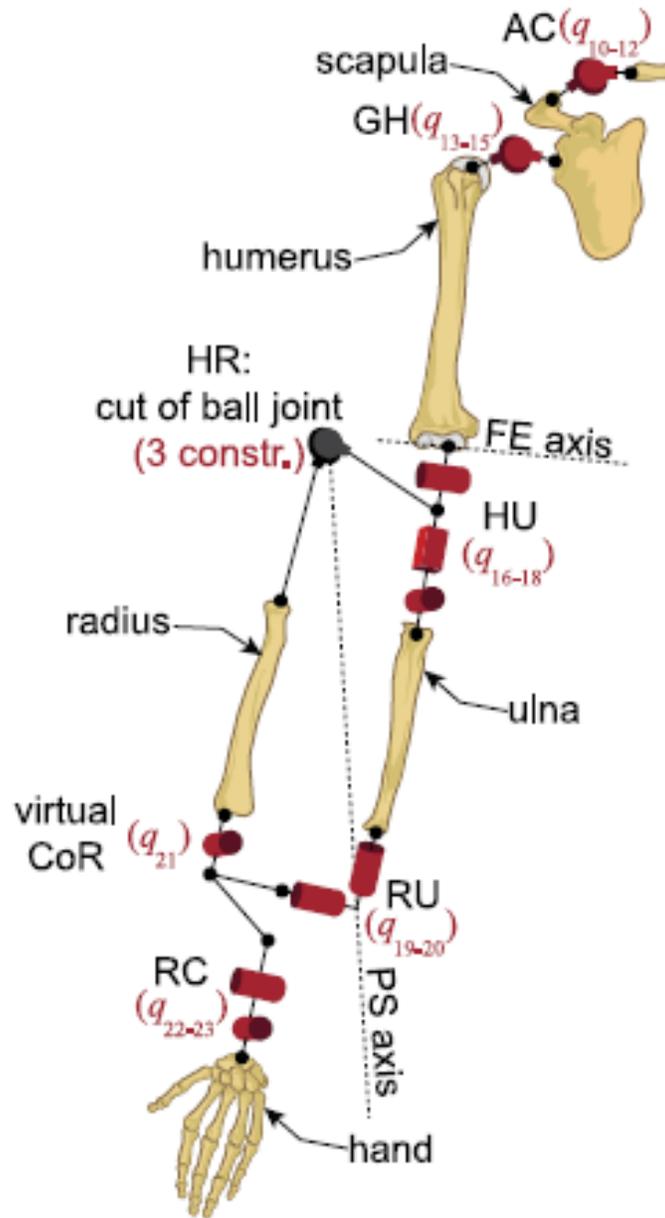


Figure 5-2 : Kinematic chain of the upper limb. The model is articulated by the acromioclavicular joint (AC, q_{10-12}), the glenohumeral joint (GH, q_{13-15}), the humeroulnar joint (HU, q_{16-18}), the radioulnar joint (RU, q_{19-20}), the virtual CoR (q_{21}), the humeroradial joint (HR, cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraints), and the radiocarpal joint (RC, q_{22-23}) adapted from (Laitenberger, Raison, Périé, & Begon, 2015)

5.2.2 Definition of the proposed mechanism

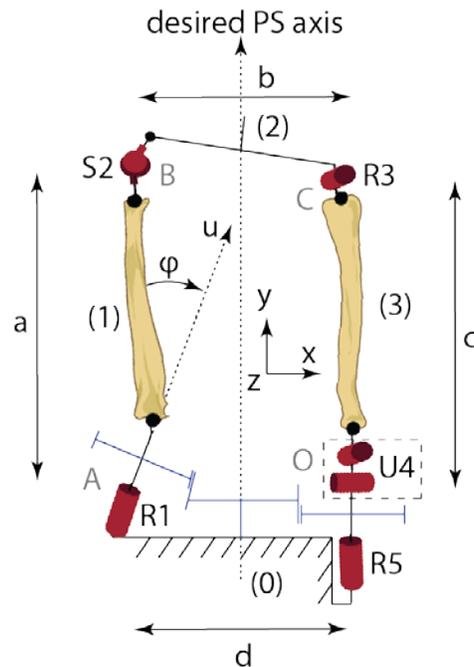


Figure 5-3 : Kinematic chain of the proposed forearm mechanism. elbow (0), ulna (1), hand (2), radius (3). Gear system (blue). Mechanism dimensions: $a = c = 200\text{mm}$ and $d = b = 50\text{mm}$

As cited above, the kinematic model developed, in this paper, for the prosthesis is illustrated in Figure 5-3. The elbow (0), ulna (1), hand (2) and radius (3) are represented in the figure. R1 and R5 joints have their control law paired by a gear system, visible in Figure 5-3, and are actuated by a single motor. The characteristics of each joint are specified in table 1.

Table 3 : Joints characteristics

JOINTS	CHARACTERISTICS
PIVOT R1	(A, u)
SPHERICAL S2	(B)
PIVOT R3	(C, z)
UNIVERSAL U4	(x, z, O)
PIVOT R5	(y, D)

It is worth noting that our new proposed mechanism has a design shortcoming at the gears level. As seen in Figure 5-3, the axis of the three gears are not parallel. In other words, the middle gear is

spur gear on the right, and bevel gear on the left which is a problem for the physical implementation. This was solved by using a gap between the left gears.

All joints have their axis defined by one of the Cartesian axis except the R1 joint which rotates around the u axis. The u axis is obtained by rotating around the y axis with the angle φ (Figure 5-3). This angle has to be optimized so that the pronation-supination axis (PS axis) of the proposed mechanism is the same as the one defined in section 0, i.e. the average axis extending from the center of the elbow to the center of the wrist as shown in (Figure 5-3). It is worth noting, that the mechanism is not planar and represents a major improvement on the previous model developed in our research group.

5.2.2.1 Geometric closing

The elbow (0) is considered as the base and O the origin. Therefore the coordinates of point A are :

$$A = \begin{bmatrix} -d \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

B is rotating around u with the angle γ_1 . Hence his coordinates are :

$$B = \begin{bmatrix} -d + a * \sin(\varphi) * \cos(\varphi) * (\cos(\gamma_1) - 1) \\ a * \sin(\varphi)^2 * \cos(\gamma_1) + a * \cos(\varphi)^2 \\ a * \sin(\varphi) * \sin(\gamma_1) \end{bmatrix} \quad (2)$$

As U4 and R5 axis are intersecting at the same point O, they could have been merged into one spherical joint. The reason the articulation is composed of both a pivot and a universal joint is that one of the rotations is actuated (R5, γ_5) and the remaining two are passive joints (U4).

O and B are spherical equivalent joints. If R1 is blocked, the plan \mathcal{P}_{OBC} defined by the points O, B and C will rotate around OB axis. As the universal joint is not homokinetic, the rotation speed ω_2 of \mathcal{P}_{OBC} is given by (3). For a universal joint, if θ is defined as the angle between the input axis (y) and output axis (OC):

$$\frac{\omega_2}{\dot{\gamma}_4} = \frac{\cos(\theta)(1 + \tan^2(\gamma_5))}{1 + \cos^2(\theta)\tan^2(\gamma_5)} \quad (3)$$

The oscillation amplitude of the input speed over the output is given by:

$$err(\%) = \frac{1}{\cos(\theta)} - \cos(\theta) \quad (4)$$

The proposed mechanism only allows very small values for θ , the error from homokineticity is less than 5%. Thus it is possible to approximate with a controlled error the rotation of plan OBC:

$$\omega_{OBC} = \dot{\gamma}_5.$$

C_{OBC} is defined as the coordinates of the point C given in $\{\mathbf{x}_3, \mathbf{y}_3, \mathbf{z}_3\}$ \mathcal{P}_{OBC} axis system. In this frame:

$$C_{OBC} = \begin{bmatrix} c * \sin(\alpha_3) * \cos(\gamma_5) \\ c * \cos(\alpha_3) \\ c * \sin(\alpha_3) * \sin(\gamma_5) \end{bmatrix} \quad (5)$$

The coordinates $\{\mathbf{x}_3, \mathbf{y}_3, \mathbf{z}_3\}$ are obtained after two consecutive rotation around x and z axes with respectively the angles θ_1 and θ_2 . \mathbf{y}_3 axis is aligned with OB.

To obtain the coordinate in the reference axis system $\{\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}\}$, two rotations (Rot_1 & Rot_2) needs to be applied:

$$Rot_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_1) & \sin(\theta_1) \\ 0 & -\sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$Rot_2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & \sin(\theta_2) & 0 \\ -\sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

where:

$$\tan(\theta_1) = \frac{z_B}{y_B} \text{ et } \tan(\theta_2) = \frac{x_B}{y_B} \quad (8)$$

$$C = Rot_1 * Rot_2 * C_{OBC} \quad (9)$$

The last unknown angle α_3 can be calculated from the other known lengths in OBC triangle.

$$\cos(\alpha_3) = \frac{\|OB\|^2 + c^2 - b^2}{2 * \|OB\| * c} \quad (10)$$

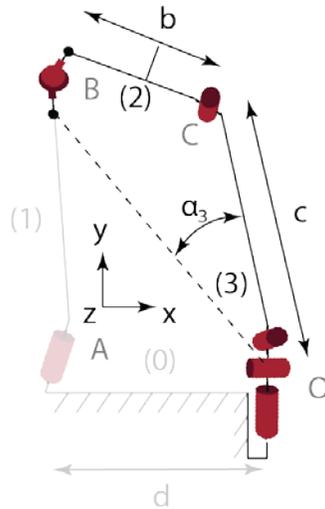


Figure 5-4 : Representation of α_3

5.2.2.2 Optimization of the angle φ

The goal of this section is to find the optimal value for φ that minimizes the average distance D_m . D_m is the average value of the distances between the center of the wrist/hand (Solid 2 in Figure 5-3 and 5-4) and the desired PS-axis during a full pronation-supination movement (180°). The actuated joints are R1 and R5, their control laws are paired via a gear system ($\gamma_1 = \gamma_5$) with $\gamma_1 \in [-90^\circ; 90^\circ]$. This gear system can be seen (Figure 5-3 and the right side of Figure 5-6).

The direct kinematic previously calculated is implemented and the movement is discretized with a step $p_{\gamma_1} = 1^\circ$. For each movement step the distance d_{PSaxis} between the center of the wrist and the desired PS axis is calculated. The mean distance D_m is then obtained. This criteria is calculated for $\varphi \in [0^\circ; 20^\circ]$ with $p_\varphi = 0.1^\circ$. It is worth noting that the optimization of the mechanism is performed using MATLAB (MATHWORKS, USA).

