

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

الشعبية

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



## **MEMOIRE**

Présenté pour l'obtention du **diplôme de MASTER**

**En :** (Génie Bio Médicale)

**Spécialité :** (Instrumentation Biomédicale)

**Par :** (Kromba Ibrahim)

**Sujet**

***LE BRAS BIONIQUE***

Soutenu publiquement, le / / , devant le jury composé de :

Mr Bereksi Reguig Fethi    Professeur  
Mr Hamza Cherif Lotfi    MCCA  
Mr Taouli Sid Ahmed    MCCB

Directeur de mémoire  
Examineur 1  
Examineur 2

# remerciements

## **AU NOM DU DIEU CLÉMENT ET MISÉRICORDIEUX**

La première personne que je tiens à remercier est notre encadrant Mr « Bereksi Reguig Fethi » pour l'orientation, la confiance, la patience, qui ont constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port.

Qu'il trouve dans ce travail un hommage vivant à sa haute personnalité.

Mes remerciements s'étendent également à Mr « Hamza cherif » et Mr « Taouli » pour leurs bonnes explications qui m'ont éclairé le chemin de la recherche pour l'accomplissement de ce modeste travail.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à tous les professeurs qui nous ont enseigné et qui par leurs compétences m'ont soutenu dans la poursuite de mes études.

Enfin je remercie toute ma famille et mes amis pour leurs prières et leurs encouragements et tout le fun durant ces dernières années.

# DEDICACES

Je dédie principalement et au premier lieu ce travail à *ma mère.*

Ensuite je le dédie à tous les gens qui m'ont inspiré pour suivre ce chemin avec leur courage, bonté, grand cœur malgré le déséquilibre vitale auquel ils sont toujours affrontés.

# table des figures

Num	chapitre	paragraphe	Titre	page
01	01	01	<i>prothèse passive</i>	11
02	01	01	<i>prothèse mécanique</i>	11
03	01	01	<i>prothèse myoélectrique</i>	11
04	01	01	<i>interface cerveau direct</i>	11
05	02	02	<i>Os majeurs dans la main humaine</i>	14
06	02	02	<i>Degré de liberté en un seul point (ben nelson 2013)</i>	15
07	02	02	<i>représentation des degrés de liberté dans la main humaine</i>	15
08	02	03	<i>images cinématiques commerciales (haut) modèles cinématiques du mécanisme d'accouplement des articulations des doigts (bas)</i>	16
09	02	03	<i>différents arrangements de flexion de la main humaine – non réalisable avec les prothèses modernes</i>	16
10	02	03	<i>différents fonctionnements de la main be-bionique 3</i>	17
11	02	03	<i>Pouce de position opposée ou non opposée de la be-bionique 3</i>	18
12	02	03	<i>Exemples d'amputations adaptées à la main iLimb</i>	19
13	02	03	<i>Main anthropomorphe de tendon artificiel</i>	20
14	02	03	<i>ressorts intégrés (courtoisie de l'université vanderbilt)</i>	20
15	02	03	<i>Ressort linéaire de plai fermée</i>	20
16	02	03	<i>Design 3D des ressorts intégrés</i>	20
17	02	03	<i>Main d'ombre dextre (shadow robotics)</i>	21
18	02	03	<i>Réseaux de tendons intraveineux</i>	21
19	02	03	<i>Représentation de la conformité conjointe</i>	22
20	02	03	<i>Module de doigt de haut degré de liberté</i>	22
21	02	03	<i>Main intrinsèque utilisée par un amputé</i>	22
22	02	03	<i>Contractions des tendons en chauffant des ressorts par un courant électrique</i>	23
23	02	06	<i>Résultat du QCM a propos des bras prothétiques myoélectriques aux utilisateurs de ces premiers</i>	25
24	03	01.1	<i>l'assemblage des composants mécaniques</i>	28
25	03	01.1	<i>Calculs approximatifs pour rotation du poignet</i>	28
26	03	01.3	<i>Passage des tendons sur l'index artificiel</i>	29
27	03	01.3	<i>Pouce artificiel</i>	29
28	03	01.3	<i>Paume artificielle</i>	30
29	03	01.3	<i>Mécanisme de rotation du poignet</i>	30
30	03	01.3	<i>Système de fonctionnement du tendon</i>	31
31	03	01.3	<i>L'entraînement du tendon artificiel</i>	31
32	03	01.3	<i>Vue d'ensemble pour l'assemblage de l'avant bras</i>	32
33	03	01.3	<i>Rotation des engrenages du coude et vue d'ensemble de l'assemblage de ce dernier</i>	33
34	03	01.3	<i>vue générale du coude</i>	33
35	03	01.4	<i>la force du petit et grand engrenage associé du coude</i>	34
36	03	01.4	<i>représentation des forces appliquées du doigt</i>	34
37	03	01.4	<i>représentation de force au mouvement</i>	35
38	03	01.4	<i>calculs de vitesse d'actionnement des doigts</i>	35
39	03	01.5	<i>l'impression d'un composant sur une imprimante 3D</i>	36
40	03	01.5	<i>modèle .STL de la paume pour impression 3D sur le logiciel</i>	36

			<i>du design</i>	
41	03	02	<i>Diagramme du passage du signal</i>	37
42	03	02.1	<i>servomoteur tower pro mg996r</i>	37
43	03	02.2	<i>Carte arduino UNO</i>	37
44	03	02.4	<i>kit de détection du signal EMG et le signal de sortie</i>	38
45	03		<i>Pile 9V rechargeable de lithium polymère</i>	39
46	03	02.6	<i>Schéma électrique de l'installation du bras bionique</i>	39
47	03		<i>Circuit de commande Bluetooth</i>	40
48	03		<i>Prototype de control arduino</i>	40
49	03	03.2	<i>les signaux envoyés aux servomoteurs</i>	41
50	03	03.5	<i>fonctionnement du programme 'la partie rouge indique l'intégration du module humain</i>	43
51	04		<i>bras bionique conçu a la totalité</i>	44
52	04		<i>La portée du bras prothétique</i>	45
53	04		<i>Attraper par le bras prothétique</i>	45
54	04		<i>Soulèvement par le bras prothétique</i>	45
55	04	05	<i>contrôle EMG de base 'cobaye utilisé est mon oncle'</i>	47
56	04	05	<i>Échantillonnage de 100 ms</i>	47
57	04	05	<i>Signaux EMG bruyants</i>	48
58	04	05	<i>signal EMG (noir) avec ADC échantillonnage (bleu) dans deux périodes différentes</i>	48
59	04	05	<i>variation d'intensité du signal EMG</i>	48
60	04	10	<i>position du projet / aux prothèses commerciales selon le poids et la force</i>	50
61	05	01	<i>un model de carte arduino</i>	55
62	05	01	<i>répartition de la carte arduino UNO</i>	56
63	05	01	<i>Schéma bloc du microcontrôleur ' cours 3<sup>eme</sup> année</i>	56
64	05	01.1	<i>schéma électrique de l'arduino UNO</i>	57
65	05	01.2	<i>types de programmation arduino</i>	57
66			<i>Vue éclatée de l'assemblage mécanique</i>	78

# table des tableaux

<i>Num</i>	<i>chapitre</i>	<i>paragraphe</i>	<i>Titre</i>	<i>page</i>
01	04	01	<i>spécification du système</i>	44
02	04	06	<i>Cout totale de réalisation</i>	49
03	04	11	<i>Comparaison des performances</i>	51

# SOMMAIRE

<b>Remerciements</b> .....	2
<b>Dédicaces</b> .....	3
<b>Table des figures</b> .....	4
<b>Table des tableaux</b> .....	5
<b>Résumé</b> .....	9
Chapitre 1.0 Introduction .....	10
1.1 Types Prothèses.....	11
1.2 Le problème.....	12
1.3 Solutions plausibles.....	13
1.4 Méthode d'attaque.....	13
Chapitre 2 - Analyse documentaire.....	14
2.1 Armes prothétiques modernes.....	14
2.2 La main humaine.....	14
2.3 Capacités des mains prothétiques.....	16
• Le Be-bionique.....	17
• I Limb.....	19
• Shadow Hand.....	21
• APL Hand.....	22
• Actionnement de la mémoire de forme.....	23
2.4 Connexion au corps.....	24
2.5 Contrôle de l'utilisateur.....	24
2.6 Commentaires sensoriels.....	25
Chapitre 3 - Conception et fabrication.....	27
3.1 Conception mécanique.....	27
3.1.1 Premières idées et dessins conceptuels.....	27
3.1.2 Ergonomie.....	28
3.1.3 Conception assistée par ordinateur.....	29
• Doigts.....	29
• Le pouce.....	29
• Palm.....	30
• Poignet.....	30
• Système d'entraînement.....	31
• Modularité.....	31
• Avant-bras.....	32
• Coude.....	33

3.1.4	Calculs mécaniques.....	34
•	Coude de coude requis.....	34
•	Force dans les doigts.....	34
•	Vitesse d'actionnement des doigts.....	35
3.1.5	Fabrication et assemblage.....	36
<b>3.2</b>	<b>Conception électrique.....</b>	<b>37</b>
3.2.1	Actionnement.....	37
3.2.2	Microprocesseur.....	37
3.2.3	Régulateurs de tension.....	38
3.2.4	Détection d'électromyographie.....	38
3.2.5	Alimentation.....	38
3.2.6	Conception de circuits.....	39
3.2.7	Prototypage.....	40
<b>3.3</b>	<b>Implémentation du programme.....</b>	<b>40</b>
3.3.1	Programmation.....	40
3.3.2	Signaux servo.....	41
3.3.3	Contrôle EMG.....	42
3.3.4	Rétroaction du capteur.....	42
3.3.5	Flux de programme.....	43
	Chapitre 4 – tests et discussion des résultats.....	44
<b>4.1</b>	<b>spécification du système.....</b>	<b>44</b>
<b>4.2</b>	<b>préhensions réalisables.....</b>	<b>45</b>
<b>4.3</b>	<b>qualité des composants.....</b>	<b>45</b>
<b>4.4</b>	<b>actionnement.....</b>	<b>46</b>
4.4.1	Fluidité.....	46
4.4.2	Force.....	46
<b>4.5</b>	<b>control.....</b>	<b>47</b>
<b>4.6</b>	<b>cout.....</b>	<b>49</b>
<b>4.7</b>	<b>Vie de la batterie.....</b>	<b>49</b>
<b>4.8</b>	<b>Qualité globale du système.....</b>	<b>49</b>
<b>4.9</b>	<b>Poids.....</b>	<b>50</b>
<b>4.10</b>	<b>Robustesse/ Résistance mécanique.....</b>	<b>50</b>
<b>4.11</b>	<b>Comparaison des performances.....</b>	<b>51</b>
<b>4.12</b>	<b>Objets saisissants.....</b>	<b>52</b>
<b>4.13</b>	<b>Actionnement et complexité.....</b>	<b>52</b>
<b>4.14</b>	<b>Fiabilité.....</b>	<b>52</b>
<b>4.15</b>	<b>control de l'utilisateur.....</b>	<b>53</b>
<b>4.16</b>	<b>Améliorations.....</b>	<b>53</b>
4.16.1	conceptions mécaniques et fabrication.....	53
4.16.2	capteurs de pression.....	53
4.16.3	contrôleurs PCB.....	54
4.16.4	Algorithmes EMG avancés et traitement.....	54

Chapitre 5 – Programmation.....	55
<b>5.1 Carte Arduino .....</b>	<b>55</b>
5.1 Arduino UNO.....	55
5.1.1 Schéma de carte arduino.....	57
5.1.2 programme arduino .....	57
<b>5.2 Les Programmes.....</b>	<b>59</b>
5.2.1 Programme principale EMG .....	59
5.2.2 Programme DATA .....	60
5.2.3 Script EMG arduino.....	60
5.2.4 Programme de contrôle .....	62
5.2.5 Programmes Divers .....	69
Chapitre 6 – CONCLUSION.....	72
REFERENCES.....	73
ANNEXE.....	76
ASSEMBLAGE MECANIQUE.....	78



## Résumé :

Le projet de fin d'étude concerne le développement et la réalisation d'un bras prothétique myoélectrique. Il est prévu que le bras soit actionné électroniquement et contrôlé par un utilisateur fléchissant ses muscles. Un tel bras peut être utilisé par un amputé ou une personne née sans membre. Ce type de technologie existe bien qu'il soit coûteux et généralement pas disponible pour les gens dans les pays en développement.

La croissance rapide et l'avancement de l'industrie de l'impression 3D permet aux individus de devenir des fabricants à petite échelle. Les progrès récents montrent que les bras prothétiques imprimés en 3D sont attachés aux victimes de la guerre dans toute l'Afrique du Nord. De tels dispositifs sont purement mécaniques et significativement moins complexes que les dispositifs myoélectriques. Néanmoins, nous pouvons constater que les dispositifs imprimés en 3D ont le potentiel d'avoir un impact positif sur la vie des gens. L'impression 3D a ses limites, mais la croissance et le développement sur le terrain ne mèneront qu'à des améliorations au fil du temps. Ce sujet de mémoire couvre un large éventail de disciplines d'ingénierie. La racine du système est une conception mécanique innovante pour un bras prothétique imprimé en 3D. Des actionneurs et des circuits électroniques sont réalisés pour le contrôle du dispositif. Nous espérons que ce travail sera utile à un public diversifié.

## Abstract :

The final project concerns the development and realization of a myoelectric prosthetic arm. The arm is intended to be operated electronically and controlled by a user flexing his muscles. Such an arm can be used by an amputee or a person born without a limb. This type of technology exists although it is expensive and generally not available to people in developing countries.

The rapid growth and advancement of the 3D printing industry allows individuals to become small scale manufacturers. Recent advances show that 3D printed prosthetic arms are attached to war victims throughout North Africa. Such devices are purely mechanical and significantly less complex than myoelectric devices. Nevertheless, we can see that 3D printed devices have the potential to have a positive impact on people's lives. 3D printing has its limitations, but growth and development in the field will only lead to improvements over time.

This subject of memory covers a wide range of engineering disciplines. The root of the system is an innovative mechanical design for a 3D printed prosthetic arm. Actuators and electronic circuits are made for the control of the device. We hope this work will be useful to a diverse audience

## المخلص

المشروع النهائي يتعلق بتطوير وتحقيق ذراع اصطناعي كهروضوئي. المقصود من الذراع أن يتم تشغيله إلكترونياً والتحكم فيه بواسطة مستخدم يقوم باستعراض عضلاته. يمكن استخدام هذا الذراع من قبل مبتوري الأطراف أو الشخص المولود بدون طرف. هذا النوع من التكنولوجيا موجود بالرغم من كونه مكلفاً وغير متاح عموماً للناس في البلدان النامية. يسمح النمو السريع والتقدم في صناعة الطباعة ثلاثية الأبعاد للأفراد بأن يصبحوا صانعي نطاق صغير. وتبين التطورات الحديثة أن الأسلحة الاصطناعية المطبوعة ثلاثية الأبعاد مرتبطة بضحايا الحرب في جميع أنحاء شمال أفريقيا. مثل هذه الأجهزة هي ميكانيكية بحتة وأقل تعقيداً بشكل ملحوظ من الأجهزة الكهروضوئية. ومع ذلك ، يمكننا أن نرى أن الأجهزة المطبوعة ثلاثية الأبعاد لديها القدرة على أن يكون لها تأثير إيجابي على حياة الناس. الطباعة ثلاثية الأبعاد لها حدودها ، ولكن النمو والتنمية في هذا المجال لن يؤدي إلا إلى تحسينات بمرور الوقت. هذا الموضوع من الذاكرة يغطي مجموعة واسعة من التخصصات الهندسية. جذر النظام هو التصميم الميكانيكي المبتكر للذراع الاصطناعية ثلاثية الأبعاد المطبوعة. يتم إجراء المحركات والدوائر الإلكترونية للتحكم في الجهاز. نأمل أن يكون هذا العمل مفيداً لجمهور متنوع

## CHAPITRE01- Introduction

On pourrait faire valoir que la possession la plus précieuse pour tout être humain est son corps. Remplacer un membre humain manquant, en particulier une main, est une tâche difficile qui permet d'apprécier vraiment la complexité du corps humain. Pendant des siècles, les innovateurs ont essayé de remplacer les membres perdus par des dispositifs artificiels. Plusieurs prothèses ont été découvertes dans anciennes civilisations du monde entier, démontrant les progrès continus de la technologie prothétique.

Jusqu'à récemment, la conception des membres prothétiques a progressé relativement lentement. Les premières innovations telles que la jambe en bois peuvent être considérées comme de simples dispositifs prothétiques. L'histoire montre que pendant longtemps les prothèses sont restées des dispositifs passifs qui offrent peu de contrôle et de mouvement.

Avec le temps, les matériaux se sont améliorés et les conceptions ont commencé à incorporer des charnières et des systèmes de poulies. Ceci a conduit à des dispositifs mécaniques simples actionnés par le corps tels que des crochets métalliques qui peuvent s'ouvrir et se fermer lorsqu'un utilisateur plie son coude par exemple.

Les temps récents ont cependant cédé la place à d'énormes progrès dans les dispositifs prothétiques. L'accent n'est pas seulement sur les aspects physiques d'un appareil mais aussi sur les systèmes de contrôle et de biofeedback. Lentement, nous approchons d'une intégration trans-humaine avancée entre la machine et le corps. Peut-être que dans le futur, les prothèses seront plus rapides, plus solides et peut-être même plus saines que nos prothèses biologiques.

Tout au long de ce mémoire, nous explorerons les bras prothétiques myoélectriques dans le but de proposer un dispositif qui mime le mieux possible la fonction du bras humain et qui peut être contrôlé dans une certaine mesure par des contractions musculaires.

Une importance capitale qui rendra meilleure une vie qui a tant besoin d'être vécue au mieux, un bébé dans les bras de sa mère, un athlète qui réalisera ses rêves, un combattant qui a servi son pays, un enfant qui a envi de dessiner, et tant d'autres gens qui ont perdu gout à la vie par le manque d'un simple geste de tendre la main.

## 1.1 les différents Types de prothèses :

Il existe plusieurs catégories de dispositifs prothétiques. Ils sont généralement regroupés selon la façon dont le dispositif est contrôlé ; à titre illustratif on trouve :

### **Les Prothèses passives :**

C'est le plus ancien model parmi ses semblables (voir figure N 01), créé pour des fins mythiques chez les égyptiens, sa première utilisation fut sur Feraoun. C'est une simple prothèse qui a permis à l'amputé d'avoir en gros des fonctionnalités de base telles que marcher ou bouger son bras.



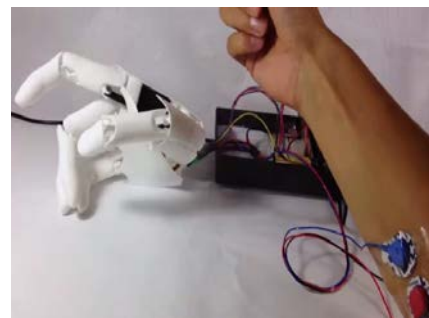
### **Les Prothèses mécaniques de contrôle corporel**

Les prothèses mécaniques (voir figure N02), sont commandées par un harnais relié à l'utilisateur. Elles étaient réputées 20 ans en arrière, et permettaient à l'amputé d'actionner divers fonctions telles que l'accrochage, et lever des poids à force déterminée.



### **Les Prothèses myoélectriques contrôlées**

Elles se basent sur la mesure des signaux d'électromyographie (EMG) générés par la contraction des muscles près du membre résiduel d'une personne amputée (voir figure N03). Les signaux sont captés à travers des électrodes ensuite amplifiés et envoyés à un microcontrôleur qui analyse ces informations et contrôle les actionneurs. Elles permettent une utilisation encore plus précise telle que l'écriture, la frappe, jusqu'à coudre un tissu.



### **Interface Cerveau direct**

C'est la nouvelle catégorie des prothèses utilisées principalement pour les handicapés. Elle consiste à placer des électrodes exploratrices EEG « électro-encéphalographie » attachées à des piédestaux implantés dans des zones déterminées du crâne du patient.

Lorsque le patient pense à une action tel que boire la boisson le bras fonctionne comme s'il est attaché au corps du patient (voir figure N04)



## ***1.2 Problématique***

Pour produire un bras prothétique fonctionnel, de nombreux défis de conception et de fabrication doivent être surmontés. Le défi de ce projet de mémoire est de développer un bras d'une complexité et d'une qualité raisonnable qui puisse être utilisé pour la recherche dans le domaine de la prothèse. Il est important que le lecteur remarque que ce travail englobe plusieurs domaines d'ingénierie différents. Une discussion appropriée sera consacrée à chaque domaine et nous viserons à relier tous les domaines en un système unique, robuste et fonctionnel.

Voici les principaux domaines qui seront abordés tout au long de ce projet :

### ***Conception physique:***

La complexité des systèmes mécaniques et électriques détermine à quel point le dispositif imite le bras humain et la quantité de dextérité qu'il est capable d'offrir. Le design visera à être aussi avancé que possible.

### ***Schéma de contrôle:***

Idéalement, nous souhaiterons que la prothèse soit aussi facile et naturelle à contrôler que possible. Si l'utilisateur s'efforce d'effectuer les tâches les plus élémentaires, telles que saisir un objet, la prothèse n'est probablement pas bénéfique dans la pratique.

### ***Praticité:***

L'objectif visé est que le dispositif soit utile à un amputé. Que ce dispositif soit utilisé ou non par un amputé dans l'incertitude, l'objectif est de développer une prothèse qui puisse bénéficier aux personnes ayant des mains manquantes.

### ***Abordable:***

Nous viserons à maintenir le coût matériel de l'appareil aussi bas que possible. Les bras prothétiques myoélectriques commerciaux modernes coûtent généralement entre 2.3M DA et 4.6MDA. Le coût du matériel pour cette réalisation sera de moins de 60000DA.

Chacun de ces défis, en particulier le système de conception physique et de contrôle sera discuté en profondeur tout au long de ce mémoire.

### *1.3 Solutions plausibles*

L'objectif global d'une prothèse est de rendre autant de fonctionnalités que possible à une personne qui manque un membre. Un but ultime serait un jour de remplacer parfaitement les membres manquants.

Le but de ce travail est de réaliser et de construire un bras prothétique imprimé en 3D. Un utilisateur de cet appareil sera en mesure de contrôler le bras via la flexion musculaire détectée en utilisant des électrodes de surface placées sur la peau.

Les imprimantes 3D modernes permettent de créer et d'assembler des composants mécaniques détaillés relativement rapidement. Fabriquer des réalisations complexes en utilisant d'autres méthodes serait beaucoup plus coûteux et ne serait pas possible en si peu de temps.

Pour actionner le dispositif, la première approche consiste à mettre en œuvre un réseau de tendons artificiels. Cette méthode est utilisée pour actionner diverses mains robotiques qui seront discutées le jour de la soutenance. Les avantages de ce système sont qu'il soit un moyen peu coûteux et relativement simple pour contrôler les doigts.

Une autre option consisterait à réaliser un système articulé rigide pour contrôler le mouvement des doigts. Une telle solution est en fait plus populaire parmi les bras prothétiques commercialisés. Cependant, essayer de réaliser un petit système de liaison d'engrenage complexe à partir de composants imprimés en 3D faibles ne serait pas possible avec les imprimantes 3D disponibles. Les détails du fonctionnement interne des systèmes vont être discutés de manière détaillée tout au long de ce mémoire.

### *1.4 Méthode d'attaque*

Il est extrêmement difficile de produire un design exceptionnel à partir de zéro. Beaucoup de solutions peuvent sembler plausibles au début, mais plus tard conduire à des problèmes imprévus. Essayer de perfectionner le premier design sur plusieurs mois n'est pas seulement un gaspillage de temps précieux, mais conduit également à une approche étroite.

Une méthode d'attaque bien meilleure consiste à produire le premier prototype le plus rapidement possible, à analyser le système et à apporter des améliorations. L'impression 3D nous permet de fabriquer facilement des designs nouveaux et améliorés, une carte microcontrôleur à base du pic 18f2xk avec un programme développé sous micro C et des servomoteurs nous permettraient le contrôle et la maniabilité du prototype.

## CHAPITRE02- Analyse documentaire

Depuis l'antiquité l'humain essaye d'améliorer son quotidien, soigner ses blessures, augmenter ses performances, cela s'inscrit comme une progression naturelle de l'espèce humaine. Ces dernières années, un grand pas a été franchi avec la connexion des systèmes technologiques de plus en plus sophistiqués au vivant et en particulier les neurones du cerveau. De nombreux chercheurs se penchent sur le sujet rapprochant les différents champs des sciences de l'ingénieur au monde médical. Cela a permis de répondre aux besoins des handicapés et améliorer les capacités humaines. Aujourd'hui seul l'enjeu économique et éthique pourrait freiner leurs développements. De ce fait mes recherches et analyses permettent de recouvrir les différents enjeux et donner un avant gout sur l'état d'avancement de ces derniers.

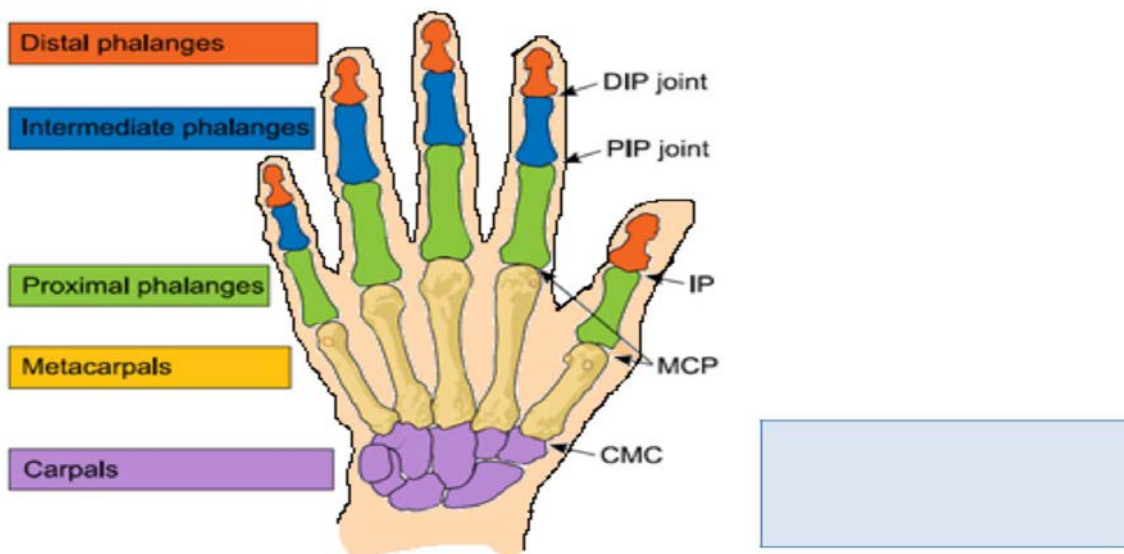
### **2.1 Bras prothétiques modernes**

Plusieurs bras tels que le Be-bionique et le iLimb sont des bras robotiques à commande myoélectrique commercialement disponibles au public. De nombreux autres bras prothétiques existent dans les laboratoires de recherche du monde entier, qui sont généralement développés en tant que prototypes pour tester des concepts et des concepts avancés. Les prothèses de recherche sont généralement plus complexes en termes de conception mécanique et de systèmes de contrôle et de surveillance, mais sont inférieures aux dispositifs commerciaux en termes de praticité, de coût et de robustesse [1].

### **2.2 La main humaine**

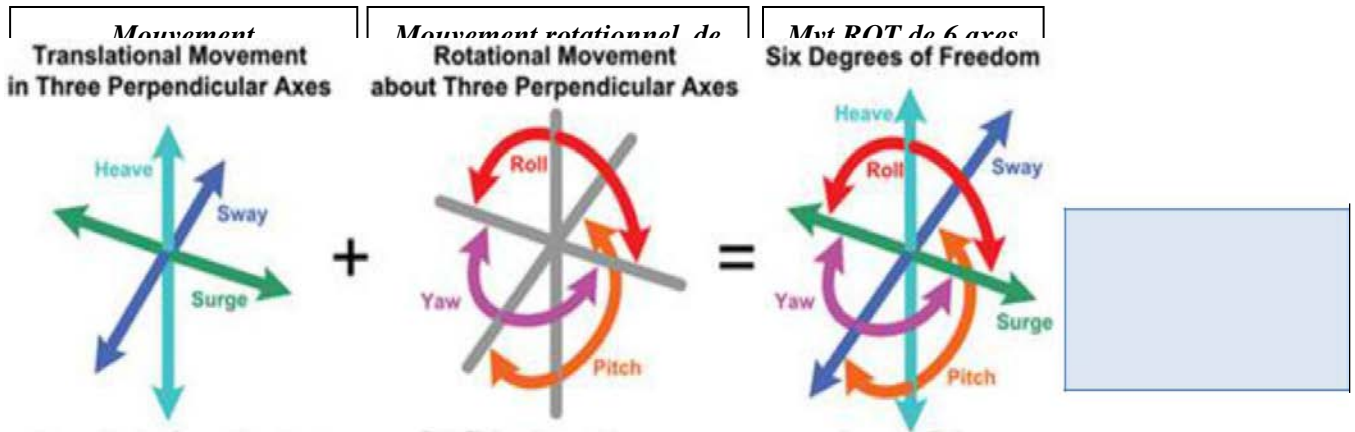
La main humaine comprend au moins 27 os (selon les individus) [2], plus de 30 muscles individuels [3] et plus de 100 ligaments, nerfs et artères nommés [4]. Les prothèses visent à reproduire les fonctions du corps humain et à rendre la fonctionnalité aux personnes ayant des extrémités manquantes. Aucune prothèse actuelle ne peut correspondre à la dextérité, la flexibilité et la fluidité de la main humaine [1] (Voir figure N°5).

*Les doigts humains contiennent 3 articulations, distales, intermédiaires et proximales.*





Avant de poursuivre la discussion, expliquons brièvement la signification d'un degré de liberté (DOF).



En regardant l'image ci-dessus (Voir figure N°6), imaginez un point dans l'espace. À partir de ce point, nous pouvons translater (déplacer) le long de 3 axes différents, c'est-à-dire que nous pouvons avancer / reculer, monter / descendre et gauche et droite. Au même point, nous pouvons également tourner autour de 3 axes différents. Le cou humain par exemple a 3 degrés de liberté de rotation - nous pouvons regarder à gauche / droite, haut / bas et incliner la tête sur le côté. Donc au total un seul point peut avoir un maximum de 6 degrés de liberté (3 transrationnels, 3 rotationnels). Le doigt humain totalise 4 degrés de liberté [7]. Trois d'entre eux sont les rotations de chaque articulation (DIP, PIP, MCP) qui se combinent pour contrôler la flexion et l'extension du doigt. La jointure (articulation MCP) permet également l'abduction / adduction (remuant le doigt d'un côté à l'autre).

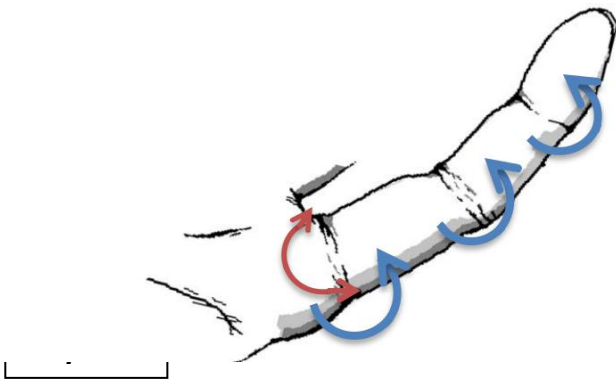


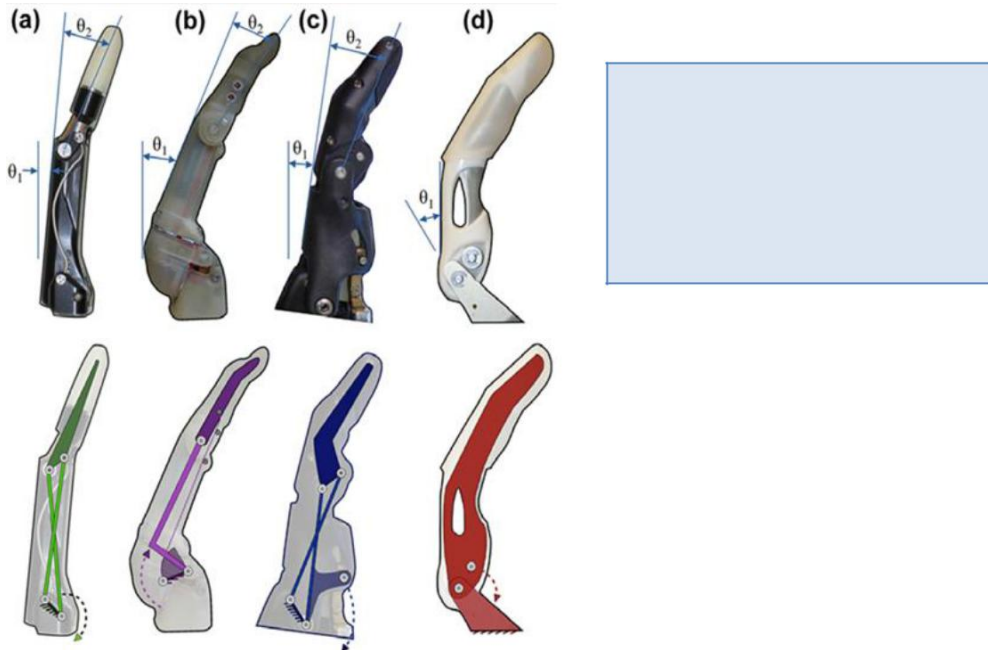
Figure 07 : représentation des degrés de liberté dans la main humaine

Dans le pouce, l'articulation CMC inférieure permet également l'abduction / adduction - ce qui donne 5 DOF dans le pouce [8].

Les doigts et toutes les articulations du corps humain sont actionnés par la contraction des muscles et des tendons.

### 2.3 Capacités des mains prothétiques

La grande majorité des doigts prothétiques commerciaux sont actionnés par un système de liaison articulé alimenté par des moteurs électriques à courant continu [1]. Des modèles cinématiques pour différents doigts prothétiques sont montrés sur la figure N°8 ci-dessous.



**Chaque doigt incorpore son propre mécanisme pour coupler mécaniquement les joints ensemble. La rotation de l'articulation métacarpienne (articulation) fait simultanément tourner l'articulation phalangienne supérieure [1].**

Le problème avec ce type de conception est qu'il n'y a pas de contrôle sur les articulations des doigts individuels. Toutes les articulations du doigt sont contrôlées par un seul actionneur, ce qui signifie que le doigt entier n'a qu'un seul degré de liberté - ces doigts ne peuvent s'ouvrir / se fermer que d'une seule manière. En réalité, un doigt humain a le contrôle sur les articulations individuelles et est donc capable de fléchir de différentes manières, comme indiqué ci-dessous.



**Bien que les doigts prothétiques commerciaux puissent avoir le même nombre d'articulations qu'un doigt humain, ils ont moins de degrés de liberté. Habituellement 1 ou 2 par rapport à 4.**

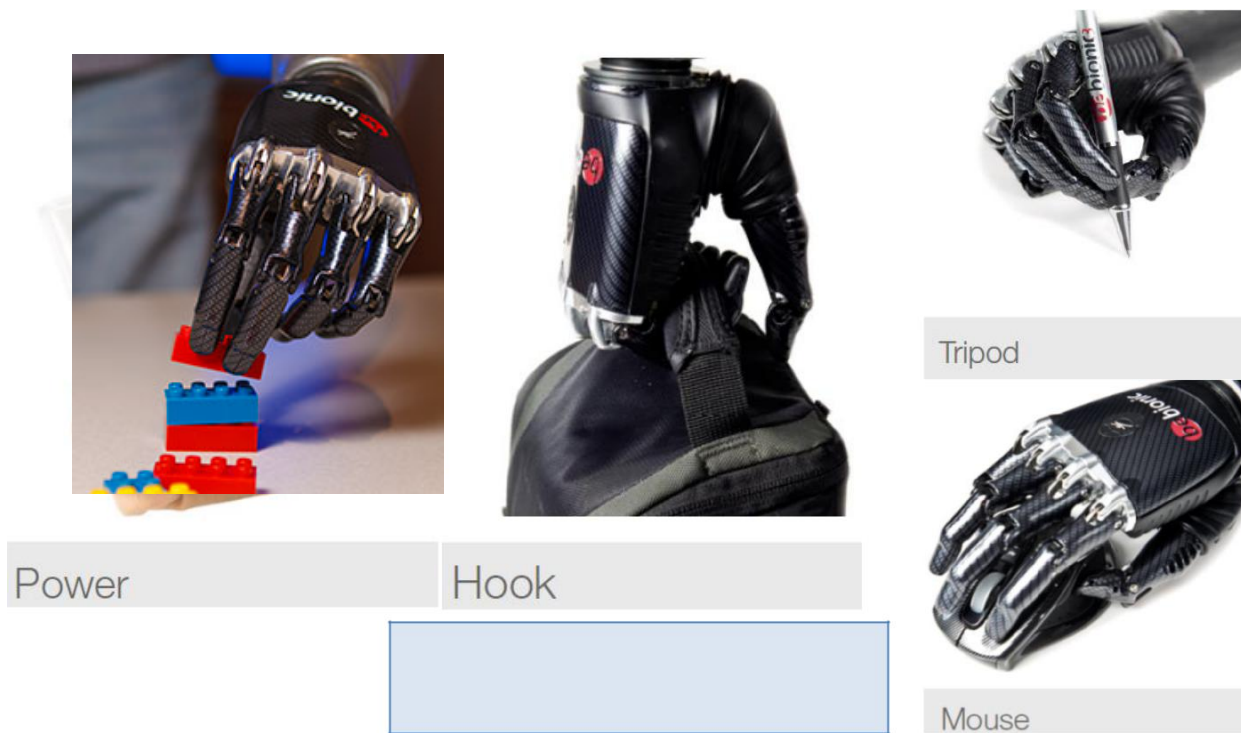


La dextérité résulte des nombreux degrés de liberté de la main humaine. Le contrôle moteur fin qu'une personne a sur leurs articulations de doigt individuel permet une vaste gamme de tâches complexes à réaliser. En revanche, les prothèses commerciales sont limitées à des tâches simples en partie en raison de l'absence de contrôle fin dans les doigts. Par exemple, essayer de tricoter, coudre ou jouer d'un instrument de musique comme une guitare avec un appareil prothétique commercial moderne serait extrêmement difficile, voire impossible [7].

Un autre point de conception critique dans la prothèse commerciale est la durabilité. L'utilisateur moyen portera une main prothétique myoélectrique supérieure à 8 heures par jour [9]. Par conséquent, les bras prothétiques à usage commercial doivent être robustes, légers et emballés dans un système fermé pouvant être attaché à un amputé. La complexité mécanique détermine les degrés de liberté dans le système; Cependant, il y a généralement un compromis car une complexité croissante peut conduire à une augmentation de la taille de l'appareil et également réduire la robustesse et la durabilité [1].

### ***Le Be-bionique***

Le Be-bionique est un bras myoélectrique commercial leader mondial. Comme d'autres du genre, le Be-bionique utilise un système de préhension prédéfini. Un utilisateur peut choisir parmi 14 modèles d'adhérence différents en utilisant l'activité musculaire autour de leur avant-bras supérieur [5]. L'utilisateur n'a pas essentiellement le contrôle des mouvements individuels des doigts, mais il peut choisir un modèle d'adhérence et ensuite utiliser l'activité musculaire pour activer les mouvements de cette prise spécifique. Quatre des quatorze poignées du Be-bionique sont montrées sur la figure N°10 ci-dessous.