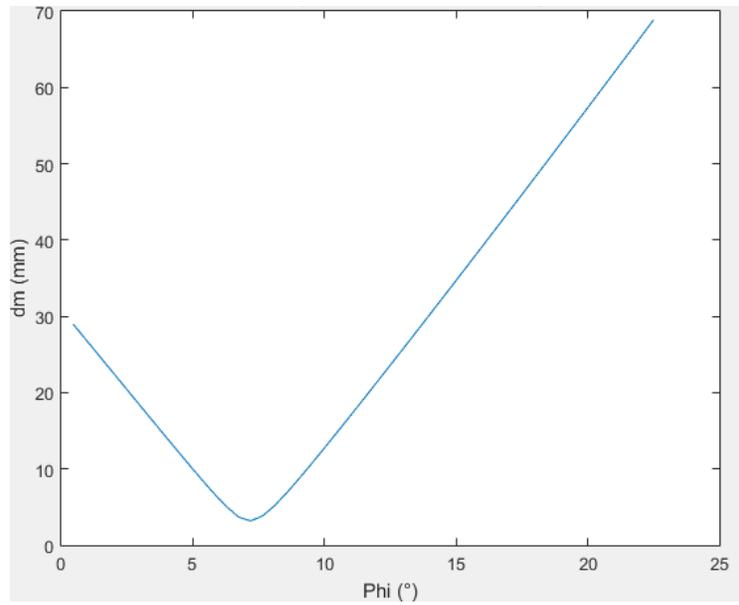


Figure 5-5 : D_m minimization graph : $\varphi(D_m)$

As shown in the graph, the optimal angle $\varphi = 7.0^\circ$ gives a mean distance $D_m = 4.5\text{mm}$. This is the closest this mechanism can get from the desired pronation-supination axis to achieve a natural movement.

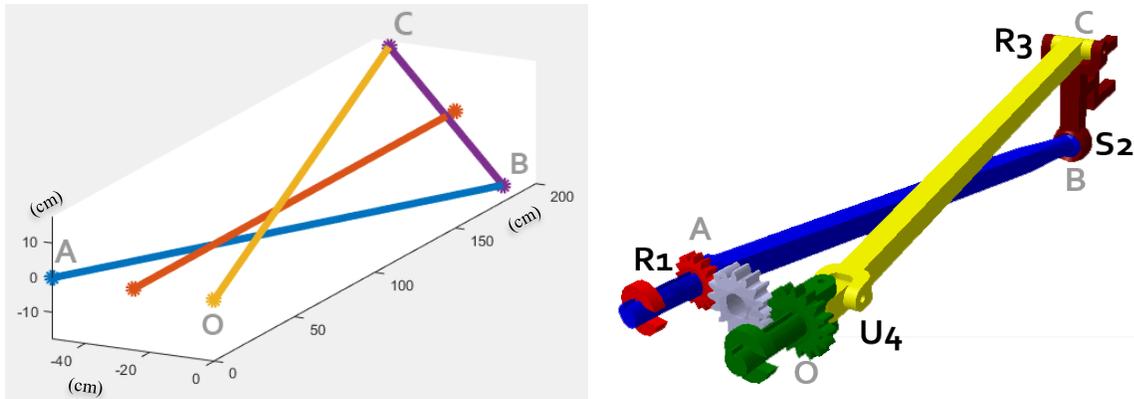


Figure 5-6 : Matlab (left) and 3D CATIA Model (right) kinematic model. Ulna (yellow), radius (blue), wrist/hand (purple), PS-axis (red on Matlab Model).

5.3 Solid's shape design

The parallel mechanism of the forearm has been developed for the purpose of obtaining a biofidelic design for humeral prostheses. Compared to the other existing solution (Herr, Whiteley, & Childress, 2003) it uses a different PS axis definition that is more adapted for the design of a prosthesis. Still, both biofidelic solutions present the disadvantage of having moving parts (radius and ulna) all along the forearm. Those parts are using volume for their movement. As a consequence, it is more difficult to find the necessary space to host all of the mechatronic components, i.e. processors, batteries, and motors.

The solution found for this prosthesis design is to put some of the components directly inside those moving parts: the bones. The hand's motor is located inside the ulna, the processing components are in the radius and the remaining heavy components like motors for both pronation-supination and flexion-extension movement and battery are located in the base of the forearm (elbow (0) Figure 5-3) which is not moving during the pronation supination movement.

Therefore, the objective of this design research work is to define the shape of those moving parts (radius and ulna) which maximize their volume to host components while avoiding collisions. This goal is achieved using an iterative shape design algorithm.

5.3.1 Iterative shape design algorithm

The aim of this iterative shape design algorithm is to maximize the usable volume inside the moving parts (radius and ulna). The main constraint can be translated as the solids need to complete the entire rotation, necessary for the movement around SP axis, without collisions. To achieve this, each solid is discretized into points filling the whole design space. The entire movement is then realized and a collision score discriminating the points that have been in collision with the other solids is calculated. Points with the highest scores are then removed and the procedure is repeated until no collisions can be found. More details are given in the next subsections.

5.3.1.1 Discretization of the solids

In the context of this paper, there are two solids that need to be optimized; the radius and the ulna. Discretization of each solid has to be specified as an input to the optimization algorithm. In our case, the design space of each artificial bone is limited by the external surface of the forearm which can be approximated by a cylinder centered on the PS axis. Thus both solids are modeled by a matrix of points filling this forearm cylinder.

5.3.1.2 Movement definition

Thanks to the kinematic model developed above, the movement is known and can be discretized. The movement studied in this optimization is the same as the one in section 5.2.2.2 ($\gamma_1 = \gamma_5$ with $\gamma_1 \in [-90^\circ; 90^\circ]$ and $p_{\gamma_1} = 1^\circ$). For each step, the position of the moving part is assigned to the discretized solids.

5.3.1.3 The collision score

The main constraint of the optimization is to avoid collisions during the full movement while maximizing the volume of each moving solids. The collision score indicates the frequency at which each point of one solid has been in contact with the points of the other solid during the movement. As described in section 5.3.1.2 this movement is discretized in P positions, for each position, the distance of the point from its closest neighbors is calculated, when it is under a certain collision threshold Rc (the point is inside the collision sphere of the other solid) the score is incremented. At the end, of the P positions, the points with the highest score are removed.

5.3.1.4 Algorithm and hyper-parameters

The design algorithm repeats two step. On the first step, the collision score is computed for the entire movement (section 5.3.1.3). On the second step, points that have a higher score than a specified threshold are removed. For the first iterations, the shapes are not yet optimized, as a consequence there is a large number of collisions so the threshold has to be high enough not to remove too many points. The more iterations the algorithm does, the fewer collisions are to be expected, therefore the threshold needs to be adapted. For the last iteration, the threshold needs to be set to 0 so there are no collisions in the last proposed design. It is worth noting that all these thresholds are hyper parameters, and they have been optimized using a genetic algorithm.

5.3.1.5 Secondary constraints

It is worth noting that constraints can be added if necessary. In our case, the bones cannot stand out of the forearm during the movement. Therefore, the points that are outside of the forearm cylinder defined in section 5.3.1.1 during the movement are removed. To avoid complex shapes and reduce computational time, it is possible to remove manually points before the start of the iterative design process. In our study, only half the points are kept (left side for the left bone, right side for the right bone Figure 5-7A).

5.3.2 Results, discussion and applications

5.3.2.1 Results

The results shown in (Figure 5-7) are the remaining points after several iteration steps of the shape design algorithm. The colors represent the two designed solids; red for ulna and blue for radius. The number of points defining the solid shapes decreases as the algorithm iterates. The points left after the last iteration (Figure 5-7D) is the final result of the design algorithm. For this last shape, there is no collision between the solids during the movement.

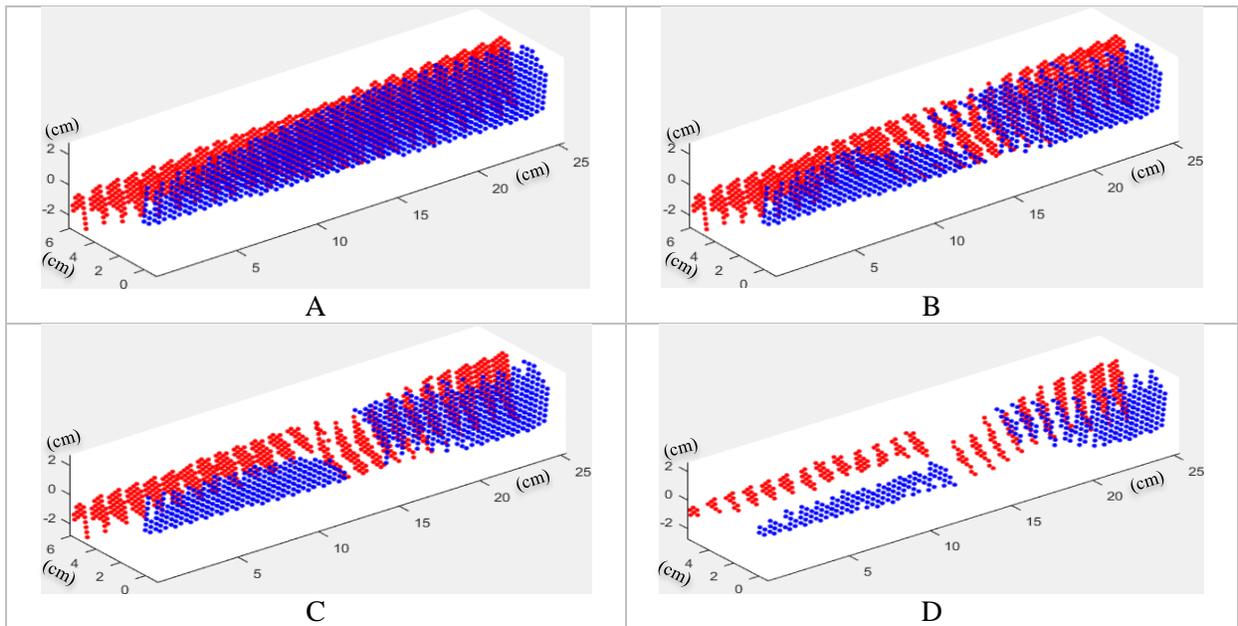


Figure 5-7 : Algorithm iterations: (A) points kept after the 1st iteration; (B) 4th iteration; (C) 6th iteration; (D) 8th and last iteration (red ulna and blue radius)

5.3.2.2 Discussions

For the first iteration step (Figure 5-7A) the effect of the secondary constraints defined in section 5.3.1.5 can be seen. The solids were originally basic cylinder shapes, they were then cut in half and the points out of the forearm limit cylinder during the movement were removed. For the following iteration steps (Figure 5-7B-C), the algorithm keeps refining the shape while the collision scores decrease. The last iteration step (Figure 5-7D) shows the final shape optimized for no collision. It should be noted that the final form is not continuous so it needs to be post-processed. The proximal part is thin enough to leave space for all the components in the elbow. The distal part provides the volume necessary for the components; the hand's motor in the ulna and the processing components in the radius.

5.3.2.3 Applications

The points resulting from the iterative shape design algorithm can be used to design the part in a computer-aided design (CAD) software. In our case, CATIA GSD is used to create a multi-section surface directly from the points. The empty space left is reconstructed while taking care to avoid collisions during the pronation-supination movement (Figure 5-8).