***Le problème avec un système de préhension prédéfini est que l'utilisateur ne peut pas contrôler finement les positions des doigts pour saisir un objet spécifique ou accomplir une tâche. Au lieu de cela, un utilisateur doit choisir un modèle de préhension qui convient le mieux au travail en cours et ensuite activer ce modèle de préhension.***

En outre, l'utilisateur doit parcourir un certain nombre de modèles de préhension avant d'avoir le choix souhaité. Par exemple, décompresser un sac, ramasser un objet lourd, le placer dans ce sac, puis le fermer peut nécessiter un certain nombre de changements de prise. En conséquence, certaines tâches simples comme celle-ci pourraient en fait prendre un certain temps à compléter et peuvent devenir fastidieuses et frustrantes.

Le pouce représente sans doute 40 pour cent de l'utilisation de la main humaine [1]. La conception du pouce est essentielle dans toutes les mains prothétiques et est plus complexe que les autres doigts.

Le Be-bionique a un pouce réglable qui peut être placé dans une position opposée ou non-opposée, la différence entre ces positions peut être vu dans les images figure N°11 ci-dessous. Cette prothèse ne peut pas changer directement la position des pouces. Afin de basculer entre des positions opposées et non opposées, l'utilisateur doit appliquer une force externe pour "cliquer" le pouce en position, par ex. utilisez l'autre main pour changer la position du pouce prothétique.



Supposons qu'un utilisateur du Be-bionique utilise une souris d'ordinateur. Si cet utilisateur atteint une bouteille d'eau, non seulement il devra changer la position du pouce en utilisant son autre main, mais il devra également passer à un nouvel état de prise. L'utilisateur ferait mieux d'utiliser leur autre main biologique pour aller chercher la bouteille d'eau en premier lieu. Dans une telle situation, cette prothèse n'apporte aucun avantage pratique.

Avec tout ce qui est dit, les dispositifs prothétiques sont destinés à fournir plus de fonctionnalité pratique. Pour beaucoup d'amputés, la perte d'une extrémité s'accompagne également d'une diminution significative de la confiance et de l'estime de soi. Un bras prothétique peut aider à résoudre ces problèmes [18].

***"Quand les gens me voyaient, ils me regardaient une fois, ils voyaient qu'il y avait quelque chose qui manquait ... et les sourcils descendaient. Avec ça, les sourcils se lèvent, et c'est une chose bien plus positive!"*** - Nigel Ackland, utilisateur de Be-bionique. [10]

L'apparence physique est un aspect important des bras prothétiques. Une enquête auprès des utilisateurs de prothèses myoélectriques a révélé que la majorité des utilisateurs adultes étaient insatisfaits de l'apparence esthétique de leurs appareils [9].

Le Be-bionique est contrôlé par des électrodes d'électromyographie (EMG) placées à la surface de la peau de l'utilisateur. Le placement de ces électrodes dépend du niveau d'amputation, mais se situe

généralement autour de l'avant-bras supérieur. Un logiciel d'équilibrage peut être utilisé pour ajuster un certain nombre de paramètres pour améliorer le contrôle de l'appareil par l'utilisateur et régler le système sur les signaux myoélectriques de l'utilisateur.

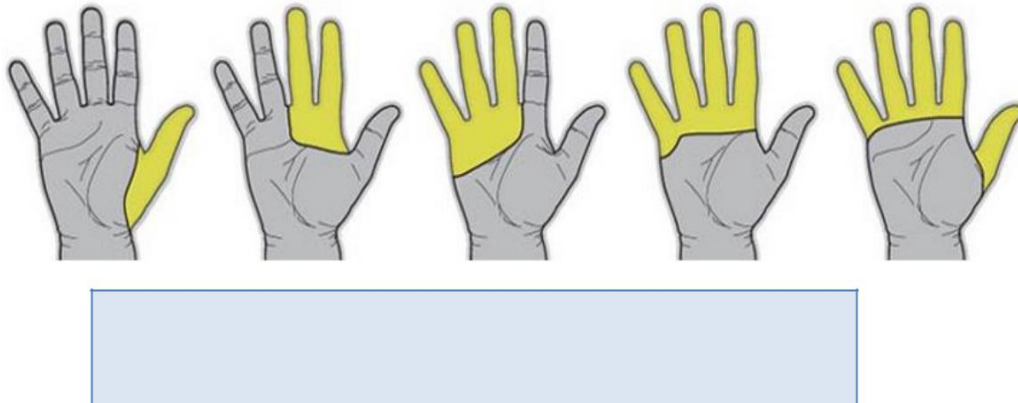
Le niveau de contrôle EMG dépend de l'amputation spécifique mais est généralement limité à quelques commandes différentes qui ne peuvent pas être exécutées simultanément.

En fait, c'est à cause de cette limitation de contrôle qu'un système de préhension prédéfini et un pouce à réglage manuel ont été conçus. Si un système plus complexe était conçu, l'utilisateur n'aurait tout simplement aucun moyen de le contrôler.

### *iLimb*

Une difficulté majeure avec le développement des bras prothétiques est que l'amputation peut se produire à n'importe quel point du bras et est unique dans tous les cas. Le bras Be-bionique discuté précédemment incorpore des moteurs électriques dans la paume pour actionner les doigts. En conséquence, le Be-bionique ne serait d'aucune utilité pour un amputé qui a perdu plusieurs doigts mais qui a toujours sa paume intacte.

Les iLimb développés par Touch Bionics incorporent des moteurs électriques directement dans les doigts prothétiques [6]. Ceci permet à la zone de la paume de s'emboîter dans une connexion à douille fixant les doigts prothétiques à la main. L'image dans la figure N°12 ci-dessous montre les amputations possibles qui seraient appropriées pour l'utilisation des iLimb.



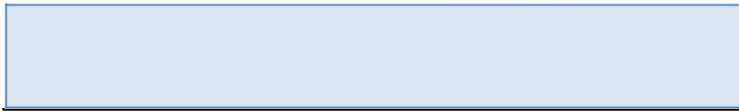
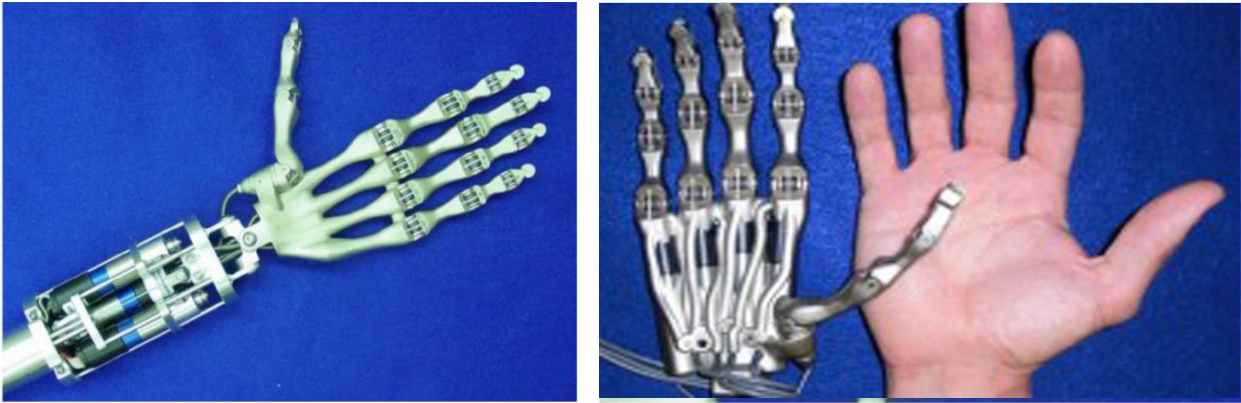
Une prise personnalisée est conçue pour s'adapter à la zone restante de la paume de l'utilisateur et le nombre de chiffres nécessaires peut être ajouté au système.

Comme le Be-bionique, les iLimb sont contrôlés par des électrodes EMG, qui sont placées sur les régions musculaires de la paume. Un petit paquet doit être porté autour du poignet de l'utilisateur qui contient la batterie et le contrôleur pour le système.

Un inconvénient de ce système est que des moteurs relativement petits doivent être utilisés pour pouvoir rentrer dans les doigts. Cela conduit à des chiffres qui se déplacent plus lentement et sont plus faibles que ceux des autres prothèses commerciales.

Les prothèses de recherche sont conçues pour tester des conceptions mécaniques avancées et des méthodes de contrôle sophistiquées. La plupart des mains de recherche ont besoin d'un système d'alimentation externe, ce qui les rend inadaptées à un amputé [1].

De nombreux bras de recherche comme les bras anthropomorphes des Universités de Vanderbilt et de Bologne expérimentent des modèles de tendons artificiels pour diriger les mouvements des doigts [11], [12] - par opposition à un système de liaison mécanique dans les dispositifs commerciaux.



Les images (figure N°13) ci-dessus montrent les tendons (câbles blancs) qui traversent les doigts et le pouce. Les moteurs DC brossés entraînent un système de poulies qui tend les tendons. Cette tension entraîne la fermeture simultanée des trois articulations des doigts. Afin d'ouvrir les doigts, des ressorts ont été mis en place dans chaque articulation. Lorsque la tension est relâchée dans les tendons, ces ressorts ramènent le doigt à sa position d'ouverture initiale. [9]

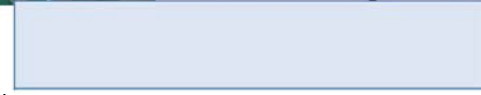
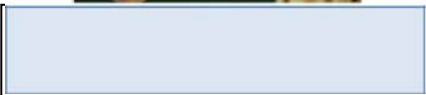
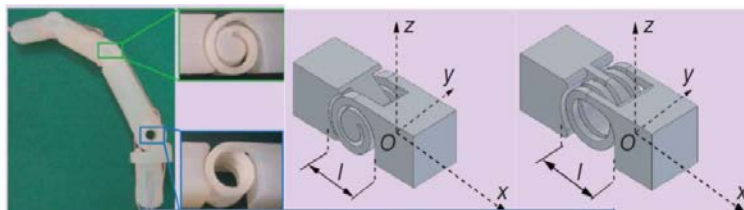
L'image à droite (figure N°14) montre les ressorts en acier enroulés incorporés dans chaque joint.

*En incorporant des ressorts, l'énergie stockée dans les joints pendant la phase de fermeture est utilisée pour effectuer la phase d'ouverture sans nécessiter d'autre actionnement [10].*



**Figure 14 : ressorts intégrés (courtoisie de l'université vanderbilt)**

La main de l'Université de Bologne (UB) utilise une conception similaire tendon / ressort pour actionner les doigts [12].





Nous pouvons voir ci-dessus (figure N°15/16) que les ressorts linéaires peuvent être utilisés pour ramener les doigts dans une position ouverte ou que le mécanisme à ressort peut être directement incorporé dans la structure.

La main UB IV a également été expérimentée avec un système d'actionnement à corde torsadée. Essentiellement, un moteur à courant continu est utilisé pour tordre deux tendons ensemble. Cela raccourcit la longueur des tendons qui génère une tension et ferme les doigts.

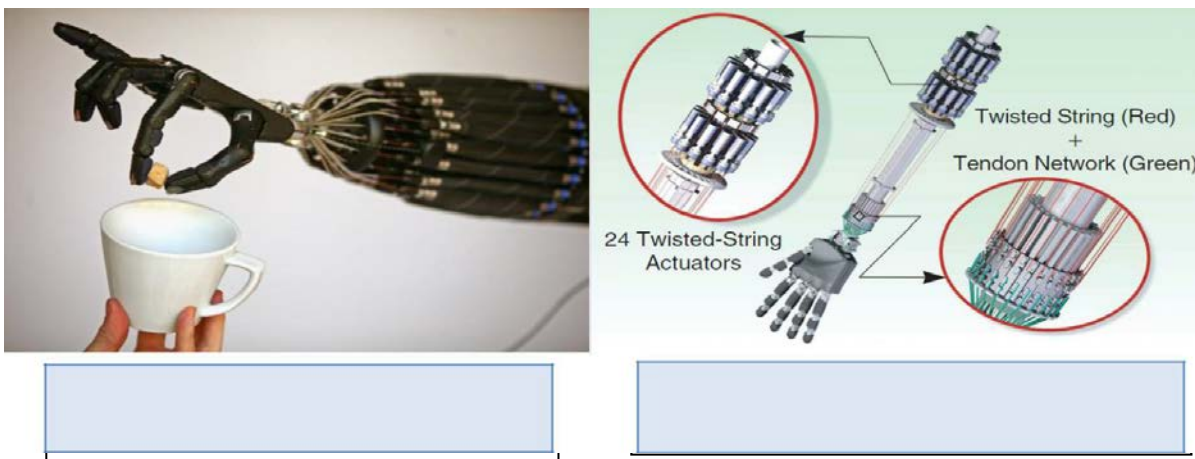
Le grand avantage de cette méthode réside dans le fait qu'il y a une transformation directe du mouvement de rotation dans les moteurs en mouvement linéaire dans les tendons - aucun système de poulie intermédiaire n'est nécessaire pour déplacer les doigts. Un autre avantage est que des forces importantes peuvent être exercées par les doigts. Essentiellement, la paire de tendons peut continuer à être tordue, ce qui augmente la force exercée par le doigt - jusqu'à ce qu'il y ait bien sûr une défaillance mécanique quelque part.

Cependant, cela peut être une manière lente d'actionner les doigts car de nombreuses rotations sont nécessaires pour fermer complètement un doigt. Dans leur vidéo publique la plus récente, il semble que les chercheurs de l'UB se sont tournés vers les moteurs servo pour contrôler les doigts afin d'améliorer la vitesse.

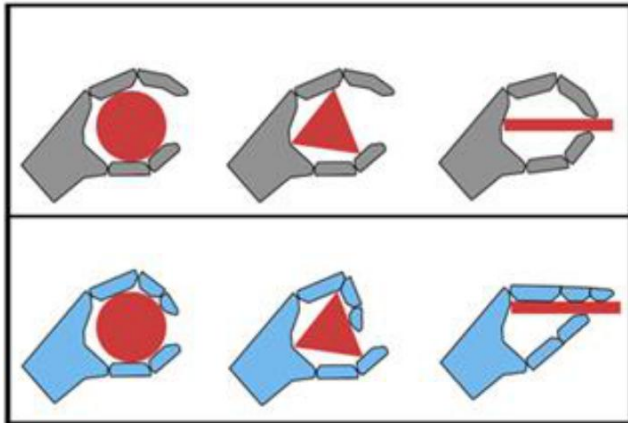
La main UB IV atteint un nombre élevé de DOF en utilisant un grand réseau de tendons.

### ***Le Shadow Hand***

Disponible en commerce utilise également un grand réseau de tendons et atteint 20 DOF [13] [14]. Le shadow hand « La main Ombre » utilise cependant des muscles pneumatiques de l'air pour tendre ses tendons artificiels. Dans les deux cas, une grande surface est nécessaire pour entraîner tous les tendons qui rendent les systèmes trop volumineux pour être attachés à un amputé.



Comme on peut le voir, les deux systèmes nécessitent beaucoup d'espace pour tous les actionneurs. Un des principaux avantages que les prothèses artificielles guidées par les mains artificielles ont par rapport au système articulé mécaniquement discuté précédemment est ce que l'on appelle la conformité des articulations [1]. La conformité conjointe permet aux doigts de s'adapter à la forme de l'objet qu'ils saisissent. Les doigts articulés, comme le Be-bionique, sont rigides et rigides lorsqu'ils se ferment; les systèmes tendineux ont cependant une certaine flexibilité au niveau des articulations, illustrée ci-dessous.

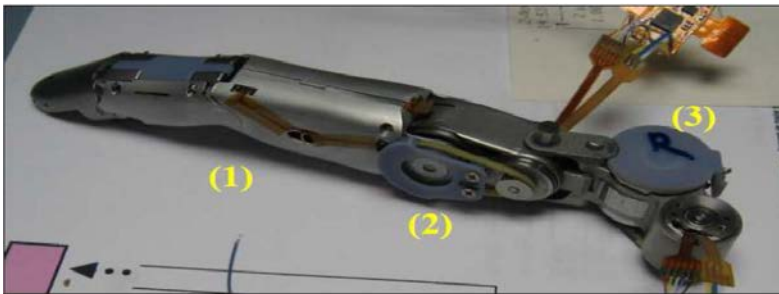


*Les systèmes de tendons permettent des joints conformes qui se conforment à la forme d'un objet*

**Figure 19 :**  
*Représentation de la conformité  
conjointe (projet open hand)*

### **APL Hand**

L'un des bras prothétiques modernes les plus avancés est la main intrinsèque 22 degrés de liberté développée au John Hopkins Applied Physics Laboratory [15]. Cette main a été développée grâce à l'initiative et au financement de DARPA et a une dextérité mécanique inégalée. Pour parvenir à un contrôle aussi fin, les concepteurs ont intégré un total de 15 moteurs CC miniatures directement dans les doigts, la paume et le poignet.



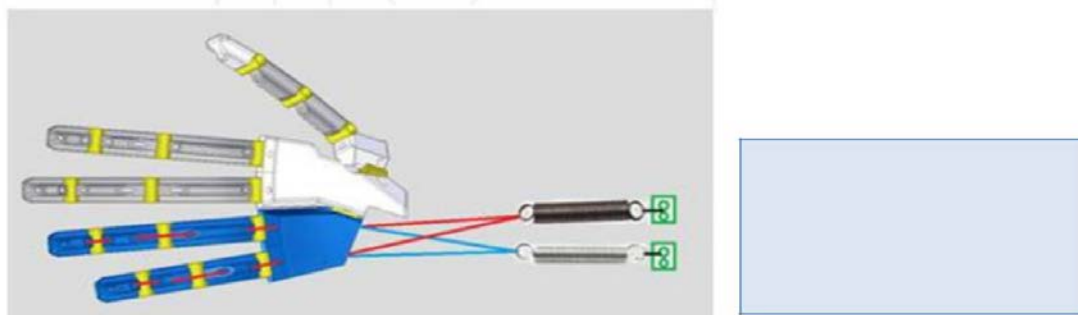
De plus, cet appareil est conçu pour s'adapter à un bras féminin du 50e centile, ce qui le rend vraiment exceptionnel en termes de complexité et de taille. La Main Intrinsèque est capable de reproduire presque tous les mouvements de la main humaine biologique.

En utilisant les techniques de détection EMG standard, il n'y a aucun moyen d'obtenir suffisamment de contrôle pour qu'un utilisateur utilise pratiquement tous les degrés de liberté de cet appareil. Cependant, la DARPA finance également le développement d'une interface prothèse / neurone cérébrale permettant de connecter directement le système nerveux de l'utilisateur aux intrants du bras.



### ***Actionnement à mémoire de forme***

Une autre méthode intéressante d'actionnement des mains prothétiques consiste à utiliser des alliages à mémoire de forme (SMA). Le retour du SMA à une forme ou taille prédéfinie lorsqu'il est soumis à la procédure thermique appropriée (chauffage ou refroidissement). La conception ci-dessous (Voir figure N°22) de l'Université Vanderbilt utilise des ressorts SMA qui se contractent lorsqu'ils sont chauffés, ce qui tend les tendons qui ferment les doigts [16].



Dans cette conception, un courant électrique est passé à travers les SMA pour les réchauffer et initier la contraction. Il y a deux problèmes majeurs avec cette méthode.

- ❖ La conception d'un système de contrôle précis pour les actionneurs SMA est très complexe. Le taux de contraction du SMA, la réponse du ressort et le poids variable des objets saisis contribuent tous à ce problème [16]
- ❖ Chauffer le SMA et attendre qu'il refroidisse peut en prendre beaucoup, ce qui rend la fermeture et l'ouverture d'un doigt un processus relativement lent

À l'Université de l'Utah, des chercheurs ont utilisé des réservoirs d'eau chaude et d'eau froide pour accélérer le processus d'activation SMA [17].

Les doigts dans ce système fléchissent et s'étendent dans un laps de temps raisonnable, mais il y a une très grande surface requise pour que les appareils de chauffage et de refroidissement entraînent ce système et des réservoirs d'eau doivent être présents.

Au fur et à mesure que cette technologie est développée, d'autres SMA peuvent devenir une option d'actionnement viable pour les mains prothétiques. Un grand avantage, c'est qu'ils sont sans bruit et faible poids.

Une dernière remarque concernant les mains prothétiques de recherche est qu'il existe un grand nombre de méthodes d'actionnement non discutées, pneumatiques, hydrauliques, etc. [19].

Dans presque toutes les situations, les appareils nécessaires pour conduire les systèmes sont volumineux et prennent beaucoup trop de place pour pouvoir être adaptés à un amputé.

### ***Bras bioniques imprimés en 3D***

Au cours des deux dernières années, le développement de membres bioniques imprimés en 3D est devenu très populaire.

C'est un projet indépendant qui développe un robot humanoïde de la vie à partir de la technologie d'impression 3D.

L'ensemble du projet est open source et fournit un bon aperçu de la conception mécanique dans la production de pièces de corps robotiques imprimées en 3D [20].

La nature open source de ce projet permet au public d'accéder à des conceptions assistées par ordinateur et de suivre des guides étape par étape sur la façon d'imprimer et d'assembler ce système en 3D. Les doigts sont commandés par des tendons actionnés par des servomoteurs placés dans l'avant-bras.

## **2.4 Connexion au corps**

### **Conception de douille**

Le premier objectif de la prise en charge prothétique est la protection du membre résiduel puisque 90% des amputations des membres supérieurs résultent d'un traumatisme physique [18]. Une pression prolongée exercée sur des zones de tissus mous endommagés peut entraîner une compromission significative de l'appendice restant. Les problèmes qu'une personne amputée peut éprouver incluent la douleur, l'enflure, les boursoufflures, les irritations de peau, l'oedème, et une restriction du flux sanguin [19].

Les prises doivent être conçues d'une manière sûre pour l'utilisateur, confortable, hygiénique et répartir le poids de la prothèse de manière optimale.

La façon la plus courante d'installer une prothèse consiste à créer une cavité personnalisée qui s'adapte autour de la souche amputée. Cette prise peut être soit auto-suspendue, aspirante ou sécurisée par des harnais à l'utilisateur. Le confort et la répartition de la charge peuvent être augmentés en fournissant une certaine forme de rembourrage tel qu'une chaussette prothétique, des poches d'air gonflables ou en réduisant la densité et la rigidité dans une région sensible [17, 19]. Plusieurs bras prothétiques utilisent une forme de plastique thermo-ramollissant pour créer une douille personnalisée. Une feuille de plastique est chauffée et formée autour d'une souche amputée. Une chaussette prothétique peut être portée pour créer un ajustement serré entre l'utilisateur et l'appareil.

### **Ostéo-intégration**

L'ostéo-intégration est le processus d'intégration permanente d'un composant non biologique avec un os humain. Dans les dispositifs prothétiques, un goujon en titane est vissé dans un os long du bras ou de la jambe au niveau du site d'amputation. Au fil du temps, le titane et l'os fusionnent pour créer un point d'ancrage solide sur lequel la prothèse sera fixée [19]. L'ostéo-intégration n'est pas une pratique trop courante, mais elle offre plusieurs avantages, y compris :

- ❖ Un point d'ancrage solide et robuste
- ❖ Aucun besoin de tissu mou pour supporter le poids de la prothèse
- ❖ Aucun problème de circulation de peau / sang induite par une douille
- ❖ Aucun problème d'adaptation dû à un gain ou une perte de poids

## **2.5 Contrôle de l'utilisateur**

### **Détection électro-myographique**

Les signaux myoélectriques sont des impulsions électriques dans le corps produites par la contraction des muscles. Des électrodes de surface sur la peau de l'utilisateur peuvent détecter ces petits signaux et, dans le cas de prothèses, être utilisées pour contrôler l'appareil [23].

Le problème avec les techniques EMG de surface est qu'il y a beaucoup de discussions croisées entre les signaux musculaires. Parce que les groupes musculaires, en particulier dans le bras, sont physiquement rapprochés, il est difficile de distinguer exactement quel muscle génère le signal mesuré via les électrodes de surface. Une façon d'atténuer ce problème est le réapprentissage musculaire cible (RTM). La RTM est une intervention chirurgicale qui prend les terminaisons nerveuses résiduelles d'un site d'amputation et les propage à travers un autre groupe musculaire intact [19]. Parce que les nerfs et les contractions musculaires correspondantes sont maintenant répartis sur une plus grande surface, il est plus facile de déchiffrer les signaux individuels. Les électrodes EMG de surface nécessitent une connexion propre et sécurisée à la peau de l'utilisateur, ce qui rend les mesures sensibles à la transpiration et au déplacement de l'électrode [22].



### Capteurs myoélectriques implantés

Les capteurs myoélectriques implantés (IMES) sont insérés directement dans les muscles ciblés par une intervention chirurgicale. L'utilisation d'IMES pour le contrôle EMG permet des signaux sans interférence. Cela signifie que les signaux musculaires sont plus faciles à distinguer et que des muscles plus profonds peuvent également être utilisés pour le contrôle [20]. En conséquence, cette méthode permet à un utilisateur d'avoir plus de contrôle sur son dispositif prothétique. Les utilisateurs des systèmes IMES ont pu contrôler de manière indépendante la rotation du pouce, des doigts et du poignet de leur prothèse simultanément [25].

### Interface contrôlée par le cerveau

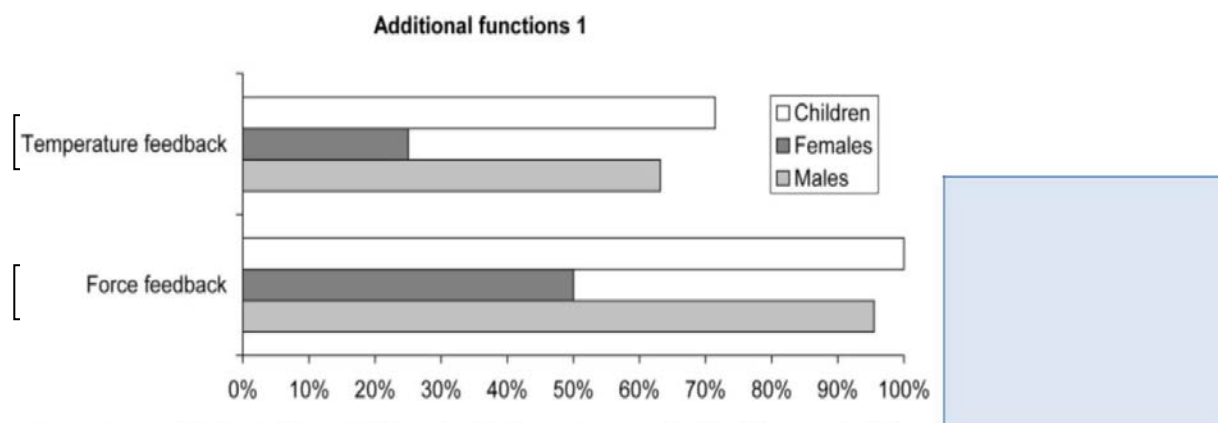
La forme la plus avancée de contrôle est une interface cérébrale directe être recherchée et développée par DARPA [27]. Deux réseaux de capteurs placés sur la surface du cerveau grâce à une procédure chirurgicale sont connectés à deux socles intégrés dans le crâne. Un patient utilisant cette technologie a été capable de contrôler un bras robotique dans un espace tridimensionnel, ainsi que d'ouvrir et de fermer la main - tout cela grâce à la seule puissance de ses pensées.

## 2.6 Rétroactions sensoriels

Un problème majeur de nombreux dispositifs prothétiques est qu'ils n'ont pas de retour d'information pour l'utilisateur. Le sens du toucher est un mécanisme de rétroaction naturelle qui permet à une personne de faire des ajustements physiques à la fois consciemment et inconsciemment.

En l'absence de rétroaction, l'utilisateur doit se fier entièrement à la vision pour déterminer la position et la force de ses prothèses. Les résultats de l'enquête montrent que presque tous les utilisateurs de prothèses myoélectriques veulent une forme de rétroaction sensorielle moderne [9]. Les prothèses modernes peuvent fournir une rétroaction en stimulant les sens dans certaines parties du corps. Les moteurs de vibration et les coussinets de température placés à la surface de la peau fournissent une substitution sensorielle rudimentaire.

La majorité des utilisateurs de prothèses myoélectriques ont trouvé ces formes de rétroaction utiles.



3. Percentage of individuals that wanted force feedback or temperature feedback in a prosthetic hand.

Une autre forme émergente de rétroaction est celle des réseaux électro-tactiles. En stimulant électriquement des réseaux d'électrodes, on peut créer un faux sens du toucher [26].

Par exemple, une matrice électro-tactile sur un écran de téléphone intelligent peut créer des textures de surface artificielles en bois et en pierre.

Des coussinets électro-tactiles pourraient être installés autour du moignon d'un amputé générant des sensations tactiles artificielles.

Les signaux de stimulation pourraient être contrôlés par des capteurs de pression connectés aux extrémités des doigts. Essentiellement, cela déplacerait le sens des touches du bout des doigts à la souche.

### **Conclusion du chapitre :**

Les domaines médicaux et militaires sont les principaux bailleurs de fond de la recherche des applications de la robotique et de la bionique.

Actuellement on semble se contenter d'équiper le corps présentant une défaillance et la bionique de manière générale vient en aide à la personne, mais dans les prochaines années l'homme ne sera pas seulement capable de constituer les différentes parties mais il sera en mesure de développer le corps humain en entier de manière à pouvoir instaurer l'organe le plus minutieux tel que les nerfs et les organes les plus complexes tel que les poumons, pancréas etc..

## **Chapitre 3 - Conception et fabrication :**

Le bras bionique est une prothèse peu commune dans notre pays et bien différente des autres prothèses réalisées.

il sera étudié à partir du modèle fournis au cours de ce chapitre par la réception, le mécanisme, le traitement des signaux en vue d'un système électronique.

Cette prothèse traite les signaux du cerveau pour actionner un mécanisme ; elle a une multitude de commandes qui interprètent les informations envoyées par le cerveau au muscle absent, grâce à elle le patient sera en mesure d'accéder au plusieurs fonctions du membre perdu.

Le bras bionique est équipé de batteries, microprocesseur, d'un cortex moteur et d'un circuit de contrôle ; ce dernier entraîne par la suite les tendons pour faire fonctionner le bras au mieux possible.

Le microprocesseur est une partie intégrante de la carte arduino, il exécute les instructions et traite les données du programme. En outre les moteurs désigne la région du cerveau qui contrôle et qui planifie l'ensemble des mouvements volontaire du corps humain.

Grâce à ce bras les amputés auront une deuxième chance pour contrôler le corps et adapte au mieux l'équilibre perdu.

### **3.1 Conception mécanique**

Pour créer une prothèse myoélectrique utile, il est nécessaire d'avoir un système mécanique bien conçu qui imite au mieux la fonctionnalité du bras humain. Entre autres choses, la conception mécanique implique la manière dont les articulations sont actionnées et les types de forces présentes dans le système. La conception du bras bionique présentée dans cette section peut être entièrement fabriquée avec une imprimante 3D et des outils de base.

#### **3.1.1 Premières idées et dessins conceptuels**

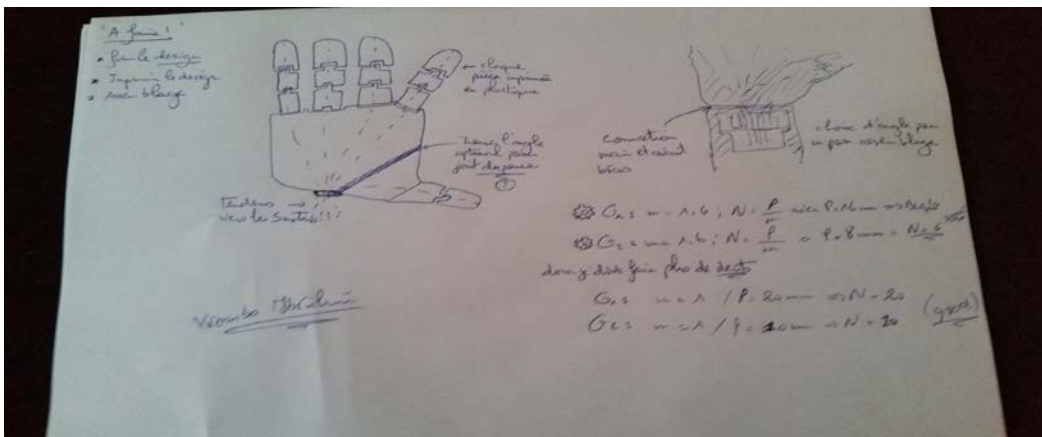
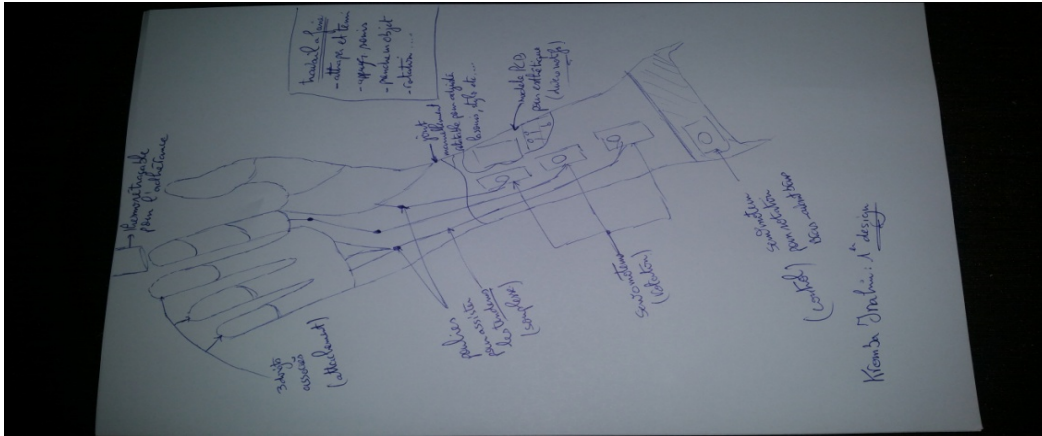
Après avoir étudié plusieurs méthodes d'actionnement pour les bras prothétiques, un design de tendon artificiel a été choisi. Comme cela était vu dans le chapitre précédent les tendons artificiels sont un moyen viable d'actionner les mains bioniques. Les tendons peuvent être n'importe quelle ligne à haute résistance qui ne s'étire pas lorsqu'elle est tendue. Ces lignes se connectent aux doigts et sont tendues par des moteurs dans l'avant-bras. En tirant sur les tendons, les doigts s'ouvrent et se ferment.

Les moteurs électriques entraînant ces tendons doivent être complètement logés à l'intérieur de l'appareil pour le rendre portable et rattachable à un amputé. Idéalement, nous aimerions que ces moteurs soient placés aussi près des doigts que possible, mais en raison de leur taille relativement grande, nous ne pouvons pas loger à l'intérieur de la section de la paume. Au lieu de cela, les moteurs seront logés dans l'avant-bras.

Le choix d'utiliser des servomoteurs standards pour entraîner les câbles a été fait en premier lieu. Les servomoteurs sont des moteurs électriques à courant continu qui peuvent être commandés pour tourner à des positions angulaires spécifiques.

Le modèle final intègre encore plusieurs de ces caractéristiques de conception précoce, mais de nombreux points de conception clés ont changé, tels que le positionnement de servo et l'utilisation de poulies de guidage.

Les images ci-dessous décrivent certaines conceptions précoces plus développées. L'image en premier montre l'assemblage des composants mécaniques individuels de la main (voir figure N°24). L'image suivante montre quelques calculs approximatifs pour une conception de rotation du poignet adaptée (voir figure N°25). Les croquis grossiers comme ceux-ci sont la clé pour développer une base de conception solide.



### 3.1.2 Ergonomie

L'ergonomie est l'interaction entre les humains et les machines. Le domaine des prothèses est intéressant car il traite de l'ergonomie entre les prothèses et les amputés tels que l'attachement physique au corps et le retour sensoriel. L'ergonomie doit également être considérée pour l'interaction entre la prothèse d'une personne et d'autres personnes. Une prothèse idéale est physiquement confortable pour l'amputé à porter, facile et naturelle à contrôler, fournit une rétroaction sensorielle utile et interagit bien avec son environnement.

Les dimensions d'une grande main masculine ont été utilisées pour les proportions de conception. Un objectif universel dans la conception prothétique est d'atteindre des formes et des tailles qui correspondent à un physique féminin moyen. Il est beaucoup plus facile de redimensionner une conception plutôt que de la réduire pour l'adapter à une personne plus petite.

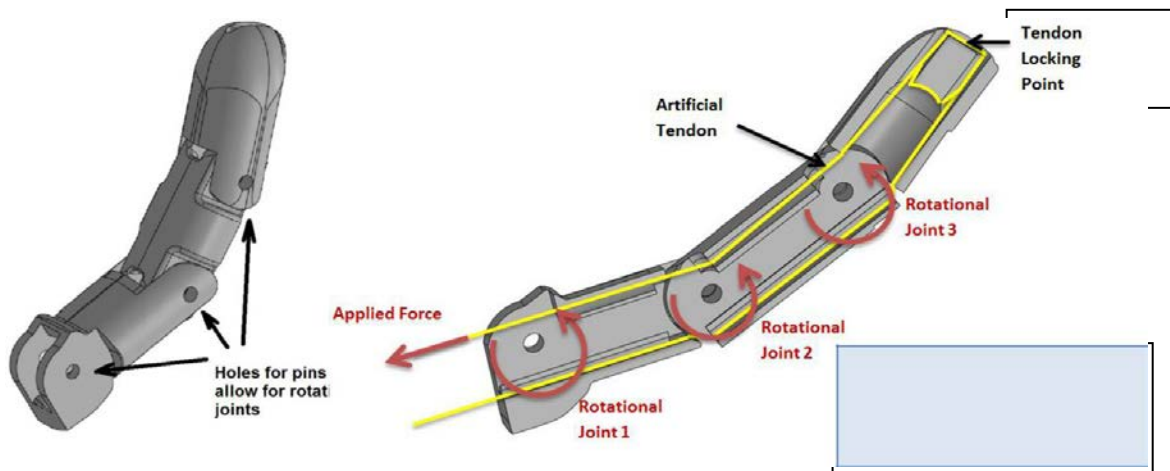
L'évolutivité a été gardée à l'esprit tout au long du processus de conception. Les composants peuvent être facilement rééchelonnés dans un logiciel de modélisation informatique et imprimés relativement rapidement. Cela permet de développer facilement des prototypes de différentes tailles.

### 3.1.3 Conception assistée par ordinateur

Le logiciel **Freecad** est un progiciel de conception informatique conçu pour la modélisation de composants et d'assemblages mécaniques solides. C'est un outil populaire dans l'industrie de l'ingénierie et a été largement utilisé dans la conception et l'analyse de composants mécaniques.

#### *Les doigts*

Chaque doigt est constitué de trois composants imprimés individuels reliés entre eux par des broches en polypropylène. Le tendon artificiel entoure l'extrémité interne du doigt pour créer un point de blocage du tendon (voir figure N°26). Ce tendon traverse des canaux à l'intérieur du doigt pour former une boucle fermée. Lorsque le tendon est tiré, des forces de rotation sont appliquées à toutes les articulations et le doigt se recourbe.