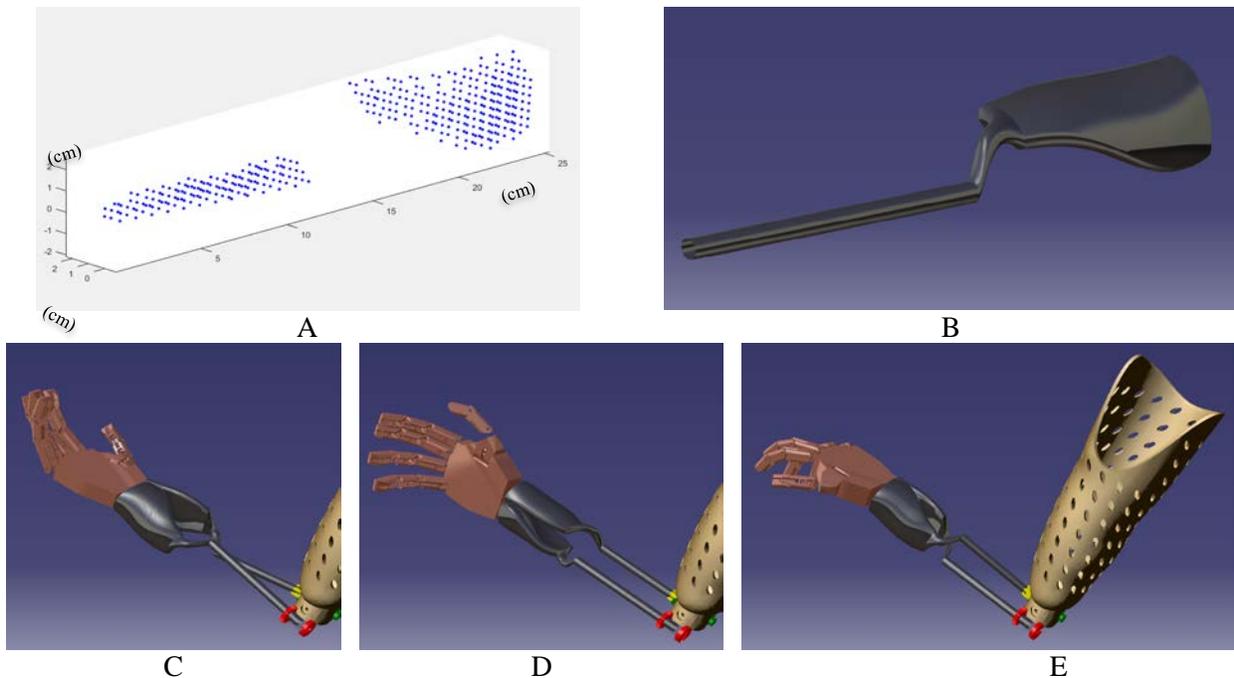


Figure 5-8 : (A) Final result of the design algorithm; (B) Post-processed result; (C-D-E) Pronation-supination of the designed forearm

5.4 Conclusion

The objective of this study was to design a biofidelic forearm with the long-term aim of designing a functional prosthesis. This artificial forearm uses a parallel mechanism imitating the skeletal structure of the human forearm with the radius and the ulna. The shapes of those moving bones have been designed to allow them to host some of the prosthesis components using an original iterative shape design algorithm.

The main results are the production of a mechanism optimized to reproduce with a low and controlled error of the pronation-supination movement while using a single actuator. The mechanism solid shapes are designed to be usable in an operational prosthesis.

The resulting mechanism and solid shapes show that the biofidelic structure is a possible and feasible alternative and biofidelic solution for prostheses.

The main perspective of this study is to prototype an operational prosthesis to show the viability of the proposed mechanism.

5.4.1.1 Acknowledgments

We would like to thank FRQNT/INTER, NSERC and Polytechnique Montreal Foundation for their financial support for this research

CHAPITRE 6 : COMPLÉMENT À L'ARTICLE, CONCEPTION PRATIQUE

En pratique, le mécanisme de pronation supination est conçu dans la continuité du coude. Il peut être décomposé en trois parties. La première contient la motorisation et le système d'engrenage, la seconde est constituée des os et différentes liaisons, enfin la dernière correspond à l'enveloppe de l'avant-bras.

6.1 Motorisation et système d'engrenage

Comme décrit dans l'article, les os sont actionnés par un unique moteur, les rotations sont alors couplées par l'intermédiaire d'un système d'engrenage. Il est à noter que l'engrenage du radius (à gauche sur la Figure 6-1) est monté avec jeu pour s'adapter à l'angle de son axe imposé par la conception du mécanisme décrit au chapitre 5.2.2.

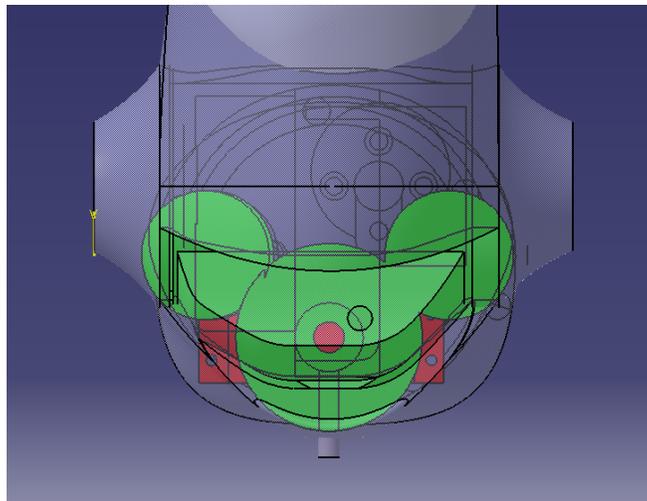


Figure 6-1 : Système d'actionnement du mécanisme de pronation-supination, engrenage en vert et servomoteur en rouge

Le servomoteur développe un couple de pronation-supination de 0.9Nm et le mouvement est limité à 170° contre 175° pour le bras humain.

6.2 Os et liaisons

Pour pallier le manque de volume pour accueillir des composants l'article propose une optimisation de la forme des os. Ceux-ci servent alors à la fois de pièces structurelles et de volume utile. Ils

doivent donc être conçus solides et personnalisés pour les composants qu'ils contiennent. L'usinage d'aluminium semble être la meilleure solution pour la fabrication de ces pièces, mais cette méthode ne permet pas les itérations rapides de design. L'incertitude sur les composants à inclure dans les volumes utiles (quels types de moteurs ou de processeurs) et la difficulté d'accès au matériel d'usinage sont les raisons pour lesquelles le premier design n'inclut pas les formes d'os optimisées.

Les liaisons et les os du mécanisme de pronation-supination (Figure 5-3) sont soumis à de fortes contraintes et doivent avoir un jeu minimum pour maintenir la précision du mouvement. Des solutions commerciales en métal ont donc été choisies pour leur réalisation. Le radius et le cubitus sont des tiges en acier de 1/4" de diamètre, ce sont les composants les plus lourds de la prothèse, mais ils fléchissent peu même à fort chargement. La liaison Pivot R1 subit des efforts radiaux, elle a donc été réalisée par un double roulement à billes. Les liaisons sphériques S2 et Universelle U4 n'ont pas de jeu perceptible. Enfin, la liaison pivot R3 reprend principalement du couple radial et son angle de rotation est très faible, elle a donc été fabriquée en métal sans roulement.

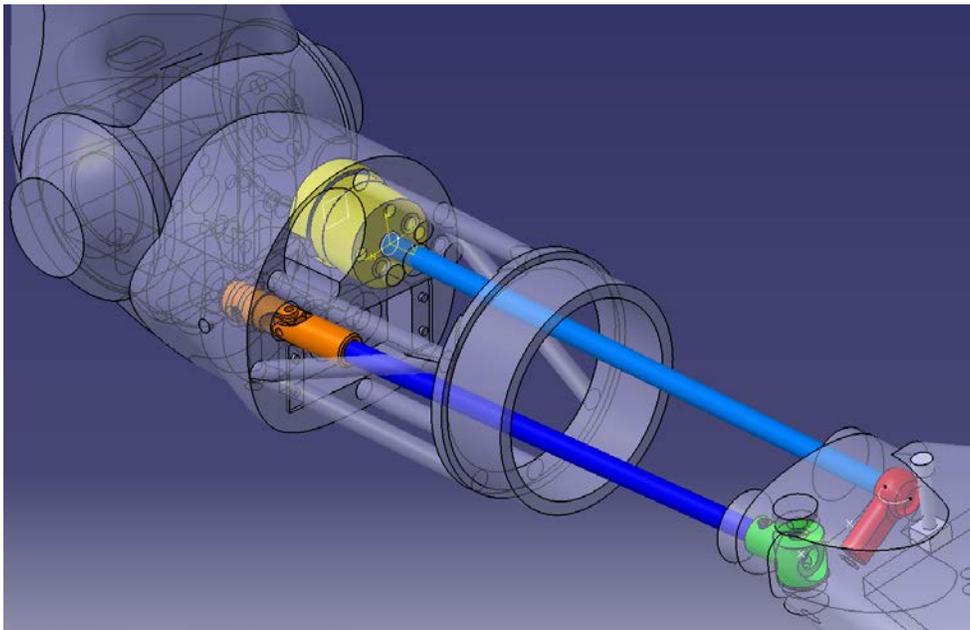


Figure 6-2 : Réalisation pratique du mécanisme de pronation-supination de l'avant-bras. R1 jaune, S2 rouge, R3 vert, U4 orange, radius bleu clair et cubitus bleu foncé

6.3 Enveloppe

L'enveloppe de l'avant-bras doit rendre compte de l'aspect naturel du mouvement. L'utilisation d'une coque rigide allant jusqu'au poignet ferait perdre l'intérêt de la conception biofidèle. En effet, le rendu serait proche des prothèses existantes pour lesquelles une simple liaison pivot est placée au niveau du poignet donnant un aspect discontinu et robotique au mouvement de la surface de l'avant-bras.

La solution adoptée pour ce projet est une peau souple en silicone dont le mouvement est continu du coude jusqu'à la main. Un support structurel (Figure 6-3) est placé à mi-longueur pour éviter l'affaissement de l'enveloppe et protéger l'intérieur de la prothèse (os, moteur et batterie).

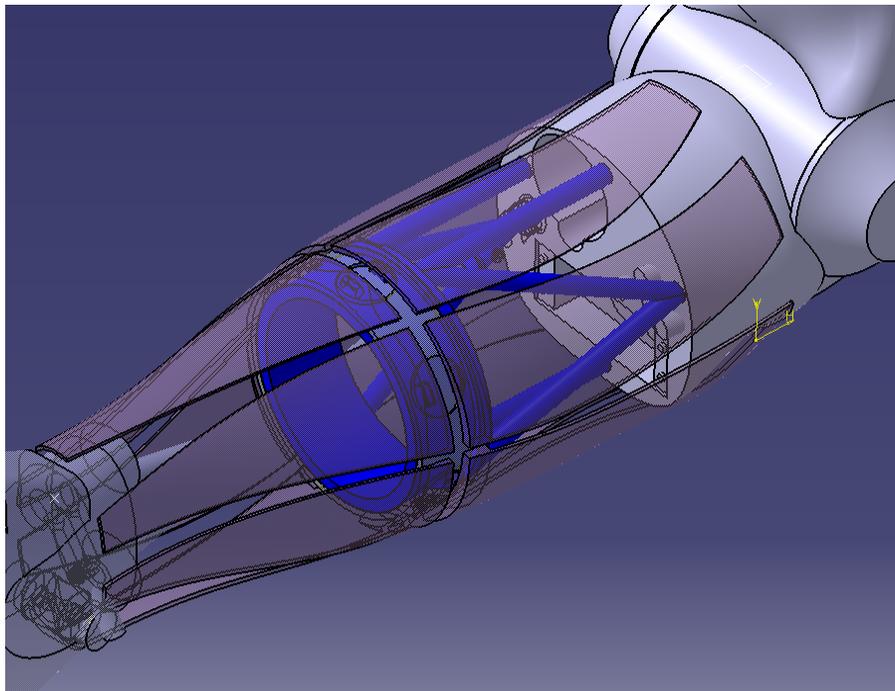


Figure 6-3 : Enveloppe en silicone (mauve) et support d'enveloppe (bleu)

Les Chapitre 5 et Chapitre 6 ont détaillé la conception biofidèle de l'avant-bras permettant de réaliser un mouvement de pronation supination plus naturel de l'avant-bras que ce soit le mouvement des os ou de l'enveloppe souple de l'avant-bras. Cette solution répond à l'objectif spécifique 2) présenté à la section 3.2.1. Pour respecter cet objectif, la main présentée dans le prochain chapitre adopte aussi une forme anthropomorphique. Ce chapitre présente les différentes stratégies pour réaliser une prothèse de main ainsi que la solution adaptative sous-actionnée qui a été choisie pour répondre à l'objectif spécifique 3).