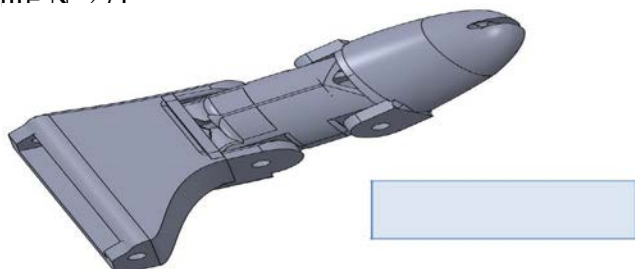


Le point de blocage du tendon est essentiel pour que, lorsque le tendon est tendu, il tire l'extrémité du doigt et entraîne la rotation de toutes les articulations. Si le tendon ne se bloque pas, il glisse simplement lorsqu'il est tendu et le doigt ne bouge pas. Pour ouvrir le doigt à partir d'une position fermée, une tension est appliquée à l'autre extrémité du tendon.

La ligne de pêche tressée de haute qualité a été utilisée car elle offre un étirement minimal lorsqu'elle est tendue. La ligne de pêche en nylon s'étirerait avec le temps, entraînant une perte de tension qui aurait un effet négatif sur les mouvements des doigts. Les tendons dans la main biologique humaine fonctionnent de la même manière, mais il y a beaucoup plus de tendons biologiques attachés à différents os - ce qui permet un contrôle plus précis des doigts.

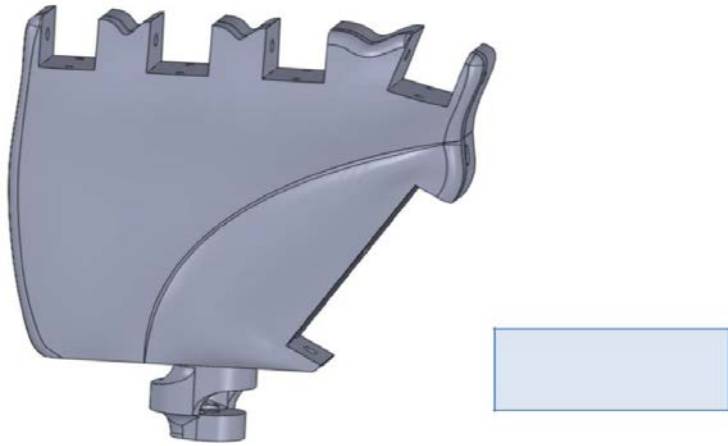
#### **Pouce**

Le pouce a également été conçu d'une manière similaire. La plupart des mains prothétiques commerciales et de recherche visent à fournir au moins deux degrés de liberté dans le pouce. Ce pouce ne fournit cependant qu'un seul degré de liberté - il ne peut s'ouvrir / se fermer que d'une seule manière. Des trous de guidage ont été incorporés dans la conception des doigts et du pouce pour optimiser l'orientation tendineuse et empêcher les lignes de tendons de se coincer sur un bord tranchant (voir figure N°27)



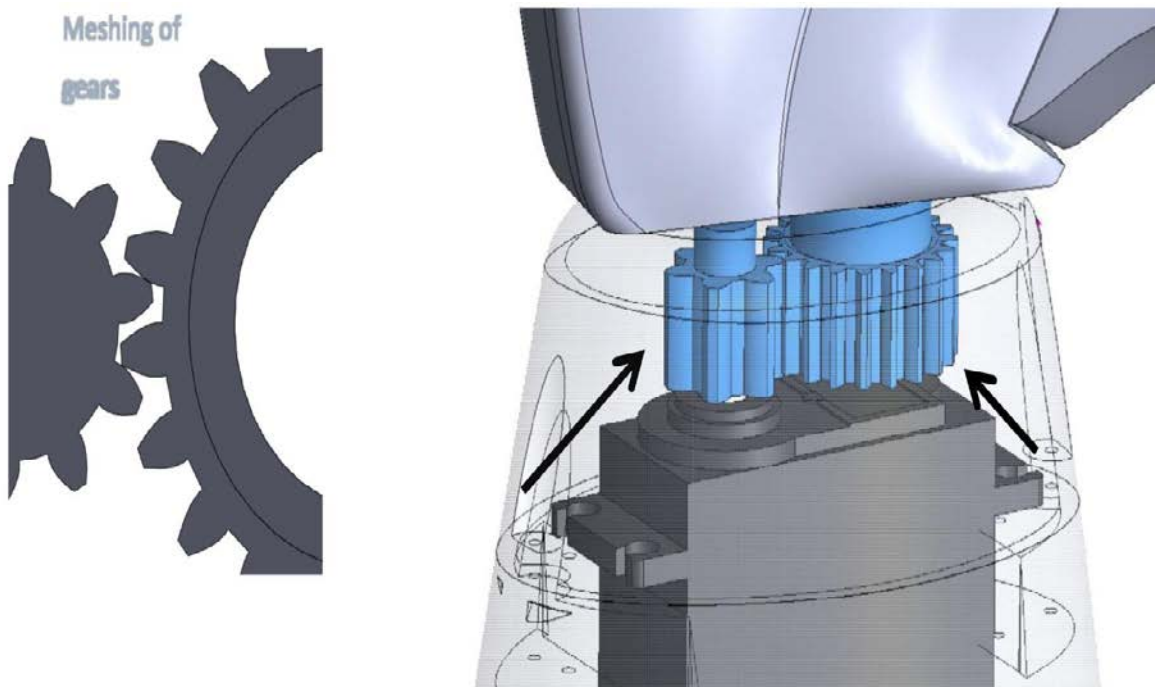
## *Paume*

Chaque doigt se connecte à la paume par des goupilles en polypropylène (voir figure N°28). Le bas de la paume incorpore une partie du mécanisme de rotation du poignet discuté sur le paragraphe suivant



## *Poignet*

Initialement, un système à engrenages a été mis en place pour contrôler la rotation du poignet. Un petit engrenage a été imprimé en 3D et pressé sur un arbre de servo qui conduirait alors un plus grand engrenage relié à la section de palme. Les outils de dynamique physique de FreeCad ont été utilisés pour tester la qualité de l'engrènement des engrenages avant l'impression des composants

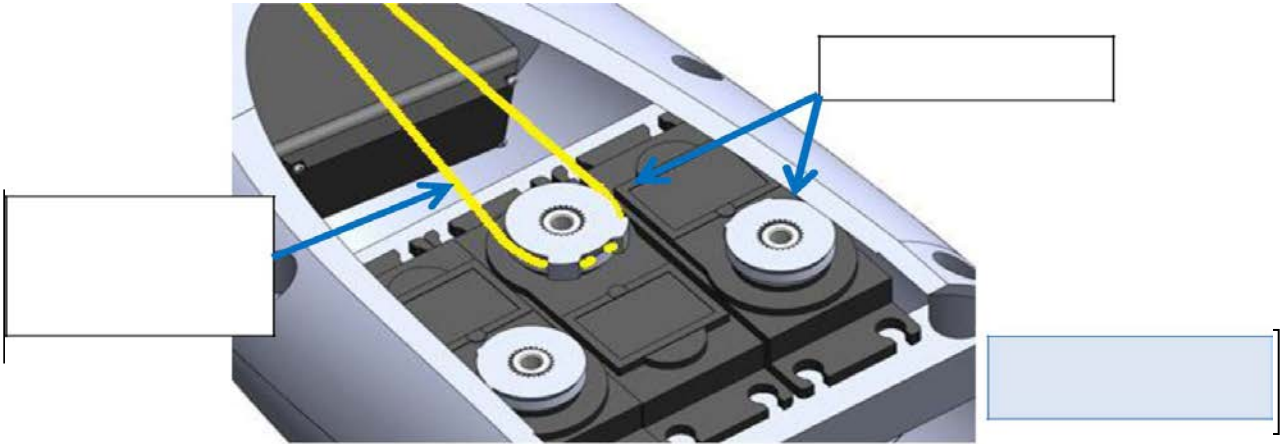


*Figure 29 : Mécanisme de rotation du poignet*

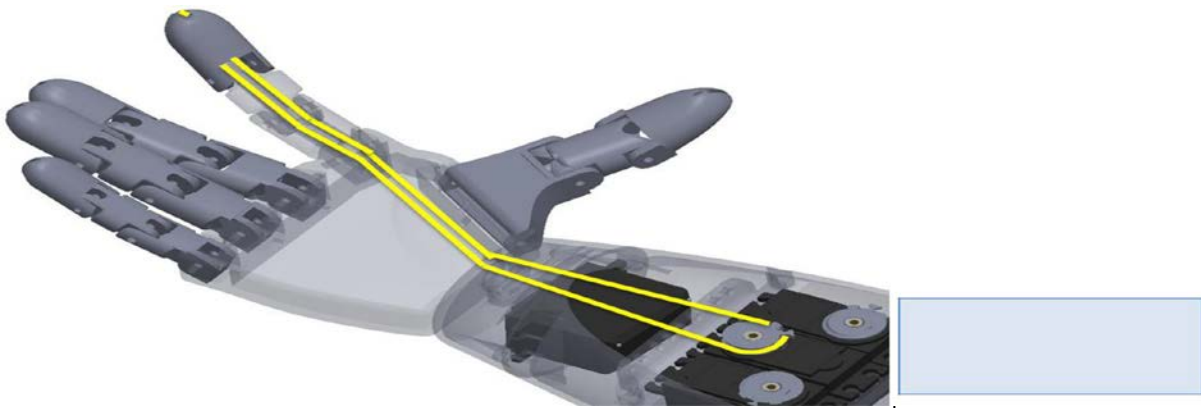


### ***Système de conduite***

Les tendons s'enroulent autour de cornes d'asservissement imprimées en 3D et créent une boucle fermée illustrée ci-dessous (voir figure N° 30). Lorsque le servomoteur tourne d'une manière, il tire sur le tendon et ferme le doigt. Pour ouvrir le doigt, le moteur tourne dans le sens opposé.



L'image ci-dessous (figure N°31) montre l'entraînement du tendon artificiel pour l'index. Tous les autres tendons ont été omis pour plus de clarté. Le pouce, l'index et le majeur sont connectés à des servomoteurs individuels. Parce que l'espace intérieur du bras est limité, les anneaux et les auriculaires ont tous deux été attachés au même servo, ce qui signifie qu'ils s'ouvrent et se ferment en tandem.



### ***Modularité***

L'amputation peut se produire n'importe où le long du bras et est unique dans tous les cas. Une conception idéale facilite la connexion à une souche située n'importe où le long du bras. La section de la main et du poignet pourrait maintenant être adaptée à une personne amputée le long de son avant-bras.

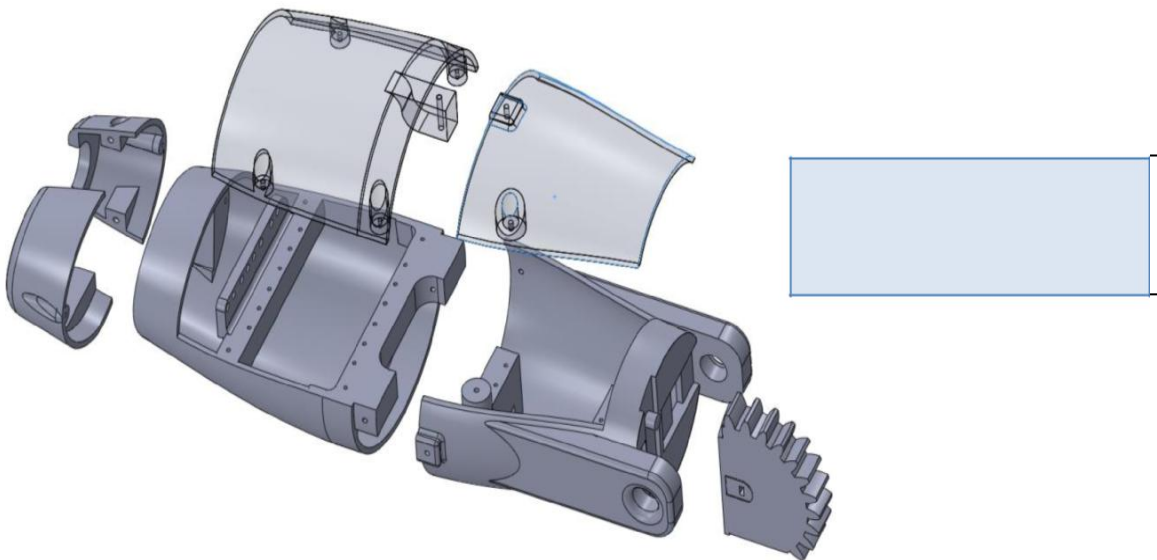
Les méthodes d'ajustement mécanique de cette main prothétique à un amputé n'ont été que brièvement abordées dans ce mémoire et seront discutées plus en détail dans la section sur les travaux futurs. Afin de concevoir une connexion de prise, un moule ou un rendu CAO du moignon d'un amputé serait nécessaire. Du plastique de thermoformage pourrait être utilisé pour mouler autour du moignon et une forme de harnais ou de sangle serait très probablement nécessaire pour produire une connexion stable.

### ***Avant bras***

Bien que la section de l'avant-bras ne contienne aucun composant mobile, sa conception est encore un peu difficile car cette section doit abriter cinq servomoteurs, une batterie au lithium-polymère (LiPo) et permettre l'assemblage.

Donc il a fallu la scinder en différents composants qui pouvaient ensuite être assemblés avec des vis. Si l'avant-bras était imprimé en 3D comme un seul grand composant, il n'y aurait aucun moyen d'assembler les moteurs et les tendons à l'intérieur du bras.

Pour minimiser les risques de fissures, les trous de guidage des vis ont été incorporés dans la conception et des précautions ont été prises pour s'assurer qu'il y a suffisamment de matériau pour supporter fermement la vis.



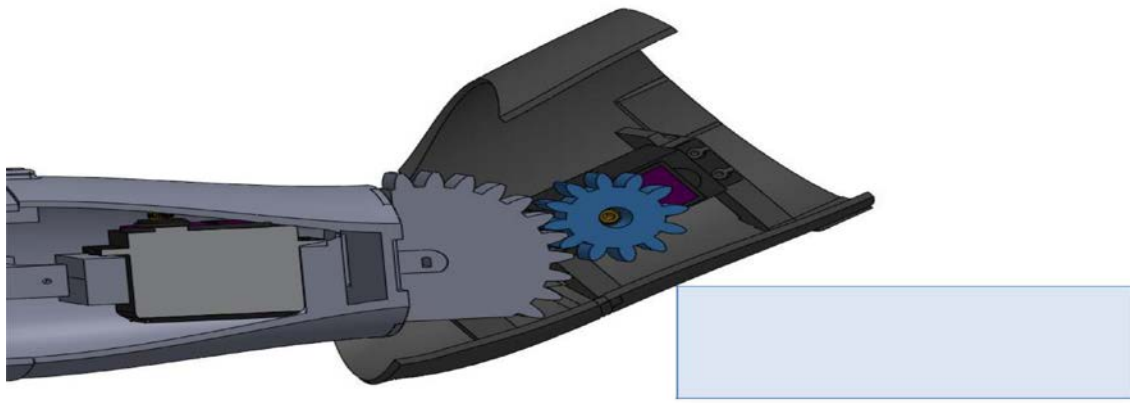
Les deux grandes sections de l'avant-bras pourraient être imprimées en 3D en une seule pièce sans affecter l'assemblage de l'appareil. Cependant, l'imprimeur n'est tout simplement pas assez grand pour imprimer un objet de cette taille. Les deux pièces sont imprimées séparément puis fixées ensemble avec de la colle forte.

La section roue denté (engrenage) vue dans l'image ci-dessus (voir figure N°32) fait partie du mécanisme de rotation du coude. Il est crucial que la qualité de cet équipement soit la plus précise possible. L'impression séparée de l'engrenage produit un engrenage imprimé de qualité supérieure. Cet engrenage a ensuite été pressé dans une rainure dans l'avant-bras et collé en position.



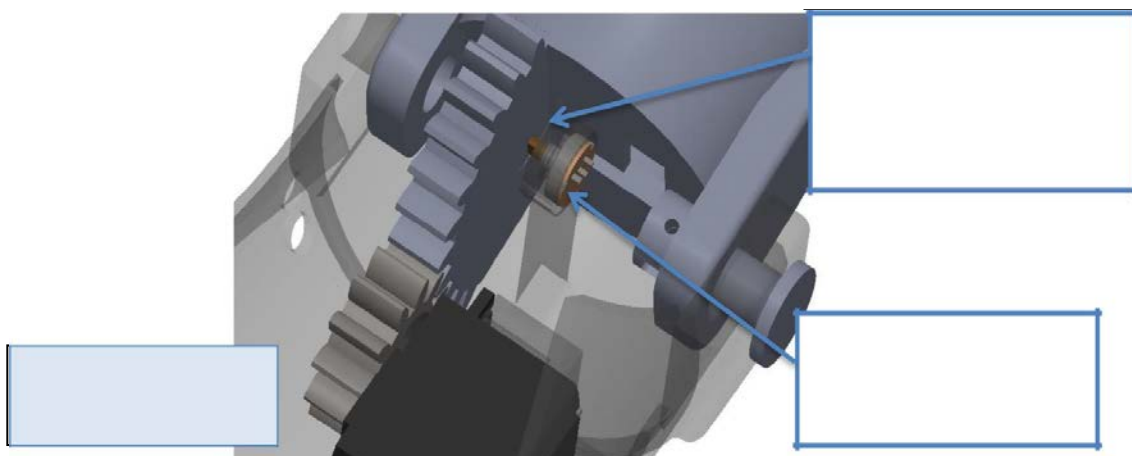
## Coude

L'actionneur coudé doit toujours déplacer le poids de l'avant-bras au-dessus de toute charge supplémentaire. Le couple minimum requis pour soulever l'avant-bras sans charge est d'environ 13,5 kg-cm (voir les calculs). Le servo TowerPro utilisé fournit 10 kg-cm de couple. Afin de soulever le bras à l'aide d'un seul servo, un système d'engrenage a dû être mis en place. Les engrenages nous permettent de générer plus de couple (force de rotation) au détriment de la vitesse. Un petit engrenage appuyé sur le servo biceps entraîne une plus grande section d'engrenage reliée à l'avant-bras (voir figure N°33).



Ce coude a été conçu pour fournir 110 degrés de rotation. Cela permet une orientation droite et un virage à angle droit. Avec l'ajout des engrenages, le servo doit maintenant tourner le petit engrenage de 290° pour courber complètement le coude. Comme précédemment mis en service, un servo standard ne peut tourner que de 180°, donc des modifications vont être faites pour augmenter la plage de rotation des servos.

Le servo-coude va être ouvert et la butée mécanique à l'intérieur sera retirée. À l'intérieur des servomoteurs, il y a aussi un petit potentiomètre qui fournit un retour à une puce interne contrôlant la rotation du moteur. Cela va être retiré de l'intérieur du servo et fendue dans une rainure dans le grand engrenage d'avant-bras.



En montant le potentiomètre dans l'avant-bras, nous avons modifié le retour angulaire des servos. Le potentiomètre tourne maintenant 2 fois plus lentement qu'avant, ce qui augmente la plage de servo de 380° - plus que suffisant pour déplacer le coude. Cependant, en augmentant la plage de rotation, nous avons diminué la résolution angulaire du servo.

### 3.1.4 Calculs mécaniques

#### Calcul de couple requis

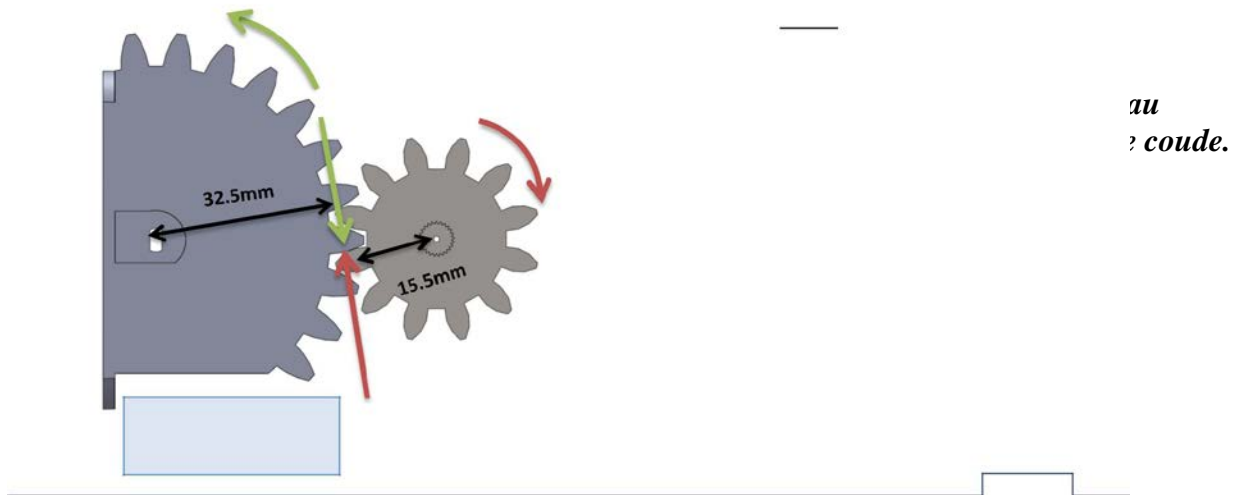
Les premières mesures indiquent que le poids final du bras sera d'environ un kilogramme. Pour simplifier les calculs, supposons qu'une charge ponctuelle de 1 kg agit sur le bras à 13,5 cm du pivot du coude.

C'est le couple requis au coude pour soulever le bras. Les servos TowerPro ne peuvent fournir qu'un couple maximal de 10 kg-cm. Une augmentation du couple de 135% devrait théoriquement suffire à soulever le bras. Cependant, il n'est jamais bon que les servomoteurs fonctionnent à leur couple maximal, surtout pendant des périodes prolongées. Idéalement, nous voulons que le servo ne tourne jamais à la moitié de son couple maximum.

La clé pour augmenter le couple est d'avoir un grand engrenage mené connecté à l'avant-bras.

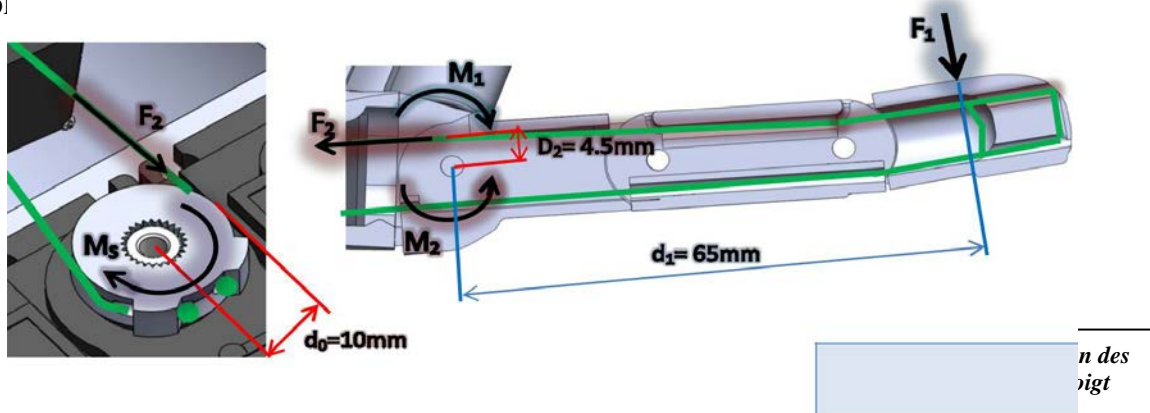
L'avant-bras représenté a été conçu pour être aussi large que possible et s'intègre parfaitement dans l'espace du coude.

Le petit engrenage a été rendu aussi petit que possible tout en fournissant des dents d'engrenage assez solides pour transférer des couples élevés.



#### Force dans les doigts (Module biomécanique M1)

Pour calculer la force théorique du doigt, examinons d'abord la situation dans laquelle l'index est compl

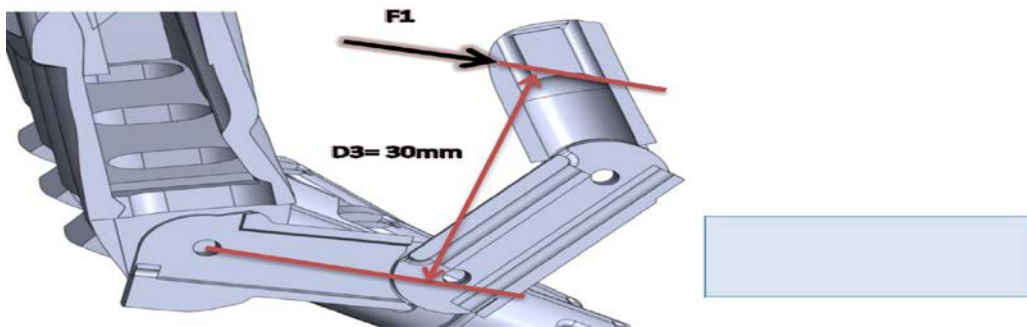


Dans ce cas, le tendon crée un moment autour de chaque articulation dans le doigt. Le moment de l'articulation sera le plus grand car il est le plus éloigné de la force appliquée. Par conséquent, c'est la force de rotation à l'articulation qui limite la charge que nous pouvons soulever au bout du doigt.

Au moment où la charge maximale pouvant être soulevée est appliquée, les moments M1 et M2 s'équilibrent. Pour commencer nos calculs, nous devons déterminer la force de traction dans le tendon. Le couple de décrochage (force de rotation maximale) des servos MG996R est de 10 kg-cm (1 N / m).

Ainsi, une force de 0,7 N peut être appliquée à chaque doigt lorsqu'il est complètement déployé - ou une masse de 70 g peut être levée. Cela peut sembler assez faible, mais il est important de noter que ce n'est pas nécessairement la force maximale que le doigt peut appliquer.

Au fur et à mesure que le doigt se courbe, la distance perpendiculaire entre l'articulation et la charge appliquée diminue, ce qui réduit le moment de l'articulation. Cela signifie que les extrémités des doigts appliquent plus de force à mesure qu'elles se ferment davantage. Supposons que la main est enroulée autour d'un objet, alors la force appliquée à l'index agira dans une orientation similaire à la représentation ci-dessous (figure N°37).



**Comme la distance perpendiculaire entre l'articulation appliquée et l'articulation est maintenant plus petite, le bout du doigt peut exercer une force plus importante.**

Dans ce cas, chaque doigt peut supporter une masse d'environ 150g, ce qui donnerait à l'ensemble de la main une capacité de levage / maintien d'environ 600g.

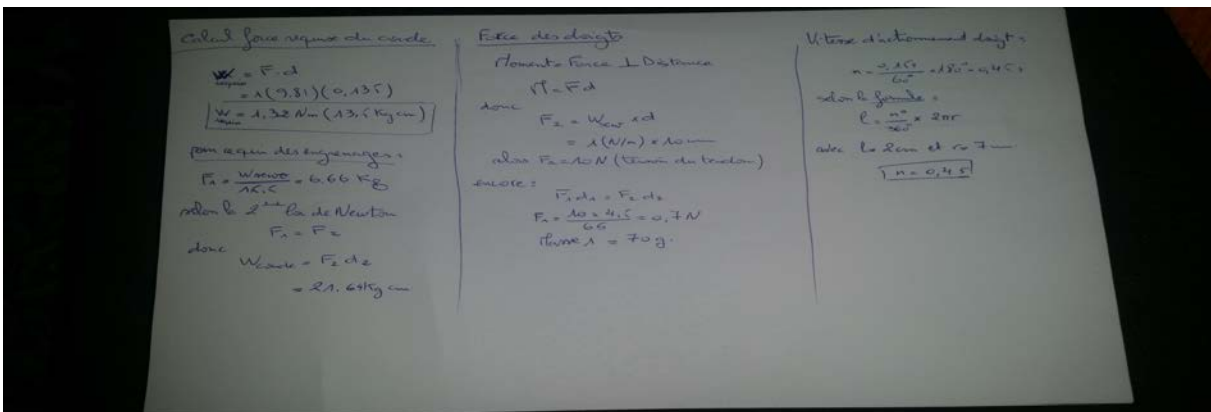
### Vitesse d'actionnement des doigts

Le servo MG996R a une vitesse de fonctionnement de 0.15sec / 600. Une rotation complète du poignet de la paume à la paume de la main (180 °) prend donc  $(0.15 / 60) * 180 = 0.45s$ .

Il a été mesuré qu'un tendon doit se déplacer d'environ 2 cm pour déplacer le doigt de complètement étendu à complètement fléchi. En utilisant la formule de longueur d'arc

- Où la longueur est de 2cm, r est le rayon des cornes servo custom (7mm)

Nous trouvons que le servo doit tourner 1600 pour ouvrir / fermer complètement chaque doigt. Nous trouvons que le temps maximum pour ouvrir / fermer un doigt est  $(0.15 / 60) * 160 = 0.4s$ .



### 3.1.5 Fabrication et assemblage

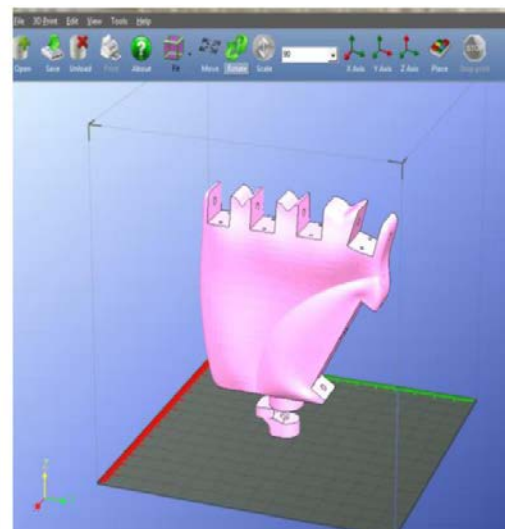
Tous les composants mécaniques ont été produits à l'aide d'une imprimante 3D de modélisation par dépôt fondu. Ce type d'imprimante 3D produit ce que l'on appelle un matériau de support qui fournit un support aux plans horizontaux pendant l'impression. Des précautions doivent être prises lors de l'enlèvement de ce matériau de support pour ne pas endommager le composant.

Toutes les broches utilisées dans le dispositif, telles que les articulations des doigts, ont été un filament de polypropylène de 3 mm de diamètre. Après l'impression, ces trous vont être percés avec un foret de 3 mm pour améliorer la précision dimensionnelle.

Imprimante 3D fournit son propre environnement de développement qui permet un réglage précis des options. Plusieurs caractéristiques sont expérimentées telles que la vitesse d'impression, la résolution de couche et la température d'extrusion pour produire des composants imprimés de haute qualité.



*Figure 39 : l'impression d'un composant sur une imprimante 3D*



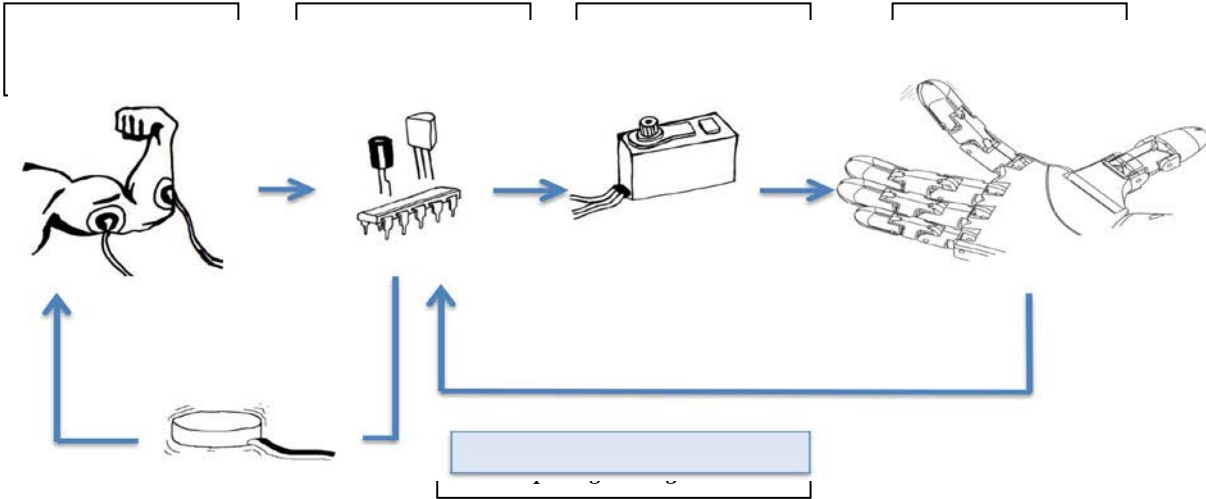
*Figure 40 : modèle .STL de la paume pour impression 3D sur le logiciel du design*

L'assemblage de cet appareil se révèle très difficile et nécessite l'utilisation de plusieurs outils. Enfiler les lignes tendineuses à travers leurs trous de guidage, tendre les tendons et régler les mouvements du servo / doigt demande précision et patience.

### 3.2 Conception électrique

#### Présentation du flux de signaux

Une flexion de l'utilisateur génère un signal analogique qui est amplifié, rectifié et lissé par la carte de capteur EMG. Le microcontrôleur utilise ce signal analogique pour générer un signal modulé en largeur d'impulsion. Cela entraîne des servomoteurs qui tendent les tendons, provoquant l'enroulement des doigts.



#### 3.2.1 Actionnement

Comme indiqué précédemment, les servomoteurs utilisés dans ce système sont des servomoteurs standards. Ces moteurs peuvent être commandés pour tourner à des positions angulaires jusqu'à  $\pm 90$  degrés du repos.

Puisque les tendons artificiels se déplacent peu pour ouvrir et fermer chaque doigt, la précision angulaire de chaque servo affecte quelque peu la précision avec laquelle les doigts peuvent être contrôlés. Des servomoteurs relativement peu coûteux ont été utilisés



Dans ce système pour maintenir un coût bas. L'utilisation de servos de meilleure qualité serait bien sûr augmenter la force et la précision des doigts, mais coûterait beaucoup plus cher.

#### 3.2.2 Microprocesseur

Une carte arduino UNO de la série Atmel a été utilisée comme ordinateur central pour ce système. Cette famille de processeurs a des limites sur la puissance de calcul mais est plus que suffisante pour cette conception. Afin de programmer le périphérique, la carte arduino se connecte au circuit du micro-ordinateur qui transmet les données via une connexion USB au microprocesseur de la carte afin d'actionner les servomoteurs.



Figure 43  
Carte arduino UNO



### 3.2.3 Régulateurs de tension

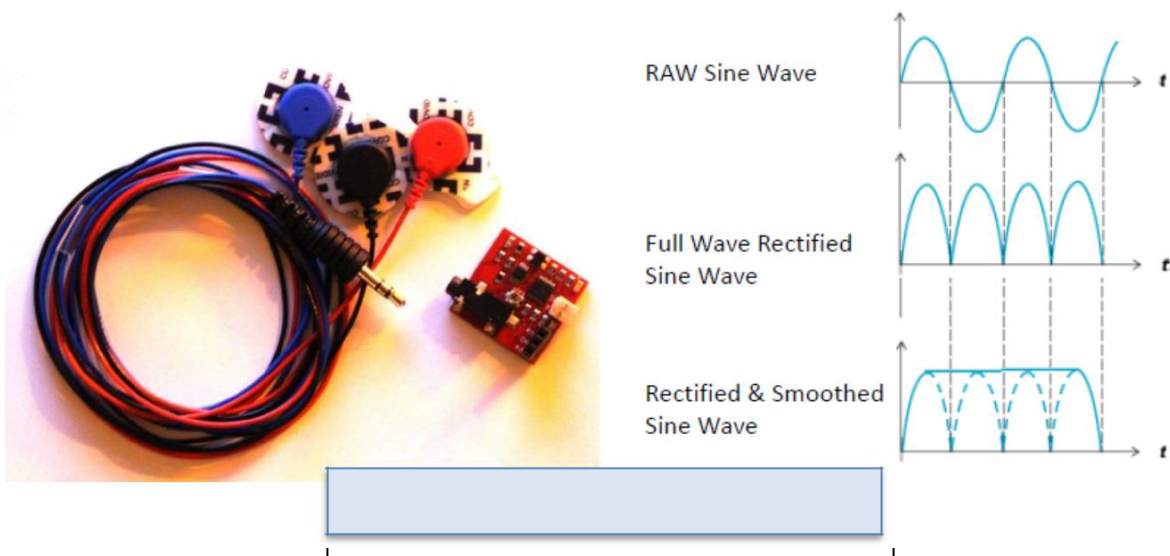
Des régulateurs de puissance ont été utilisés pour contrôler la tension et l'alimentation des servos et du microcontrôleur. Ces régulateurs empêchent une situation dans laquelle un servo pourrait caler et tirer une grande quantité de courant de la batterie. Si un tel cas arrivait aux six servos simultanément, il pourrait facilement endommager l'électronique ou même provoquer un incendie dans le pire des cas.

En dehors de la disponibilité, des régulateurs de montage en surface de 5 V ont été utilisés pour alimenter les servos et un régulateur de 3,3 V utilisé pour alimenter le microcontrôleur. Les régulateurs spécifiques utilisés délivrent un courant maximum de 1A.

Une hypothèse juste est que chaque servo aura besoin d'un courant d'au moins 500 mA pour fonctionner. Par conséquent, chaque régulateur de puissance 1A fournit deux servos. Ces régulateurs spécifiques maintiennent la sortie stable à 5V. Il en résulte des performances d'asservissement légèrement plus faibles et plus faibles, la puissance idéale des servos étant d'environ 6,5V.

### 3.2.4 Détection d'électromyographie

Des cartes de capteurs EMG monocanaux faciles à utiliser ont été utilisées pour détecter et mesurer l'activité musculaire. Ce kit contient un petit PCB et trois électrodes de surface. Deux de ces électrodes mesurent le potentiel de tension à travers un muscle et le troisième est un point de référence au sol placé sur une caractéristique osseuse.



Le kit de capteurs musculaires est conçu pour être utilisé directement avec un microcontrôleur. Lorsque l'utilisateur fléchit, un système d'amplification interne convertit les impulsions électriques minuscules en un signal redressé et lissé qui peut être utilisé comme une entrée du convertisseur analogique-numérique d'un microcontrôleur.

### 3.2.5 Alimentation

Il est important que ce système soit portable et entièrement alimenté par des sources internes. L'utilisation d'une alimentation murale est parfaite pour les tests et le débogage, mais un bras prothétique doit être alimenté par une source qu'un amputé peut transporter facilement.

Les servomoteurs utilisent une quantité importante de courant pendant le fonctionnement. Les batteries jetables ne seraient pas une bonne solution puisque les servos draineraient l'énergie trop

rapidement, ce qui signifie qu'ils devraient être remplacés assez fréquemment. Les batteries Lithium Polymer (LiPo) offrent une densité énergétique élevée et sont rechargeables.

Il y a un compromis entre la durée de vie de la batterie et la taille de la batterie. Idéalement, nous aimerions que le bras puisse fonctionner pendant plusieurs heures sans avoir besoin d'être rechargé. Cependant, pour ce faire, la taille de la batterie peut devenir trop importante pour être logée dans l'appareil.

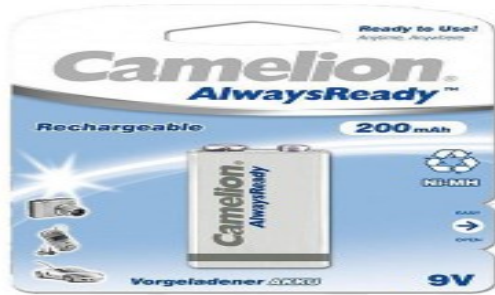


Figure 45  
Pile 9V  
rechargeable de  
lithium polymère

Les kits de capteurs musculaires nécessitent très peu de puissance alors que les servos et les microcontrôleurs nécessitent une quantité importante. Les kits de capteurs musculaires nécessitent deux sources d'alimentation pour créer une référence de tension positive et négative. Ces capteurs sont sensibles aux pointes de tension d'entrée et nécessitent une alimentation stable pour générer des signaux de haute qualité.