CHAPITRE 7 : DESIGN DE LA MAIN

En robotique et plus particulièrement dans le domaine des prothèses, la préhension est un problème complexe. Le caractère incertain de la forme des objets à saisir rend la tâche difficile. Pour pallier ce problème, la main humaine possède 26 degrés de liberté (Domalain, Vigouroux, & Berton, 2008). L'homme adapte donc sa stratégie de préhension à la forme de l'objet ainsi qu'à l'environnement et à la situation. Les principales stratégies de préhension de la main humaine sont répertoriées par (Kamakura, Matsuo, Ishii, Mitsuboshi, & Miura, 1980) et plus récemment par (Feix, Pawlik, Schmiedmayer, Romero, & Kragic, 2009) répertorient les principales stratégies de préhension.

L'objectif pour une main artificielle est de pouvoir exécuter la plupart de ses stratégies tout en conservant une commande intuitive. La capacité d'une main artificielle à s'adapter à la forme des objets est une caractéristique importante. Les prothèses de mains non adaptatives sont les plus simples, elles utilisent une pince-crochet ou une main dont les doigts ont un mouvement identique. Elles peuvent être plus faciles à contrôler, mais elles limitent la variété d'objets qui peuvent être saisis par l'utilisateur. Une main adaptative est donc nécessaire dans le cadre de ce projet.

Deux approches sont possibles pour concevoir une main artificielle adaptative. La première et la plus utilisée est la motorisation et le contrôle d'un grand nombre de degrés de liberté (Clement, Bugler, & Oliver, 2011). Cette approche permet de reproduire avec fidélité les mouvements naturels des doigts. La plupart des stratégies de préhension sont alors réalisables. En contrepartie, à cause de la quantité d'équipement nécessaire à la motorisation et au contrôle de ces degrés, les mains sont lourdes, chères, moins compactes qu'une main humaine et difficile à contrôler. L'absence des muscles de la main chez les amputés huméraux rend le contrôle encore moins intuitif. Par exemple, la prothèse de main beBionic (Haidar, 2017) fonctionne par combinaison de contractions pour naviguer entre les différentes stratégies de préhension. La deuxième approche possible est l'utilisation d'un mécanisme sous-actionné adaptatif (Gaudet, Raison, Ménard, Lastère, & Achiche, 2017). La main ne possède alors qu'un seul actionneur et les doigts sont capables de s'adapter par eux-mêmes à la forme de l'objet. La main est alors moins onéreuse, plus légère et compacte. L'utilisation d'un unique moteur permet de simplifier la commande. Cette approche ne permet cependant pas de bouger les doigts indépendamment et d'effectuer toutes les stratégies de préhension.

7.1 Solutions de main sous-actionnée adaptative

Un mécanisme sous-actionné est un mécanisme qui a moins d'actionneurs que de degrés de liberté. Dans le cadre du développement d'une prothèse légère, moins onéreuse et facilitant la commande, cette solution ne comprenant qu'un moteur est plus adaptée. Pour rendre la main adaptative, les efforts doivent passivement s'équilibrer entre les doigts puis entre les phalanges. Cet équilibre est obtenu par transfert de charge dans un mécanisme dit différentiel. La puissance de l'unique moteur est alors partagée entre tous les doigts et toutes les phalanges.

Il existe différents mécanismes différentiels qui peuvent être appliqués aux doigts et aux phalanges.

7.1.1 Engrenage planétaire

L'engrenage planétaire ou train épicycloïdal est un mécanisme composé de trois arbres reliés par un système d'engrenage (Figure 7-1). Il possède deux mobilités ce qui lui permet de distribuer la puissance entre chaque arbre de manière équilibrée.

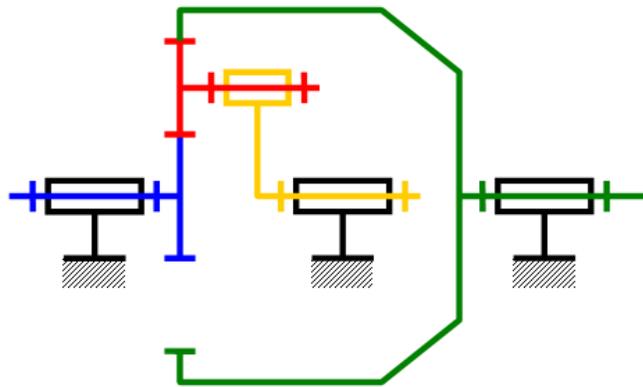


Figure 7-1 : Schéma cinématique d'un engrenage planétaire (planétaires coaxiaux en vert et bleu ; satellite en rouge ; porte satellite en jaune) *tiré de wikipedia.org par Ruizo, I*

On retrouve ce système de transmission différentiel Figure 7-2. Les doigts sont reliés aux axes par l'intermédiaire de vis sans fin. Le couple de chaque arbre est équilibré par le système d'engrenage planétaire de manière adaptative.

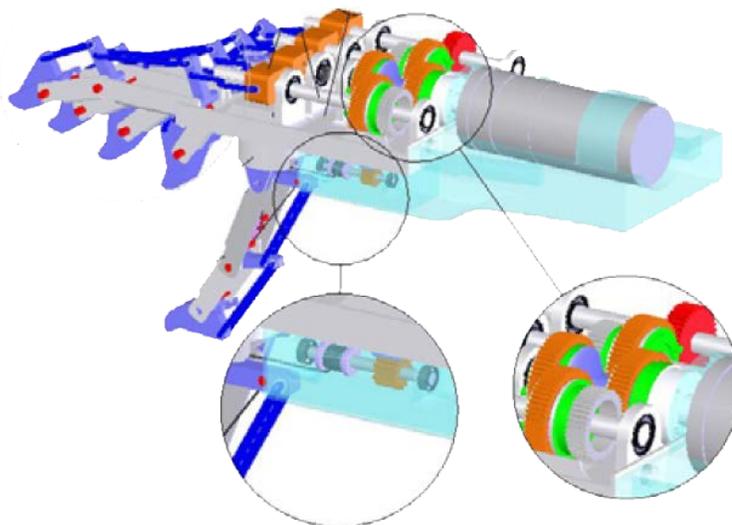


Figure 7-2 : Main anthropomorphe sous-actionnée par engrenage planétaire (Nasser, Rincon, & Rodriguez, 2006)

Des ressorts de rappel sont positionnés sur chaque doigt pour rendre le mécanisme isocontraint. Il est à noter que la main présentée Figure 7-2 possède des phalanges non adaptatives. La main s'adapte donc partiellement à la forme de l'objet.

La Figure 7-3 montre l'utilisation d'engrenages planétaires comme mécanisme différentiel dans les phalanges. L'effort du moteur du doigt est distribué entre les trois pivots du doigt grâce à un double train épicycloïdal.

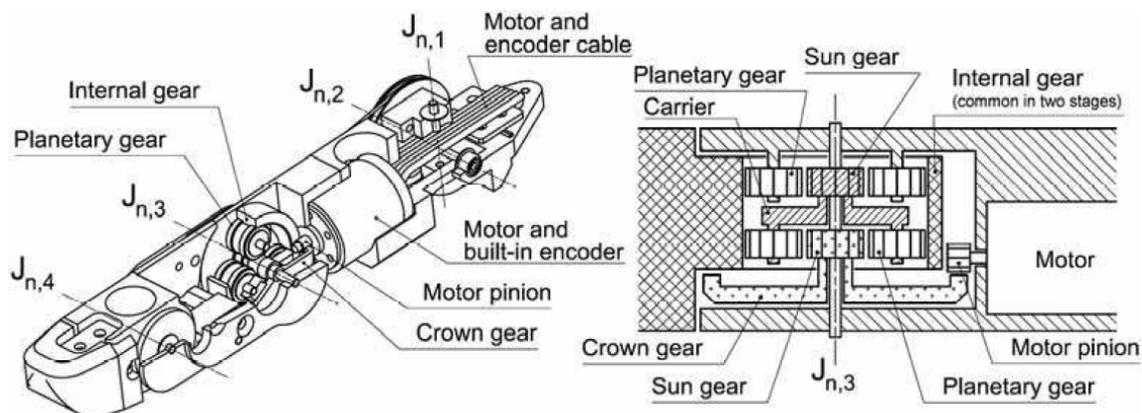


Figure 7-3 : Doigt avec mécanisme différentiel par engrenage planétaire (Kawabuchi, 2007)

L'utilisation d'engrenage permet de réaliser une solution fiable et durable, mais les trains épicycloïdaux ont le désavantage d'être composés d'un grand nombre de pièces ce qui rend l'assemblage et la conception des pièces complexe à l'échelle de la main.

7.1.2 Système de poulies ou à bascules

Il existe plusieurs solutions pour faire des mécanismes différentiels à partir de poulies ou de bascules. Ces mécanismes sont détaillés dans l'article (Baril, Laliberté, Guay, & Gosselin, 2010). Les poulies permettent de conserver un rapport de transmission constant tandis que celui des bascules varie en fonction de l'angle du triangle de la bascule.

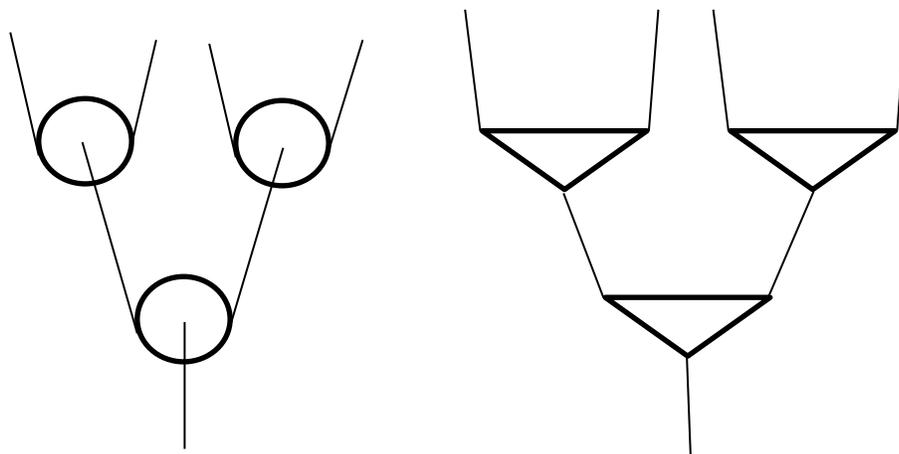


Figure 7-4 : Mécanisme différentiel par poulie ou bascule

La prothèse de main (Figure 7-5) développée par T. Laliberté à l'université de Laval utilise un mécanisme à bascule pour la répartition des efforts entre les doigts et un mécanisme à poulie pour les phalanges.

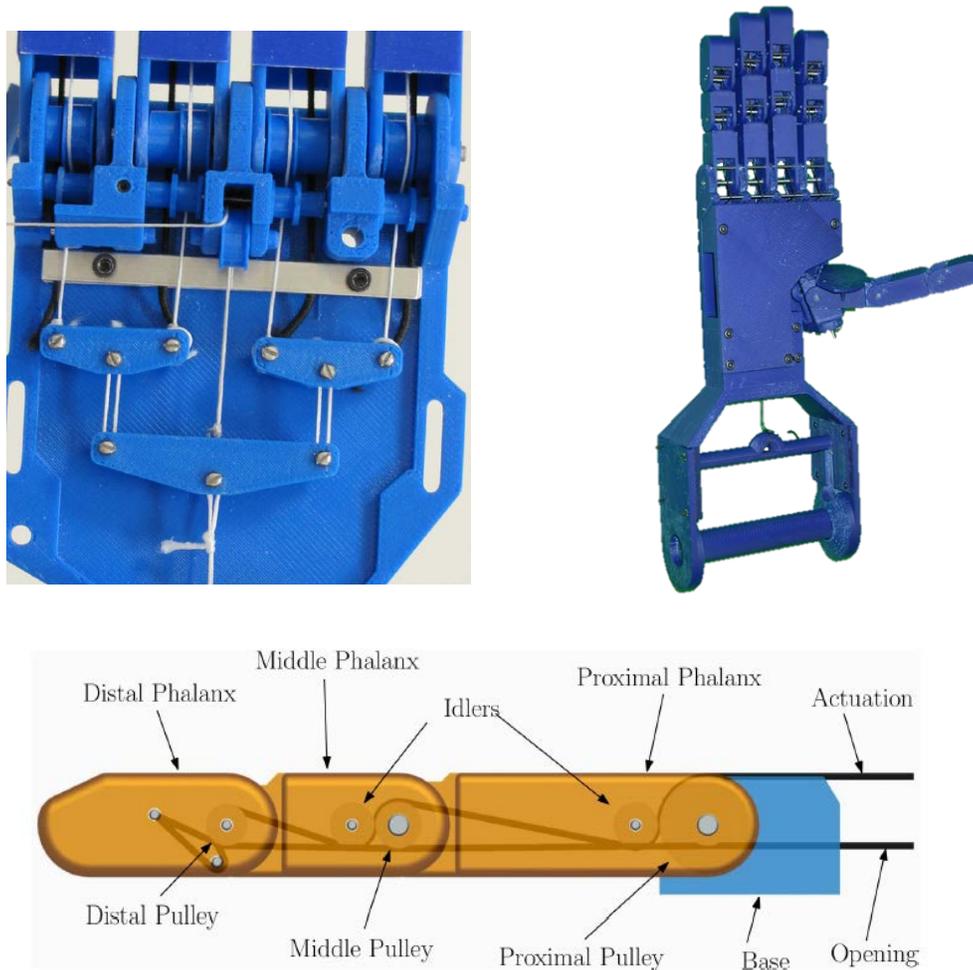


Figure 7-5 : Mécanisme différentiel par poulie pour les phalanges (bas) et par bascule pour les doigts (haut gauche) de la main (haut à droite) tiré de (Laliberté, Baril, Guay, & Gosselin, 2010)

Cette solution est fiable et facile à mettre en œuvre. L'utilisation de câbles permet une grande flexibilité, mais ceux-ci doivent toujours être tendus.

7.1.3 Système hydraulique

Même si l'hydraulique ne peut pas être considérée comme mécanisme solide, la propriété d'un fluide à transmettre une pression permet de créer un système différentiel. Cette approche est très utilisée en robotique molle, mais elle n'a jamais été utilisée dans le cadre d'une prothèse de main adaptative commerciale aux mieux de nos connaissances.

L'hydraulique possède l'avantage de transmettre la puissance de manière souple. Il est donc possible de positionner le moteur loin de l'effecteur sans mécanisme complexe de transmission; il

suffit d'un tube. Dans le cadre de la conception d'une prothèse humérale, étant donné que le mouvement du coude est motorisé, il est avantageux de concentrer le poids (la motorisation) dans la partie proximale pour diminuer l'inertie en rotation du bras.

Un prototype a donc été réalisé dans le cadre du projet pour évaluer la viabilité de la solution. Le prototype est constitué de cinq petits vérins pour l'actionnement des doigts et d'un gros vérin constituant la pompe motrice. Le liquide étant considéré comme incompressible, la force de préhension peut être directement contrôlée par la pompe.

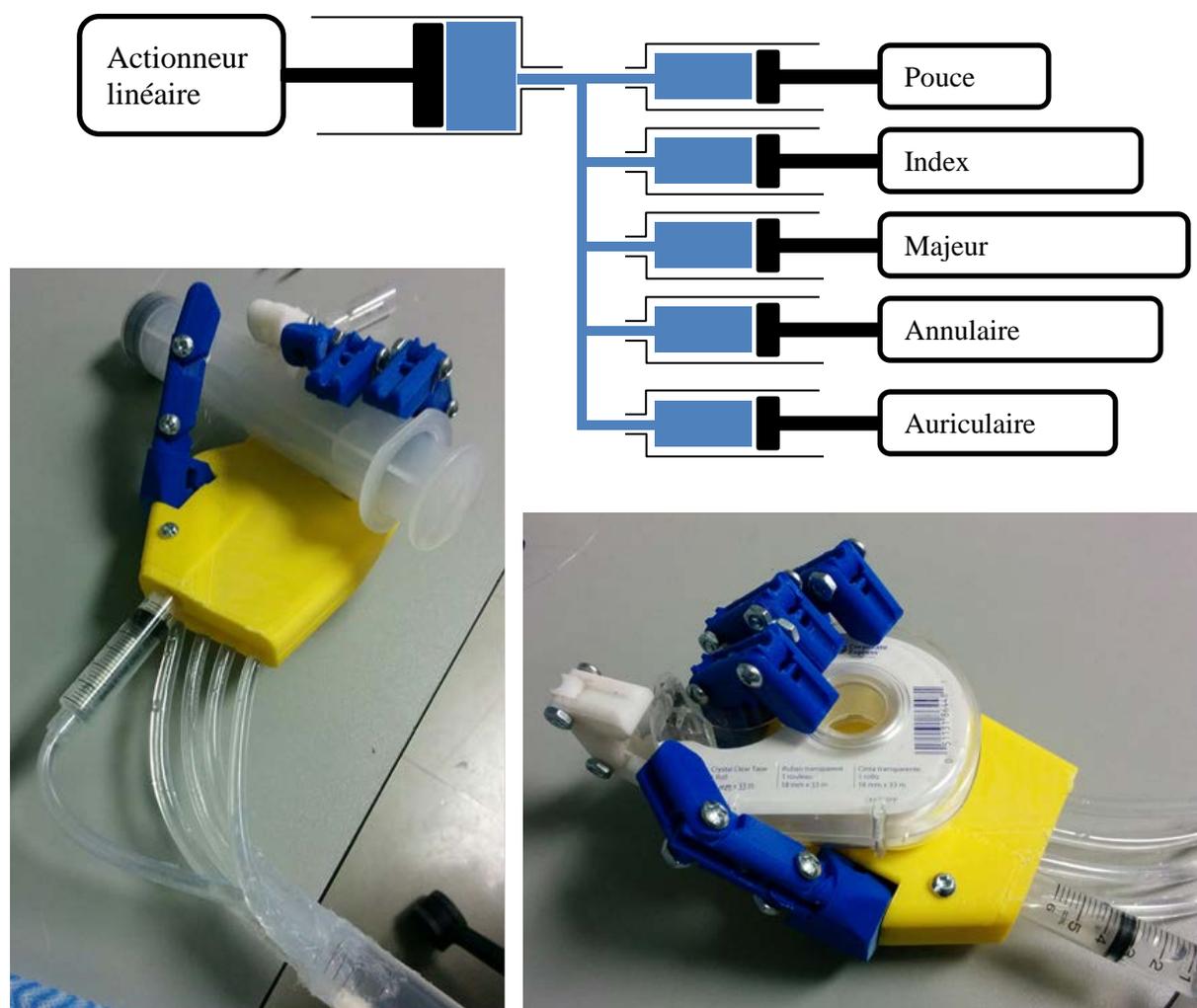


Figure 7-6 : Prototype de main hydraulique adaptative sous-actionnée

Cette solution présente l'avantage de facilement permettre le réglage des rapports de transmission en ajustant les diamètres des vérins. Le pouce, l'index et le majeur peuvent par exemple être plus forts que l'annulaire et l'auriculaire. Il est aussi possible de rendre le système plus compact en utilisant des vérins à section rectangulaire au lieu de circulaire. On peut ainsi libérer du volume dans la main pour y intégrer d'autres composants. Cette compacité nécessite cependant un design sur mesure des vérins.

En ce qui concerne les doigts, (Deimel & Brock, 2016) présente une main anthropomorphe utilisant un mécanisme différentiel pneumatique. Les doigts sont pilotables indépendamment, mais ils s'adaptent à la forme des objets saisis.

7.2 Solution retenue

À la lumière des différentes solutions présentées, il a été choisi d'utiliser un mécanisme différentiel par tendons pour l'actionnement des phalanges et par poulie pour l'actionnement des doigts.

La solution différentielle hydraulique qui a été explorée a permis de mettre en évidence des limitations pratiques rendant son utilisation dans une prothèse difficile. Le frottement du vérin sur le corps permettant l'étanchéité est trop important. Il en résulte un système inefficace dont la motorisation doit être surdimensionnée. Des fuites minimales ont été constatées. Celles-ci ne pénalisent pas le fonctionnement, mais posent un problème de fiabilité au long terme. Il est possible de résoudre ces problèmes en utilisant un système hydraulique sur mesure, mais dont le coût serait beaucoup plus important pour un résultat similaire à la solution choisie.

7.2.1 Doigts

Les doigts suivent aussi une conception biofidèle, ils utilisent le principe de tendons présents dans les doigts humains (Figure 7-7). Pour augmenter la force de préhension, le bras de levier entre le tendon et le pivot de la phalange est important. À l'image de la robotique souple, les articulations des phalanges sont réalisées par l'intermédiaire de silicone. Ces bandes jouent à la fois le rôle de ressort de tension des tendons et de liaison mécanique entre les phalanges.

Les doigts ont été réalisés à partir d'une numérisation de la main. Les butées de fin de course des phalanges ont été calculées pour atteindre une position finale particulière : le pouce et l'index sont

en position « pinch » et les autres doigts fermés sur la paume de la main. La plupart des stratégies de préhension sont alors réalisables.

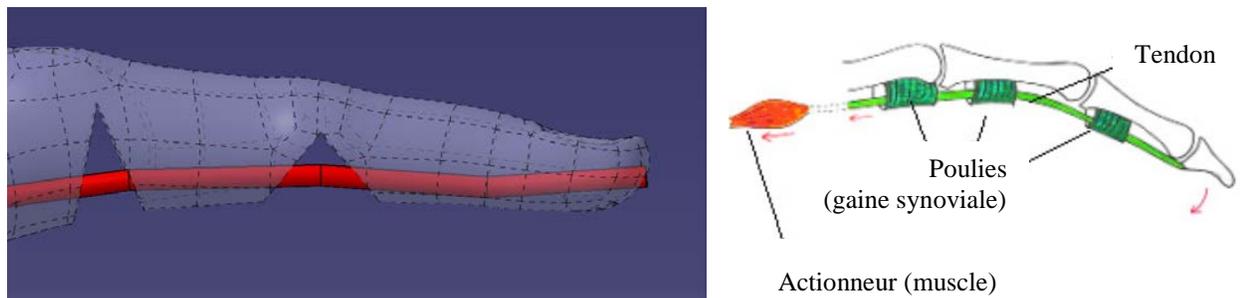


Figure 7-7 : Design biofidèle du doigt

7.2.2 Main

Le mécanisme différentiel de la main est détaillé Figure 7-8. Il est inspiré d'un des mécanismes présentés dans (Baril, Laliberté, Guay, & Gosselin, 2010). Ce système de poulie a la particularité d'être flottant et en boucle fermée. Cette configuration permet de gagner en robustesse par rapport aux erreurs de longueur de câbles.