Pour ces raisons, les cartes de détection EMG sont alimentées par deux batteries 9V séparées. Deux batteries jetables devraient fournir l'énergie pendant une durée sensiblement longue. Quand ils s'épuisent, ils peuvent être remplacés facilement et à moindre coût.

Un système électrique plus sophistiqué pourrait relier tous les composants à une seule source d'alimentation en utilisant des techniques pour générer une tension négative pour les capteurs EMG. Cela réduirait la taille, le poids et l'encombrement du système d'alimentation électrique actuel.

### 3.2.6 Réalisation de circuits

Le schéma suivant décrit les circuits du système. Notez que six régulateurs de puissance sont incorporés, mais un seul a été montré pour plus de clarté.

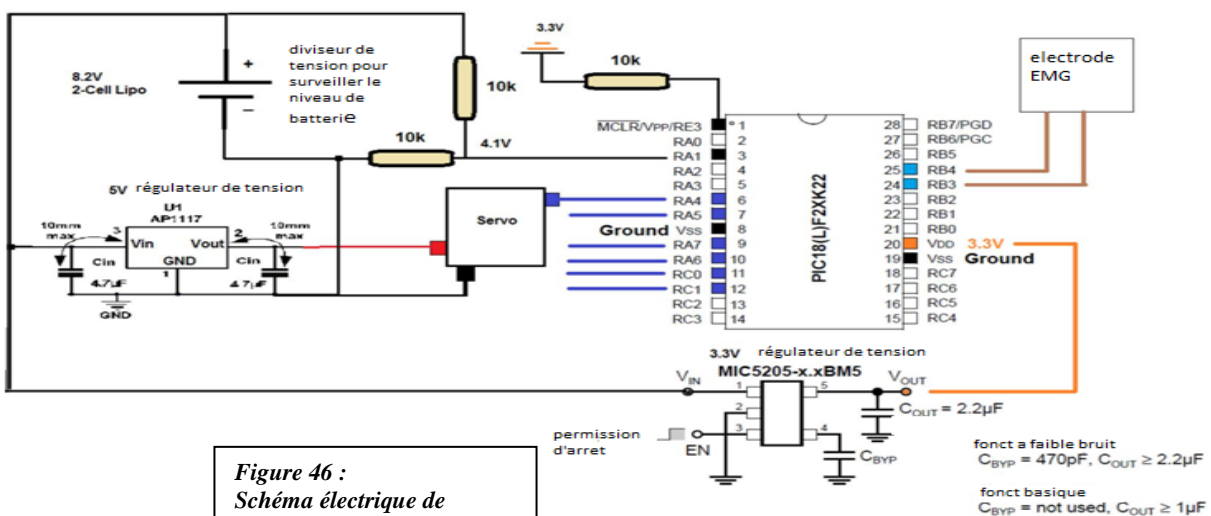
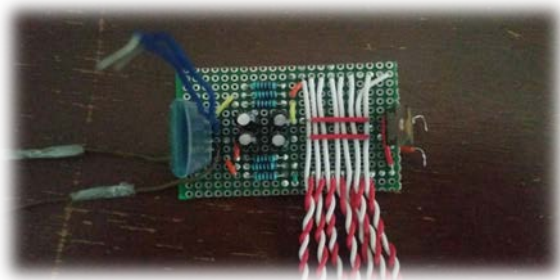


Figure 46 :  
Schéma électrique de  
l'installation du bras bionique

En raison des contraintes de temps, les capteurs de pression et les moteurs vibro-tactiles n'ont pas été mis en œuvre. Ces composants auraient été attachés aux broches restantes du microcontrôleur et alimentés par leurs propres régulateurs de tension. Une autre caractéristique utile serait un potentiomètre qui peut être tourné pour contrôler des caractéristiques telles que la sensibilité EMG.

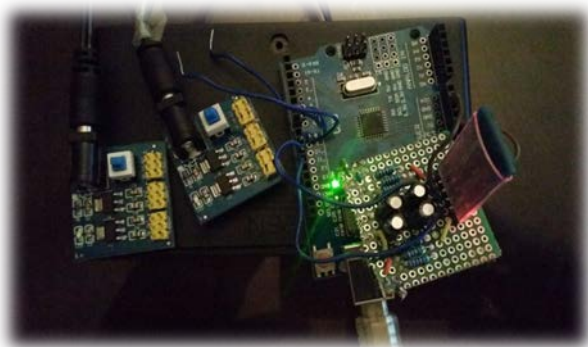
### 3.2.7 Prototypage

L'électronique a été prototypée sur arduino en utilisant une combinaison de trou traversant et de montage en surface. Le circuit imprimé doit être aussi petit que possible afin qu'il puisse facilement s'insérer dans la section du biceps. (voir figure N°47).



*Figure 47 : Circuit de commande Bluetooth*

L'image ci-dessous (figure N°48) montre cette carte centrale connectée à la batterie LiPo et aux deux kits de capteurs EMG et à leur alimentation.



*Figure 48 : Prototype de contrôle arduino*

## 3.3 Implémentation du programme

### 3.3.1 Programmation

Un microcontrôleur PIC comprend uniquement son propre langage d'assemblage spécifique. Afin de programmer le code du logiciel du microcontrôleur doit être écrit en langage Micro C.

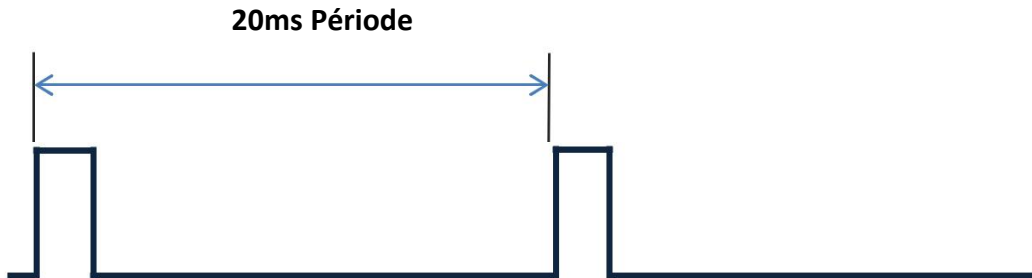
Le codage dans le langage C standard est généralement beaucoup plus facile et rapide. Micro C est l'environnement de développement fourni par Microchip. Les microprocesseurs sont programmés via une connexion USB.

Le microprocesseur surveille les signaux d'entrée des capteurs EMG, effectue des calculs pour déterminer l'action requise associée à cette entrée et génère des signaux correspondants pour les moteurs.

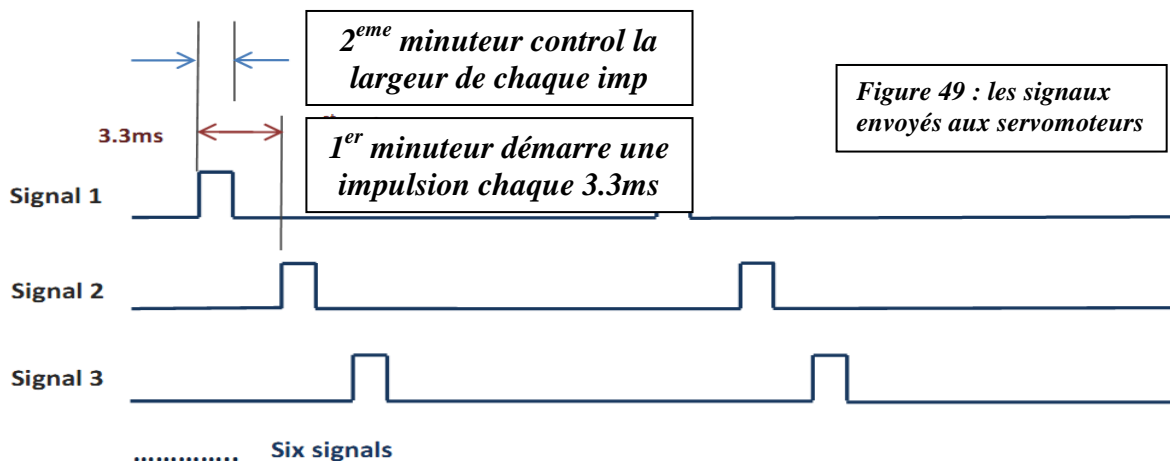


### 3.3.2 Signaux servo

Un signal modulé en largeur d'impulsion est utilisé pour commander les servomoteurs. Toutes les 20 ms, une impulsion entre 1 ms et 2 ms est envoyée du microcontrôleur PIC au circuit de contrôle interne du servo.



Une impulsion de 1,5 ms fait tourner l'arbre de servo dans sa position centrale. Différentes largeurs d'impulsion correspondent à différentes positions de l'arbre du moteur. Pour créer un PWM, nous pourrions utiliser un temporisateur logiciel pour contrôler avec précision le temps et la durée d'une impulsion. Une autre option consisterait à utiliser la fonction intégrée du générateur PWM du microcontrôleur. Le problème avec ces deux options est qu'il n'y a pas assez de minuteries logicielles pour contrôler chaque servo. Six servos doivent être contrôlés et seulement quatre minuteries sont disponibles. Pour ce bras bionique, deux minutiers logiciels 16 bits ont été utilisés pour contrôler précisément six servos. Six signaux PWM doivent être générés sur les broches de sortie individuelles. Toutes les 3,3 ms, le début d'une nouvelle impulsion est démarré sur une nouvelle ligne de sortie. Après six cycles 20ms ont passé une nouvelle impulsion commence sur la première ligne de signal et le cycle se répète. Un temporisateur logiciel est utilisé pour contrôler la période de temps de 3,3 ms. Si par exemple seulement cinq servos étaient utilisés alors nous commencerions un nouveau signal toutes les 4ms (voir figure N°49).



Un maximum de huit servos individuels peut être contrôlé en utilisant cette méthode.

### **3.3.3 Contrôle EMG**

Comme indiqué dans la section sur la conception de l'électronique, chaque carte de capteur musculaire délivre un signal analogique (0-3V) dans une broche analogique sur le microcontrôleur. Le microcontrôleur effectue une conversion analogique-numérique sur ce signal en stockant le résultat sous la forme d'une valeur binaire de 10 bits qui est utilisée pour contrôler le positionnement des servomoteurs.

Cette thèse a seulement exploré des algorithmes de contrôle EMG relativement basiques. Deux paires d'électrodes fournissent deux signaux analogiques qui sont utilisés pour commander les actionneurs de l'appareil. Lorsque l'amplitude des signaux EMG passe au-dessus des seuils arbitraires, des commandes spécifiques sont exécutées.

Le contrôle EMG de base est le suivant.

- Un ensemble d'électrodes mesure les signaux myoélectriques d'une région musculaire telle que le biceps. Lorsqu'un utilisateur fléchit, le signal EMG est utilisé pour basculer entre différents états de prise du bras.
- L'autre capteur EMG surveille une autre région musculaire comme l'avant-bras. La flexion de cette région musculaire active l'état spécifique dans lequel se trouve l'appareil - les doigts se ferment ou les articulations tournent à des positions prédéfinies.

En utilisant cette méthode, il est possible de contrôler l'ouverture et la fermeture des différentes poignées ainsi que de permettre les états de rotation du poignet et du coude. Cependant, une seule commande peut être exécutée à la fois en utilisant ce contrôle de base.

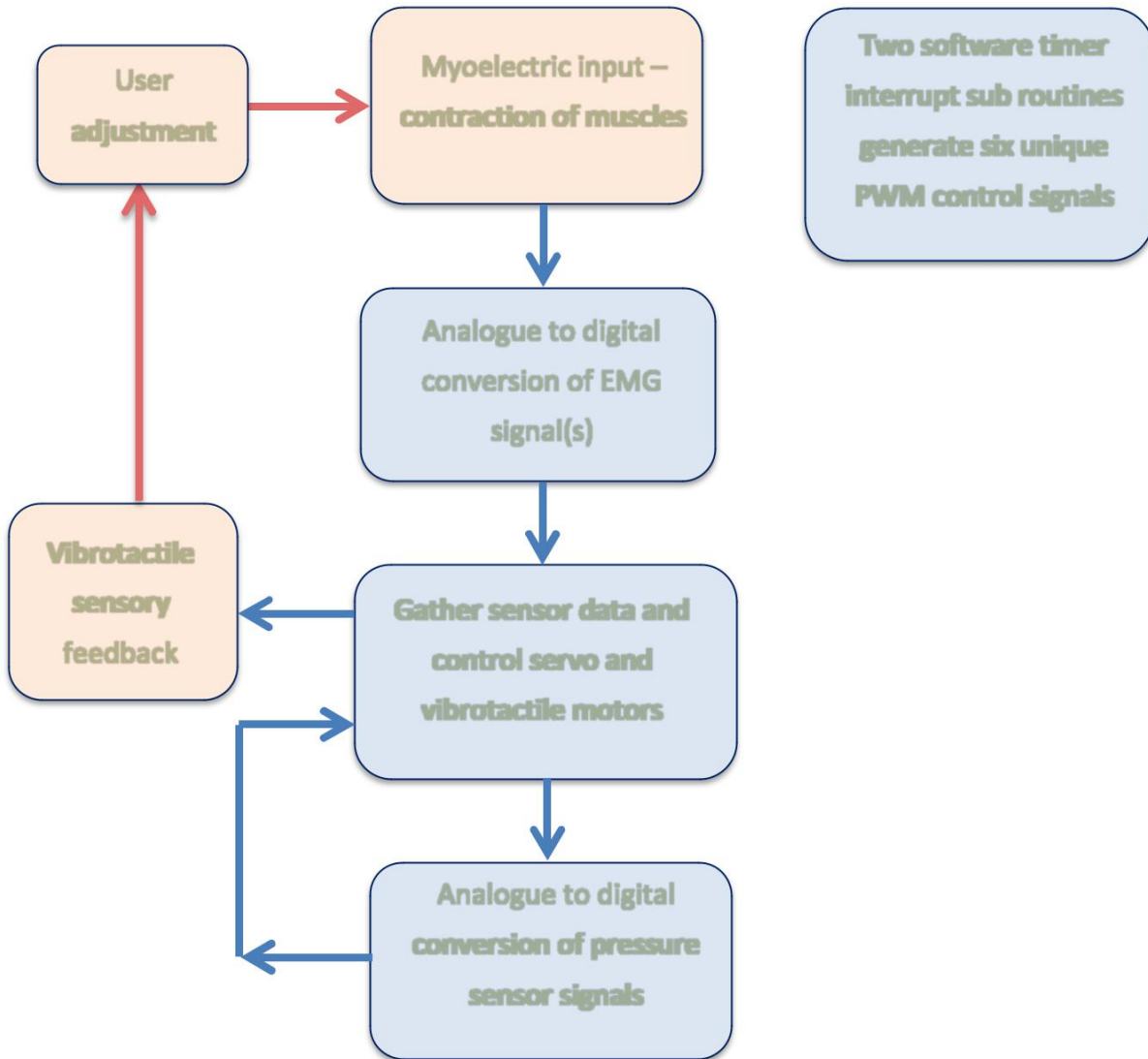
Idéalement, nous aimerions un système qui permet à l'utilisateur de contrôler les positions exactes et la force appliquée par chaque chiffre et qui permet également de contrôler plusieurs mouvements simultanément.

### **3.3.4 Rétroaction du capteur**

Idéalement, nous aimerions inclure des capteurs de pression sur chaque doigt pour fournir une rétroaction. Ces capteurs fournissent des informations au microcontrôleur sur la force appliquée à chaque doigt. Cette information peut être utilisée pour contrôler les moteurs de vibration logés dans une bande flexible qui peut être portée autour du bras supérieur. Ceci fournit à l'utilisateur un certain retour sensoriel de base lui permettant de savoir s'il saisit un objet et quelle force il applique.

### 3.3.5 Flux de programme

La structure de base du programme actuel est décrite ci-dessous.



*Figure 50 : fonctionnement du programme 'la partie rouge indique l'intégration du module humain*

## Chapitre 4.0 - Tests et Discussion des résultats

Le système réalisé est un bras bionique (voir photo sur la figure 51 ci-dessous) offrant six degrés de liberté et la possibilité d'être contrôlé par des signaux myoélectriques. La conception totale se compose de trente-six composants imprimés en 3D individuels. Lors de son élaboration plusieurs caractéristiques du bras prothétique ont été testées et mesurées pour améliorer ses performances. Celles-ci vont être décrites dans ce qui suit, après la description détaillée de ses spécifications et caractéristiques.



### 4.1 Spécifications du système

Le pouce, l'index et le majeur se déplacent chacun indépendamment et l'annulaire et le petit doigt se déplacent en tandem. Le poignet permet 180 degrés de rotation et le coude permet 110 degrés de flexion. Un utilisateur peut contrôler le mouvement du bras à travers un ensemble d'électrodes EMG placées sur leur avant-bras et / ou biceps. A ce stade, deux ensembles d'électrodes permettent un contrôle rudimentaire de la gamme des mouvements des bras. L'appareil est entièrement portable et a une autonomie de plus de 3 heures.

Le tableau N°1 ci-dessous présente certaines caractéristiques clés de cette conception :

Propriétés du système	Description
Poids	950g
Matériel	ABS plastic
Tendons	Fils
Source d'alimentation	2-Cellules 7.4V Lithium polymère rechargeable
Microcontrôleur	Arduino
EMG Sensors	Muscle Sensor Kit V3

*Tableau N°1 : spécification du système*

#### 4.2 Préhensions réalisables

Le système est physiquement capable de plusieurs arrangements différents de modèle de poignée :



#### 4.3 Qualité des composants constituant le bras

Tous les composants ont été imprimés en 3D en plastique ABS. L'ABS est couramment utilisé pour l'impression 3D en raison de son faible point de fusion et de ses propriétés. Un autre matériau couramment utilisé est le plastique PLA. L'ABS est robuste et résistant aux chocs, ce qui le rend idéal pour un bras prothétique - un dispositif qui doit absorber un impact significatif sans se casser. Les composants PLA se déforment moins que ceux en ABS, ce qui permet d'obtenir des pièces plus précises, mais le PLA est fragile et ne peut absorber beaucoup de chocs. L'imprimante 3D UP 2 peine à imprimer avec PLA

Malheureusement, les composants imprimés en 3D sont naturellement très faibles en raison de la manière dont ils sont fabriqués. Un objet imprimé en 3D est lentement construit par une buse extrudant le matériau fondu dans des couches en coupe transversale. La limite entre deux couches imprimées en 3D est essentiellement une imperfection dans la structure du grain du matériau. La résistance à la traction ultime de l'ABS imprimé en 3D est nettement inférieure à celle de l'ABS formé par moulage par injection. Par exemple, les blocs LEGO sont fabriqués en ABS mais sont moulés par injection plutôt qu'en 3D. Le moulage par injection donne des composants beaucoup plus solides et des finitions de surface améliorées. Les composants imprimés en 3D offrent de mauvaises propriétés mécaniques qui dépendent de l'imprimante 3D spécifique utilisée et de la qualité de l'impression.

Plusieurs composants ont cassé lors de la manipulation et de l'assemblage. De nombreux composants ont dû recevoir un revêtement d'acétone après leur impression. L'acétone dissout l'ABS en lui permettant de s'écouler à travers les fissures et les coutures, les couches se lient mieux et la résistance des composants est améliorée.

Une autre méthode consiste à suspendre des composants dans un courant d'évaporation de gaz acétone. Cette liaison s'établit beaucoup mieux et augmente la résistance des composants. Il crée également une bonne finition de surface durable. Cependant, il faut veiller à ne pas trop dissoudre les surfaces des composants, ce qui pourrait entraîner un gauchissement important de la pièce.