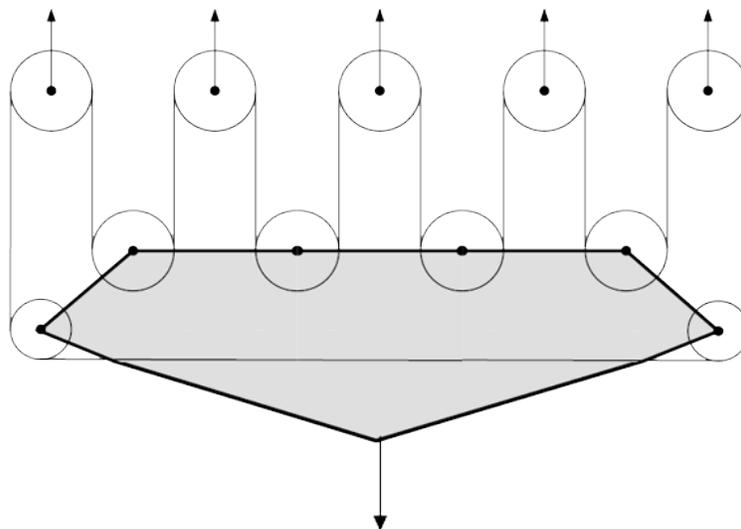


Figure 7-8 : Système flottant de poulie en boucle fermée comme mécanisme différentiel de la main

CHAPITRE 8 : DISCUSSION GÉNÉRALE

Le projet a permis de concevoir et de fabriquer un prototype de prothèse biofidèle pour amputés huméraux (Figure 8-1). Ce bras artificiel est capable d'effectuer les mouvements de flexion-extension, de pronation-supination et de préhension. Il a été conçu pour répondre au mieux aux six critères présentés dans la section 2.4. Les discussions suivantes présentent dans quelle mesure le prototype répond à ces critères.



Figure 8-1 : Prototype de la prothèse issue du projet

8.1 Flexibilité/adaptabilité

La prothèse conçue dans le cadre du projet utilise majoritairement la fabrication additive. Comme le présente le Chapitre 4, le coude a été conçu pour minimiser la distance entre l'axe du coude et la fin de l'emboîture. Tous les niveaux d'amputation humérale sont ainsi admissibles à l'utilisation de la prothèse. L'emboîture est aussi adaptable à toutes les formes de membre résiduel grâce à la flexibilité de la fabrication additive. Le prototype répond donc bien au critère d'adaptabilité. Il est cependant à noter que l'emplacement des électrodes EMG n'a pas été prévu pour l'instant. Il devra être choisi en fonction de l'utilisateur à l'endroit où le signal EMG est le plus important.

8.2 Apparence et esthétique

La volonté d'aboutir à une prothèse dont l'apparence et le mouvement restent naturels est restée présente durant tout le projet. Toutes les pièces ont été réalisées dans l'atelier surfacique GSD (Generative Shape Design) de CATIA¹². Cette stratégie a permis de conserver la continuité entre les surfaces externes de la prothèse comme c'est le cas pour le bras humain.

Au-delà de l'esthétisme qui est un critère subjectif, le bras artificiel adopte les mêmes proportions que le bras humain. Plusieurs pièces comme la main ou l'emboîture ont été conçues sur la base d'une numérisation. La prothèse se rapproche donc autant que possible d'un membre sain et ce sentiment de « naturel » est renforcé par l'utilisation d'un mécanisme de l'avant-bras biofidèle.

La conception biofidèle présentée au Chapitre 5 est la principale innovation présente dans le développement de cette prothèse. Elle représente non pas une amélioration, mais une alternative au choix classique de la conception en robot sériel adopté par toutes les autres. Cette conception permet non seulement de reproduire la structure osseuse, mais elle permet aussi l'adoption d'une enveloppe souple rendant le mouvement de la surface de l'avant-bras continu contrairement aux prothèses classiques dont la surface est rigide et sectionnée.

Le fini de surface est cependant à améliorer, car la fabrication additive laisse apparaître les couches d'impression. Un bain de vapeur d'acétone, un polissage ou une peinture sont envisageables.

Il serait aussi intéressant d'équiper ce prototype d'une peau artificielle pour améliorer le rendu tant dans la texture que dans la couleur.

8.3 Complexité et commande

Le développement de cette prothèse s'est orienté vers une stratégie consistant à diminuer le nombre de mobilités contrôlables pour simplifier la conception de la commande. Seuls les mouvements de flexion extension du coude, de pronation supination de l'avant-bras et de préhension de la main ont été conservés. Cette diminution à 3 du nombre de commandes affecte surtout la main qui ne possède qu'un seul moteur au lieu de 5 ou 6 dans les prothèses avancées. Ce choix s'est fait intelligemment

¹² <https://www.3ds.com/fr/produits-et-services/catia/produits/>

puisque un mécanisme sous actionné de la main permet une préhension adaptative. L'amputé peut donc saisir des objets de forme variée sans se soucier du positionnement de chaque doigt puisque ceux-ci s'adaptent passivement.

Tous les moteurs sont contrôlable par modulation de largeur d'impulsion (PWM) ce qui permet de facilement reprendre le prototype pour des développements futurs tels que la commande EMG.

Pour les raisons spécifiées à la section 6.2, les formes d'os optimisées pour accueillir le processeur n'ont pas pu être utilisées dans ce prototype. Celui-ci est donc situé à l'extérieur.

8.4 Fiabilité

8.4.1 Solidité

La structure de la prothèse adopte différents matériaux. Les pièces les plus sollicitées mécaniquement comme les fixations du moteur du coude, le système de transmission par engrenage les liaisons et les os de l'avant-bras sont en métal. Le reste des pièces structurelles sont fabriquées en ABS pour réduire la masse et le coût global de la prothèse.

La structure du bras est donc capable de subir des contraintes bien supérieures à ces capacités motrices sans briser.

On ne peut malheureusement pas en dire autant de la coque souple de l'avant-bras. Celle-ci a été réalisée en silicone et malgré la présence d'un soutien structurel à mi-longueur, la surface ne semble pas mécaniquement résistante. Ce problème peut être résolu en utilisant un silicone moins souple ou en utilisant un mécanisme de pièces rigides pour la surface de l'avant-bras.

8.4.2 Réparation

La conception a été pensée pour faciliter l'assemblage. La prothèse est complètement démontable et donc réparable. Cette conception est particulièrement adaptée à une utilisation en centre de recherche et développement.

Mis à part les pièces fabriquées par impression 3D, l'ensemble des pièces est issu de deux fournisseurs seulement, McMaster et RobotShop (Tableau 4 en Annexe B). La visserie a été choisie pour utiliser un nombre minimum de vis différentes. La prothèse peut donc facilement être répliquée.

Les tolérances dues à la fabrication additive ont été prises en compte, certaines pièces devant être montées serrées ont cependant subi un traitement post-impression.

8.5 Coût

Sans compter le coût de développement et le matériel de fabrication, les matières premières et les pièces achetées ont coûté \$1 500. Ce prototype se rapproche donc théoriquement des solutions commerciales à plus de \$60 000 mais pour un prix bien plus abordable. En pratique des problèmes subsistent et sont présentés dans la section suivante.

8.6 Limitations et perspectives

8.6.1 Puissance mécanique

A l'essai toutes les mobilités de la prothèse fonctionnent correctement à vide. On remarque cependant que le mouvement de flexion-extension est saccadé. Le moteur est suffisamment puissant, mais il peine à conserver sa position. Ceci peut être expliqué par le caractère réversible du moteur. Celui-ci doit donc fournir un effort pour maintenir la position. On remarque aussi que la vitesse maximum du mouvement est trop importante. La solution serait donc de rajouter un étage de réduction pour exploiter au mieux le moteur en diminuant sa vitesse maximale pour augmenter son couple maximal. Ce dernier étage peut aussi rendre la motorisation irréversible pour économiser de l'énergie quand le coude reste statique. Cette solution nécessite de refaire la conception du coude, mais n'influe pas à priori sur les dimensions de la prothèse.

8.6.2 Test

L'approche biofidèle a été choisie pour améliorer la façon dont l'amputé perçoit sa prothèse. Il est indispensable de réaliser des tests en condition d'utilisation quotidienne pour évaluer la véritable capacité de ce prototype à se détacher des prothèses actuelles. La prothèse n'est pour l'instant pas transférable en phase de test puisque la commande n'est pas encore au point.

8.6.3 Contrôle

Les moteurs de ce prototype sont asservis en position sans tenir compte de la dynamique de la prothèse. Pour assurer un mouvement plus fluide, il serait intéressant de développer un contrôle

par couple pour tenir compte de la dynamique (Geoffroy, Mansard, Raison, Achiche, & Todorov, 2014), des structures flexibles (Achiche, Shlechtingen, Raison, Baron, & Santos, 2016) (Schlechtingen, Achiche, Costa, Raison, & Santos, 2014) et des jeux. Une assistance au contrôle par vision couplé au suivi des yeux du patient peut aussi être envisagée (Leroux, Raison, Adadja, & Achiche, 2015).

8.6.4 Géométrie

Plusieurs améliorations peuvent être apportées à la géométrie. La génération de l'emboîture pourrait être automatisée pour chaque amputé à partir d'une numérisation du membre résiduel de manière à accélérer la conception sur mesure. Les géométries de toutes les pièces pourraient aussi être raffinées (Hernandez, Raison, Baron, & Achiche, 2015).

CHAPITRE 9 : CONCLUSION

Ce mémoire présente la conception et la fabrication d'une prothèse pour amputés huméraux. Cette prothèse devait être adaptable à tous les niveaux d'amputation humérale, avoir une apparence naturelle et faciliter la conception de la commande. Ces objectifs spécifiques ont été atteints dans une certaine mesure. L'utilisation de la fabrication additive associée à la numérisation du membre résiduel de l'amputé permet d'adapter la prothèse à tous les amputés huméraux dont l'amputation se situe à plus de 2,7cm au-dessus du coude. La conception biofidèle de l'avant-bras et le respect des formes du bras humain ont permis d'obtenir une prothèse dont l'apparence et le mouvement sont plus naturels. Un mécanisme imitant la structure parallèle des os de l'avant-bras a été développé et optimisé pour la prothèse. Enfin, l'utilisation de mécanismes sous actionnés adaptatifs a permis de réduire le nombre de mobilités à contrôler pour faciliter la commande sans sacrifier l'efficacité pratique de la prothèse.

La fabrication du prototype issu du projet a permis de confirmer la faisabilité de l'approche biofidèle. Le mécanisme proposé représente une alternative inédite pour le mouvement de pronation et supination des prothèses pour amputés huméraux. De plus, ce projet montre que la fabrication additive est une solution possible pour la fabrication de prothèses sur mesure à un coût moins important que celles disponibles sur le marché.

Le projet présente certaines limitations. Le mécanisme parallèle de pronation supination est plus complexe et moins compact que celui sériel utilisé dans les solutions commerciales. Une phase de test doit être réalisée pour confirmer que l'approche biofidèle permet une meilleure appropriation de la prothèse par l'amputé. Pour pouvoir effectuer cette étude, le prototype doit être amélioré.

La prothèse a été conçue pour être facilement démontée et remontée afin de faciliter les développements futurs. Plusieurs voies d'amélioration sont possibles. Améliorer le contrôle pour compenser les jeux et fluidifier les mouvements ; optimiser la motorisation pour en améliorer les performances (vitesse et couple) ; automatiser la conception de l'emboîture pour chaque amputé.

BIBLIOGRAPHIE

- Achiche, S., Shlechtingen, M., Raison, M., Baron, L., & Santos, I. (2016). Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System Models for Force Prediction of a Mechatronic Flexible Structure. *Journal of Integrated Design & Process Science*, 77-94.
- Atkins, D., Heard, D., & Donovan, W. (1996). Epidemiologic Overview of Individuals with Upper-Limb Loss and Their Reported Research Priorities. *Journal of Prosthetics & Orthotics*.
- Baril, M., Laliberté, T., Guay, F., & Gosselin, C. (2010). Static analysis of single-input/multiple-output tendon-driven underactuated mechanisms for robotic hands. *ASME International Design Engineering Technical Conferences*.
- Beyrouthy, T., Al Kork, S. K., Korbane, J. A., & Abdulmonem, A. (2016). EEG Mind Controlled Smart Prosthetic Arm. *Emerging Technologies and Innovative Business Practices for the Transformation of Societies (EmergiTech)* (pp. 404-409). IEEE International Conference.
- Biddiss, E., Beaton, D., & Chau, T. (2007). Consumer design priorities for upper limb prosthetics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 6(2), 346-357.
- Childress, D. S. (1985). Historical aspect of powered limb prostheses. *Clin Prosthet Orthot*, 2-13.
- Cipriani, C., Zaccone, F., Micera, S., & Carrozza, M. (2008). On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: analysis of user-prosthesis interaction. *IEEE Transactions on Robotics*, 1(24), 170-184.
- Clement, R. G., Bugler, K. E., & Oliver, C. W. (2011). Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. *The surgeon*, 336-340.
- Cordella, F., Ciancio, A. L., Sacchetti, R., & Guglielmelli, E. (2016). Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. *Frontiers in Neuroscience*.
- Dal Maso, F., Blache, Y., Raison, M., Lundberg, A., & Begon, M. (2016). Glenohumeral joint kinematics measured by intracortical pins, reflective markers, and computed tomography: a novel technique to assess acromiohumeral distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4-11.
- DARPAtv. (2017, juillet 3). *DARPAtv*. Récupéré sur <https://www.youtube.com/watch?v=Zg-FH1Gn2Ls>

- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 1223-1230.
- Deimel, R., & Brock, O. (2016). A novel type of compliant and underactuated robotic hand for dexterous grasping. *The International Journal of Robotics Research*, 161-185.
- Domalain, M., Vigouroux, L., & Berton, É. (2008). Modélisation biomécanique de la main: influence des caractéristiques de l'objet sur la distribution des tensions des tendons lors d'une tâche de préhension. *Staps*, 7-22.
- Feix, T., Pawlik, R., Schmiedmayer, H. B., Romero, J., & Kragic, D. (2009). A comprehensive grasp taxonomy. In *Robotics, science and systems: workshop on understanding the human hand for advancing robotic manipulation*, Vol. 2, No. 2.3, pp. 2-3.
- Fougner, A., Stavadahl, Ø., Kyberd, P. J., Losier, Y. G., & Parker, P. A. (2012). Control of upper limb prostheses: terminology and proportional myoelectric control - a review. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 663-677.
- Frontera, W. R., & Silver, J. K. (2004). Fondamenti di medicina fisica e riabilitativa. *Verduci editore*.
- Gaudet, G., Raison, M., & Achiche, S. (2017). Classification of Upper Limb Phantom Movements in Transhumeral Amputees Using Electromyographic and Kinematic Features. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*.
- Gaudet, G., Raison, M., Ménard, C., Lastère, C., & Achiche, S. (2017). Appareillage prothétique par impression 3D pour clientèle avec amputation partielle de la main. *2e Journée scientifique et clinique en réadaptation pédiatrique de l'URCA*. Montréal, Canada.
- Geoffroy, P., Mansard, N., Raison, M., Achiche, S., & Todorov, E. (2014). From inverse kinematics to optimal control. *the advances in robot kinematics*, (pp. 409-418).
- González, D. S., & Castellini, C. (2013). A realistic implementation of ultrasound imaging as a human-machine interface for upper-limb amputees. *Frontiers in neurorobotics*.
- Haering, D., Raison, M., & Begon, M. (2014). Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of biomechanical engineering*.

- Haidar, A. (2017, 2 2). *Ottobock DynamicArm & BeBionic Hand*. Récupéré sur LinkedIn: <https://www.linkedin.com/pulse/ottobock-dynamicarm-bebionic-hand-abdo-haidar>
- Hernandez, S., Raison, M., Baron, L., & Achiche, S. (2015). Refinement of exoskeleton design using multibody modeling : An overview. *CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics Symposium*.
- Hernandez, S., Raison, M., Torres, A., Gaudet, G., & Achiche, S. (2014). From on-body sensors to in-body data for health monitoring and medical robotics : a survey. *Global Information Infrastructure and Networking Symposium*.
- Herr, H., Whiteley, G., & Childress, D. (2003). *Cyborg Technology--Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology*. Dans S. Press (Éd.). Bellingham, Washington.
- Hopkins, J. (2016, 1 12). *APL's Modular Prosthetic Limb Reaches New Levels of Operability*. Récupéré sur Johns Hopkins Applied Physics Laboratory: <http://www.jhuapl.edu/newscenter/pressreleases/2016/160112.asp>
- Jang, C. H., Yang, H. S., Yang, H. E., Lee, S., & Kwon, J. (2011). A Survey on Activities of Daily Living and Occupations of Upper Extremity Amputees. *Ann Rehabil Med*, 907-921.
- Jarrassé, N., Nicol, C., Touillet, A., Richer, F., & de Graaf, J. B. (2017). Classification of Phantom Finger, Hand, Wrist, and Elbow Voluntary Gestures in Transhumeral Amputees With sEMG. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 71-80.
- Johannes, M. S., Bigelow, J. D., Burck, J. M., Harshbarger, S. D., & Van Doren, T. (2011). An overview of the developmental process for the modular prosthetic limb. *Johns Hopkins APL Technical Digest*, 207-216.
- Kamakura, N., Matsuo, M., Ishii, H., Mitsuboshi, F., & Miura, Y. (1980). Patterns of static prehension in normal hands. *American Journal of Occupational Therapy*, 437-445.
- Kapandji, A. I. (2005). *Anatomie fonctionnelle : Membre supérieur*. 6e éd. Paris. France: Maloine.
- Kapandji, I. (1982). *The Physiology of the Joints Volume 1 The Upper-Limb*. (éd. The Anatomy Colouring Book 2nd Edition). Churchill Livingstone, London: Harper Collins.
- Kawabuchi, I. (2007). A designing of humanoid robot hands in endo skeleton and exoskeleton styles. *InTech*.

- Krishna, L. (2015, 6 26). *Mind Controlled Robotic Arm*. Récupéré sur Instructable: <http://www.instructables.com/id/Mind-Controlled-Robotic-Arm/>
- Kyberd, P. J., Wartenberg, C., Sandsjo, S., Gow, D., & Sperling, L. (2007). Survey of upper-extremity prosthesis users in Sweden and the United Kingdom. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 55-62.
- Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., & Begon, M. (2015). Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, 33(4), 413-438.
- Laliberté, T., Baril, M., Guay, F., & Gosselin, C. (2010). Towards the design of a prosthetic underactuated hand. *Mechanical Sciences*, 16-26.
- LeBlanc, M. (2008). "Give Hope - Give a Hand" - The LN-4 prosthetic hand. *MSME, CP*.
- Leroux, M., Achiche, S., & Raison, M. (2017). Design guidelines for shoulder design of an anthropomorphic robotic ARM. *21st International Conference on Engineering Design (ICED 2017)*.
- Leroux, M., Raison, M., Adadja, T., & Achiche, S. (2015). Combination of eyetracking and computer vision for robotics control. *IEEE Conference on Technologies for Practical Robot Applications*. Woburn, MA, United states.
- McFarlane, B. (2010). Notes on Anatomy and Physiology: The Elbow-Forearm Complex.
- McGimpsey, G., & Bradford, T. C. (2008). *Limb prosthetics services and devices, Critical Unmet Need: Market Analysis*. Bioengineering Institute Center for Neuroprosthetics Worcester Polytechnic Institution.
- Mohebbi, A., Achiche, S., & Baron, L. (2014). Mechatronic multicriteria profile (MMP) for conceptual design of a robotic visual servoing system. *ASME 2014 12th Biennial Conf on Eng Systems Design and Analysis*.
- Mohebbi, A., Baron, L., Achiche, S., & Birglen, L. (2014). Trends in concurrent, multi-criteria and optimal design of mechatronic systems: A review. *international conference on innovative design and manufacturing* (pp. 88-93). Montréal QC: IEEE.

- Nasser, S., Rincon, D., & Rodriguez, M. (2006). Design of an anthropomorphic underactuated hand prosthesis with passive-adaptive grasping capabilities. *Conference on Recent Advances in Robotics and Robot Showcase*, (pp. 25-26).
- Otto, I., Kon, M., Schuurman, A., & van Minnen, L. (2015). Replantation versus Prosthetic Fitting in Traumatic Arm Amputations: A Systematic Review. *PloS one*, *10*(9).
- Peerdeman, B., Boere, D., Witteveen, H. J., Hermens, H. J., & Misra, S. (2011). Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective. *Journal of rehabilitation research and development*, *48*(6), 719-738.
- Plettenburg, D. H. (1998). Basic requirements for upper extremity prostheses: the WILMER approach. *20th Annual International Conference of the IEEE*, (pp. 2276-2281).
- PyramidHealth. (2017, mars 12). *pyramidhealth.co.uk*. Récupéré sur <https://www.youtube.com/watch?v=Ed4Gwp8xPH8>
- Raison, M., Detrembleur, C., Fisette, P., & Samin, J. C. (2011). Assessment of antagonistic muscle forces during forearm flexion/extension. *Multibody Dynamics*, 215-238.
- Roboarm. (2015, 6 24). *Unlimited Tomorrow*. Récupéré sur <http://theroboarm.com/index.html>
- Schlechtingen, M., Achiche, S., Costa, T., Raison, M., & Santos, I. (2014). Using data mining approaches for force prediction of a dynamically loaded flexible structure. *12th Biennial conference on engineering systems design and analysis*. Copenhagen.
- Scott, R. N., & Parker, P. A. (1988). Myoelectric prostheses: state of the art. *Journal of medical engineering & technology*, 143-151.
- Ten Kate, J., Smit, G., & Breedveld, P. (2017). 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*.
- Torry-Smith, J. M., Qamar, A., Achiche, S., Wikander, J., & During, C. (2011). Mechatronic design—still a considerable challenge. *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference* (pp. 33-44). Washington DC USA: ASME 2011.
- Torry-Smith, J. M., Qamar, A., Achiche, S., Wikander, J., & During, C. (2013). Challenges in designing mechatronic systems. *Journal of Mechanical Design*.

- UCFArmory. (2014, 7 29). *Limbitless Arm*. Récupéré sur Thingiverse: <https://www.thingiverse.com/thing:408641>
- Winger, M., Kim, N.-H., & Craelius, W. (2008). Pressure signature of forearm as predictor of grip force. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 883-892.
- Wodlinger, B. D., Tyler-Kabara, E. C., Schwartz, A. B., Boninger, M. L., & Collinger, J. L. (2015). en-dimensional anthropomorphic arm control in a human brain-machine interface: difficulties, solutions, and limitations. *J. Neural Eng.*
- Zizoua, C., Raison, M., Boukhenou, S., Attari, M., & Achiche, S. (2017). Development of a Bracelet With Strain-Gauge Matrix for Movement Intention Identification in Traumatic Amputees. *IEEE Sensors Journal*, 2464-2471.

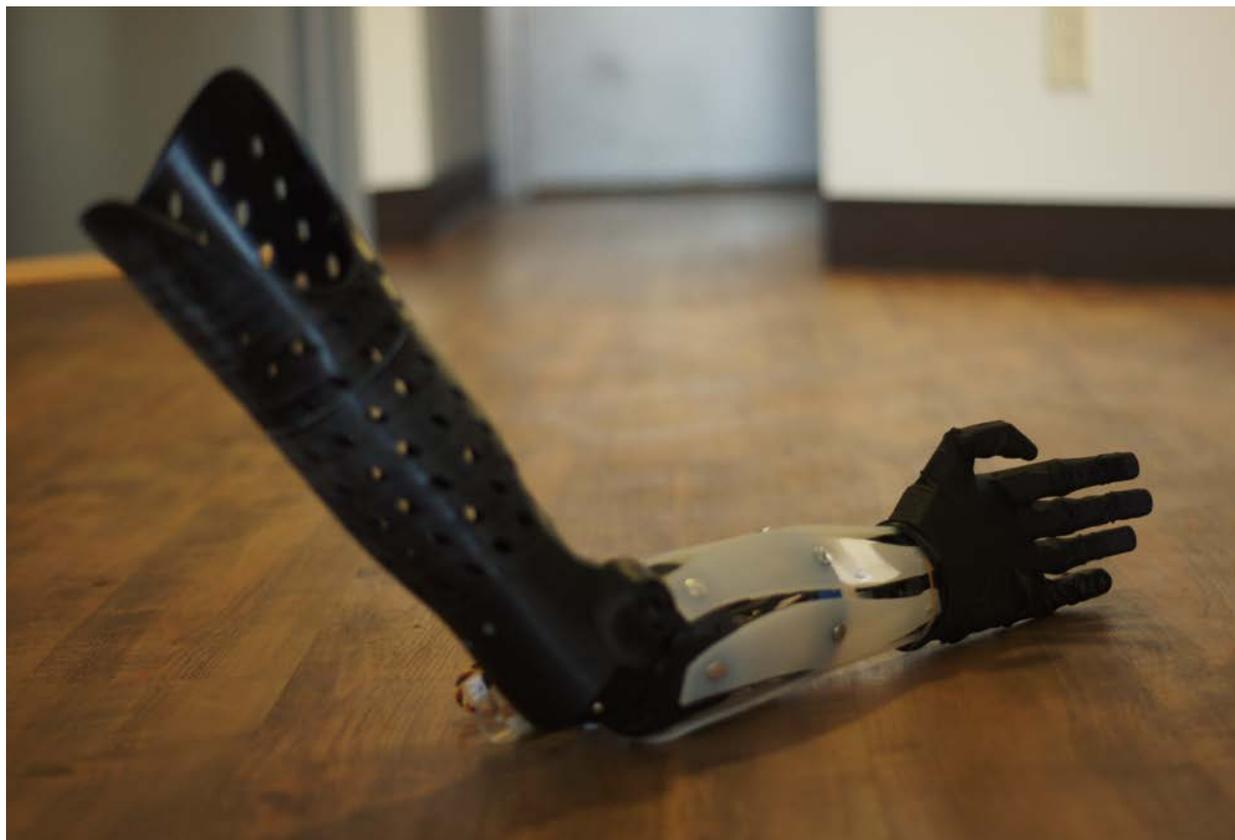
ANNEXE A : ILLUSTRATION DU PROTOTYPE DE PROTHÈSE

Figure A1-1 : Prothèse entière



Figure A1-2 : Emboîture (à gauche) ; avant-bras et main avec et sans enveloppe (respectivement au centre et à droite)



Figure A1-3 : Assemblage de la structure de l'avant-bras.

À gauche : structure entière ; à droite : support de l'enveloppe (haut), motorisation de la PS (milieu) et motorisation du coude (bas).

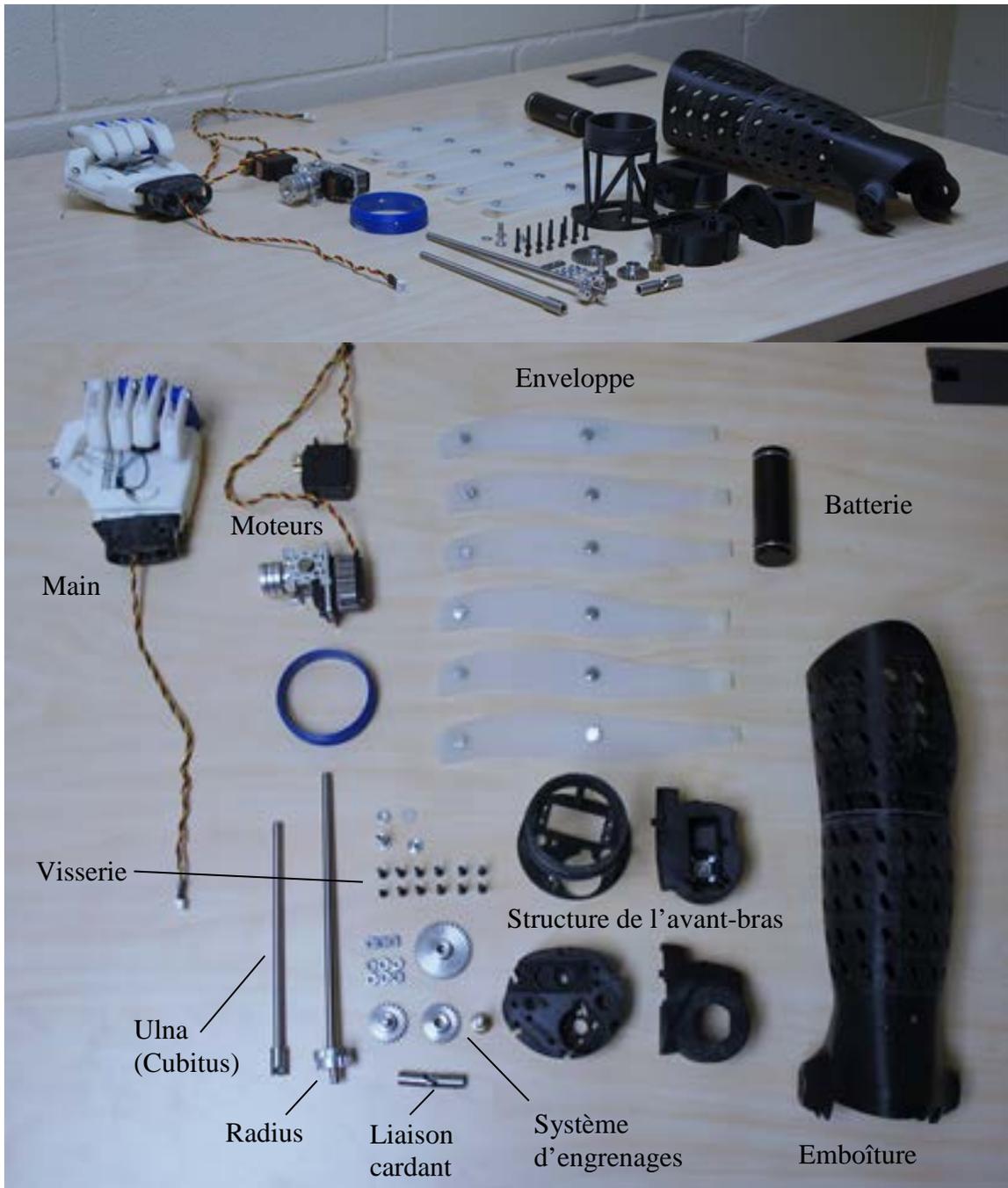


Figure A1-4 : Prothèse démontée

ANNEXE B : LISTE DES PIÈCES UTILISÉES

Tableau 4 : Liste des pièces d'assemblage achetées

Partie	Sous-partie	Pièce	Lien
Coude	Motorisation	Cage moteur	http://www.robotshop.com/ca/en/load-bearing-servo-block-hitec.html
		Moteur Hitec HS-7950TH	http://www.robotshop.com/ca/en/hs-7950th-ultra-torque-coreless-titanium-gear-servo.html
	Limiteur de couple	Roulement	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-swivel-hub-0770.html
		Anneau caoutchouc	https://www.mcmaster.com/#9452K184
	Roulement coude	Roulement	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-swivel-hub-0770.html
Pronation supination	Système d'engrenage	Sortie de servo 16T	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-16t-metal-servo-gear-hitec.html
		1/4" 16T	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-16t-gearmotor-pinion-gear-0250.html
		1/4" 36T24P	https://www.mcmaster.com/#6832k64/=16cnm9g
		1/4" 24T24P	https://www.mcmaster.com/#6832k62/=16fyfqs
		D tube link 1"x1/4"	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-1x1-4-precision-d-shaft.html
	Motorisation	Moteur Hitec HS-645MG	http://www.robotshop.com/ca/en/hitec-hs645mg-servo-motor.html
	Mécanisme	Roulement liaison R1	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-dual-ball-bearing-hub.html
		Liaison U4	https://www.mcmaster.com/#60075k77/=17a6h1a
		Tube radius	https://www.mcmaster.com/#8017T7
		Tube cubitus	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-12x1-4-precision-d-shaft.html
main	Motorisation	Moteur Hitec HS-5585MH	http://www.robotshop.com/ca/en/hitec-hs-5585mh-servo-motor.html
	Mécanisme	ball joint S2	https://www.mcmaster.com/#60645k78/=17a9g5h
		vis 5-40 ball	https://www.mcmaster.com/#91251a128/=17a8t3k
		Pivot R3	http://www.robotshop.com/ca/en/actobotics-set-screw-shaft-couplers-14-14.html
		Axe pivot R3	https://www.mcmaster.com/#95519a625/=17a8xip
Visserie	Visserie 6-32	Courte	https://www.mcmaster.com/#91864a085/=17a5rh8
		Moyenne	http://www.robotshop.com/ca/en/38-6-32-socket-head-machine-screw-25pk.html
		Longue	https://www.mcmaster.com/#91864a085/=17a5rh8
		Servoblock/limiteur de couple	https://www.mcmaster.com/#94355a221/=17a5vq0
Autres composants	Batterie		https://www.amazon.ca/AUKEY-5000mAh-Portable-Charger-Samsung/dp/B01AXUFG1O/ref=sr_1_15?s=electronics&ie=UTF8&qid=1486588661&sr=1-15&keywords=external+battery