## 4.4 Actionnement

### Fluidité

Les doigts bougent d'une manière relativement lisse et naturelle. La fluidité des mouvements des doigts dépend de plusieurs facteurs, notamment le frottement entre les composants en plastique en mouvement, le contrôle des servocommandes et aussi la tension des tendons.

Le majeur s'ouvre et se ferme exceptionnellement bien. L'annulaire et le petit doigt ne bougent pas aussi facilement et ne se ferment pas complètement. C'est parce que les tendons de L'annulaire et du petit doigt sont attachés au même servo qui doit travailler pour déplacer les deux doigts en tandem. Puisque le petit doigt est une échelle de 0,8 de l'annulaire, cela signifie que ses tendons n'ont pas à se déplacer aussi loin pour ouvrir et fermer le doigt. Aucun des tendons n'est actionné de manière optimale, ce qui réduit la fluidité de L'annulaire et du petit doigt

### Force

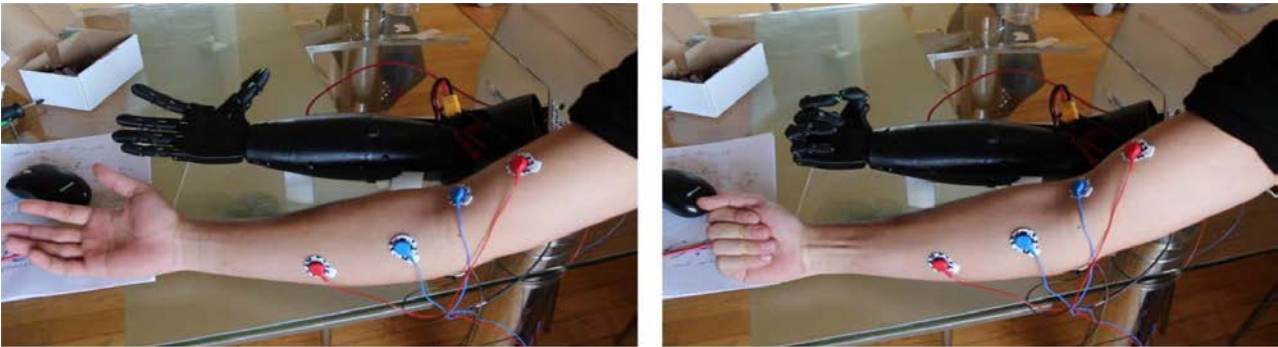
Les tests effectués à l'aide de petites balances de cuisine indiquent que les doigts peuvent fournir au moins 300 g de force chacun. En effet, les servomoteurs pourraient être tournés plus pour augmenter encore la tension sur les tendons. Cela augmenterait efficacement la force de fermeture de chaque doigt. Le facteur limitant la force des doigts n'est pas le couple des servomoteurs, mais plutôt la force des composants ABS imprimés. Si nous continuions à augmenter la tension appliquée par les servos, un composant du doigt se casserait ou une fracture se produirait au niveau du poignet.

Le seul moyen sûr de déterminer la force absolue maximale des doigts serait de tester jusqu'à la destruction. Malheureusement, les tests de destruction n'ont pas pu être effectués - sinon il n'y aurait pas de système de travail à présenter.

Malheureusement, le servo-actionneur de l'articulation du coude n'est tout simplement pas assez fort pour déplacer l'ensemble de l'avant-bras de manière fiable et en douceur. Le servo utilisé dans le coude est évalué à 10 kg-cm. Un servomoteur haut de gamme de haute qualité pourrait offrir 25 kg-cm, couplé à l'augmentation du couple du système d'engrenage, ce qui serait plus que suffisant pour faire tourner le bras autour du coude en toute sécurité. Ces servos à très haut couple augmenteraient considérablement le coût du système.

## 4.5 Contrôle

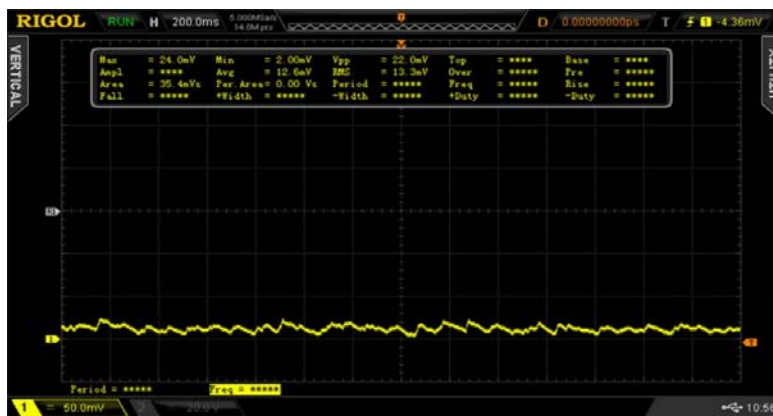
Le contrôle EMG booléen de base (voir photos sur la figure 55 ci-dessous) a permis de faire défiler et d'activer différents états. Un état permettait la rotation du poignet et un autre état permettait l'actionnement du doigt. Il était possible d'ordonner à la main de se fermer, de la faire pivoter jusqu'à une certaine position, de la faire pivoter vers l'arrière puis de la rouvrir. Un tel mouvement pourrait être utilisé pour saisir et verser un liquide d'une bouteille. Cependant, le fait d'avoir à basculer entre les deux états a rendu la tâche lente et fastidieuse en utilisant ce contrôle EMG de base.



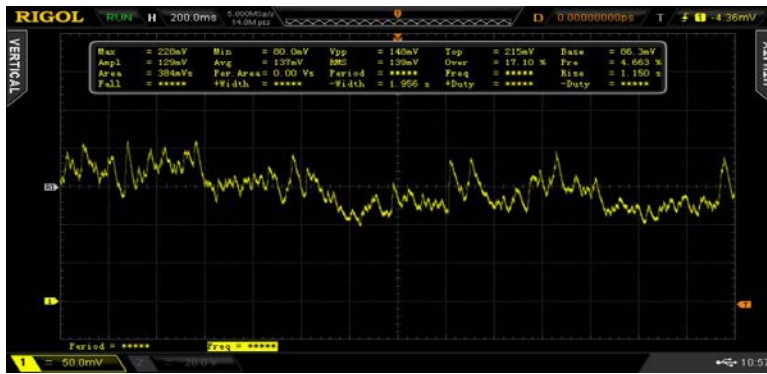
Le contrôle proportionnel des doigts fonctionnait assez bien - plus l'utilisateur fléchissait, plus les doigts se fermaient. Cependant, cette commande proportionnelle a provoqué le tremblement des doigts lors de la tentative de fermeture, ce qui était dû aux signaux bruyants utilisés pour contrôler les positions d'asservissement.

Initialement, les signaux EMG ont été échantillonnés toutes les 100 ms, convertissant l'amplitude du signal en valeur décimale. Les servos ont également été mis à jour toutes les 100ms (voir figure N°56).

Sur la figure N°57, les signaux EMG sont assez bruyants. Cela signifie que le niveau de tension du signal peut augmenter ou chuter de manière significative en 100 ms, ce qui oblige les servos à se déplacer constamment dans différentes positions. Ceci est particulièrement mauvais avec les signaux de haut niveau.

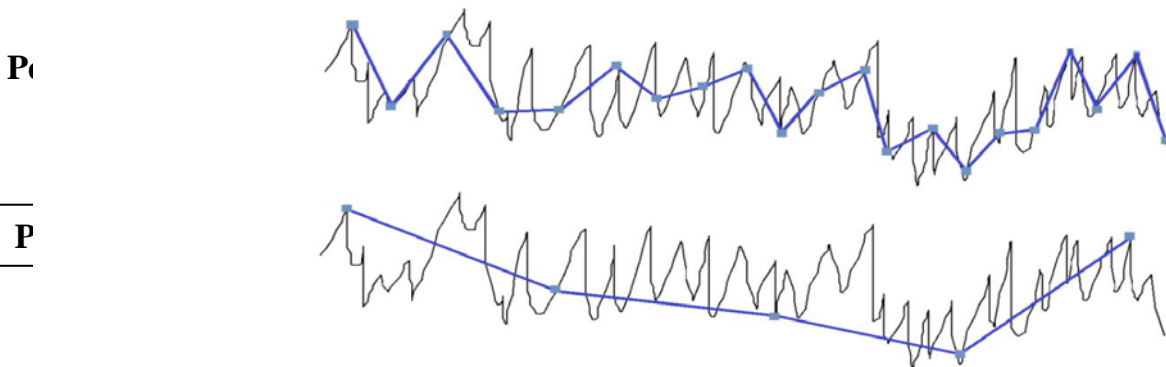






Comme illustré ci-dessous, les points échantillonnés utilisés pour la commande d'asservissement changent constamment de haut en bas. Un signal lisse est souhaité, ce qui signifie qu'un filtrage doit être effectué sur ces sorties EMG pour améliorer les caractéristiques de contrôle.

L'augmentation du temps entre les échantillons ADC et les mises à jour d'asservissement ralentit le tremblement des doigts mais ne résout pas le problème.



*Figure 58 : signal EMG (noir) avec ADC échantillonnage (bleu) dans deux périodes différentes*

Pour que le contrôle proportionnel fonctionne, nous avons besoin d'un signal EMG qui augmente linéairement avec l'intensité du flex. Pour générer la capture d'écran ci-dessous, l'utilisateur se concentre sur le démarrage au repos et augmente graduellement l'intensité du flex jusqu'à un maximum puis relâche.

L'amplitude de ce signal semble augmenter linéairement avec l'augmentation de l'intensité de flexion. Ceci est requis pour un contrôle proportionnel précis.



## 4.6 Coût

Le tableau ci-dessous indique le coût total du matériel à 61600 DA. Idéalement, des servomoteurs de qualité supérieure devraient être utilisés, ce qui pourrait ajouter plus au coût total.

Description	Coût (DA)
700g d'ABS	12500
7 x Standard Servo moteurs	14800
2 Cell LiPo Batteries	1400
2 x Muscle Sensor kit v3	14000
Electroniques	2500
(régulateurs, soudure, fils etc.)	2800
Divers	12000
(fils de pêche tressée, vis, etc.)	1600

*Tableau N°2 : Coût totale de réalisation*

**Coût totale : 61600 DA**

## 4.7 Vie de la batterie

La batterie LiPo utilisée est évaluée à 1600 mAh. Le courant maximum que le système peut tirer dans n'importe quelle circonstance est d'environ 3.1A. Cela correspond à une durée de vie extrême de la batterie la plus défavorable d'environ 30 minutes (1600 mAh / 3.1A). Cependant, un tel scénario ne se produirait que si tous les servomoteurs continuaient à tirer sur leur capacité maximale - ce qui ne se produirait jamais pendant une longue période.

Une estimation beaucoup plus réaliste est une consommation de courant moyenne de 75mA par chaque servo. En intégrant les exigences de puissance du microcontrôleur et d'autres composants électroniques, une estimation raisonnable de la puissance requise du système de 550 mA donne une estimation d'un peu moins de 3 heures de vie de la batterie.

En pratique, la durée de vie de la batterie est significativement plus longue, jusqu'à 6 heures. C'est parce que la plupart du temps les articulations sont en position de repos minimisant la consommation d'énergie des moteurs.

## 4.8 Qualité globale du système

Les caractéristiques et la qualité de construction de toute conception technique affectent grandement les performances du système. Une prothèse sécurisée, pratique et durable est incomparable à quelque chose de qualité minimale.

Pour être vraiment une prothèse myoélectrique pratique, la qualité de ce système devrait être améliorée, en particulier:

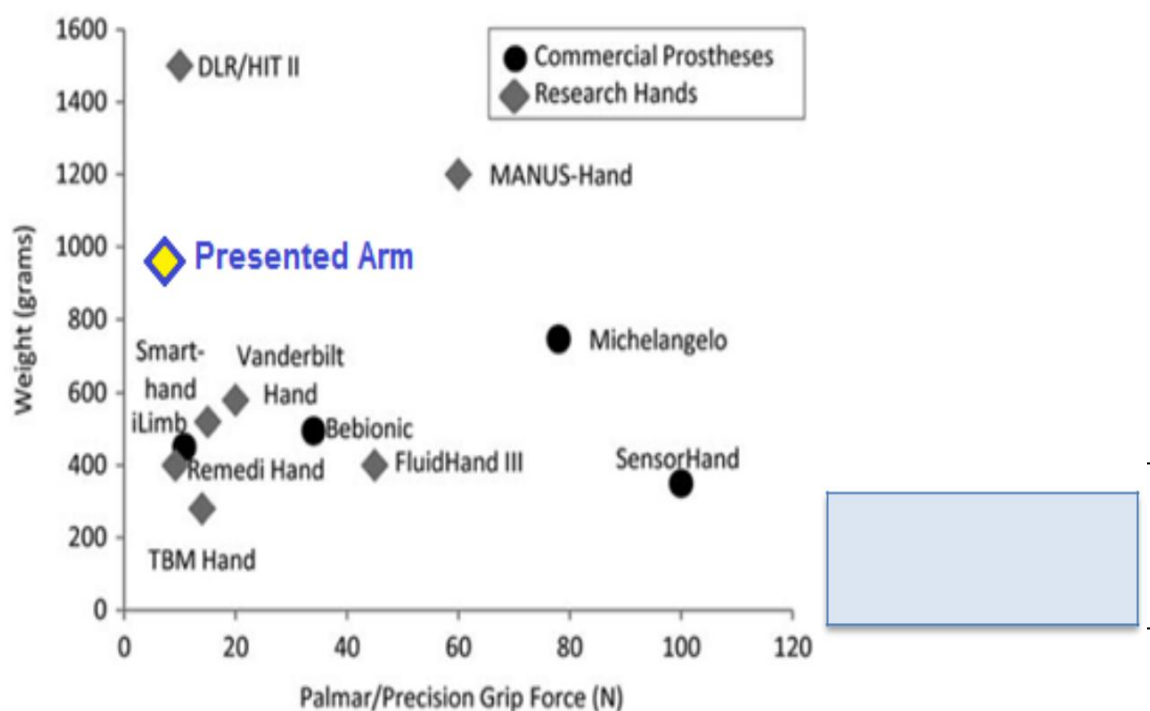
- La résistance et la rigidité de la structure devraient être améliorées par des changements de conception et l'utilisation de meilleurs matériaux
- Les travaux futurs de conception d'une connexion socket pour attacher le système à une souche amputée est nécessaire.
- Des améliorations du contrôle du système seraient nécessaires avant qu'un amputé puisse faire fonctionner le dispositif de façon fiable
- Des électrodes permanentes non réutilisables devraient être utilisées pour la détection de la myographie.

#### 4.9 Poids

Le système portatif final pèse 970 g, ce qui est relativement faible par rapport au bras humain moyen (2,5 kg), mais légèrement plus que la plupart des bras prothétiques. Le poids total des bras prothétiques agit sur une zone relativement petite de la peau au niveau de la connexion de la prise. Pour cette raison, les amputés ressentent le poids d'un bras prothétique plus que leur bras biologique. La minimisation du poids est importante mais n'est pas cruciale à ce stade et peut être adressée si et quand une connexion socket est conçue dans le futur

#### 4.10 Robustesse / résistance mécanique

Les essais avec les petites balances de cuisine ont déterminé de faibles estimations des forces de préhension du bras prothétique. Nous visons à minimiser le poids et à augmenter la force de préhension et de levage des bras. L'intrigue ci-dessous est tirée d'un document de recherche qui analyse et compare plusieurs bras prothétiques modifié pour savoir la position de notre prothèses par rapport a ceux commerciales et recherches.



Comme illustré sur la figure (page précédente), le poids et la force de préhension du dispositif présenté conceptions.

Le Michelangelo et SensorHand offrent un faible poids et une force de préhension élevée. C'est parce que ces dispositifs utilisent seulement un seul actionneur pour contrôler tous les doigts. Cela réduit non seulement le poids global, mais peut également augmenter la force de préhension, car cela signifie qu'un seul grand actionneur puissant peut être utilisé pour entraîner les doigts. La réduction évidente de performance d'un tel système est cependant qu'il n'est pas possible de déplacer les doigts indépendamment.

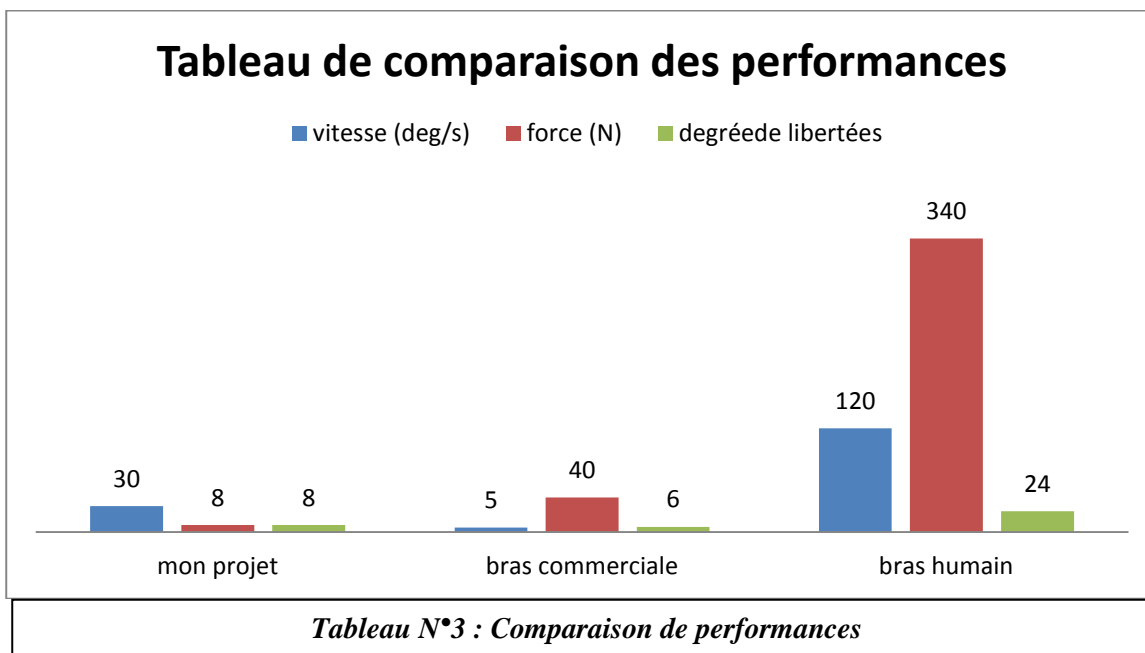
Le poids élevé de la prothèse présentée provient en partie des composants épais imprimés en 3D qui sont essentiels pour la force. Les servomoteurs lourds contribuent également légèrement plus d'un tiers du poids total du système. La répartition du poids n'est pas uniforme sur toute la longueur du bras. Le poids de la paume est très faible par rapport à l'avant-bras. Idéalement, un appareil prothétique devrait avoir une distribution de poids uniforme sur toute sa longueur.

#### 4.11 Comparaison des performances

Comparé à d'autres bras prothétiques myoélectriques, ce dispositif offre une résistance médiocre mais des vitesses d'actionnement rapides. Comme indiqué dans le tableau N°3 ci-dessous, la force et la dextérité de ce dispositif sont quelque peu limitées par rapport aux bras prothétiques commerciaux et de recherche classiques.

Comparé aux valeurs pratiques suggérées, le dispositif présenté nécessiterait une amélioration considérable de la force de préhension avant d'offrir une résistance pratique. Cependant, cette valeur de force de préhension suggérée est plutôt optimiste et est même au-dessus des valeurs de bras commerciales moyennes.

Les caractéristiques du bras humain biologique sont de loin supérieures à toute prothèse. Un objectif à long terme dans le domaine de la prothèse est de créer des dispositifs ayant des caractéristiques comparables au bras humain.



#### 4.12 Objets saisissants

La seule zone dans laquelle cet appareil excelle est la vitesse d'actionnement. Un actionnement rapide n'est pas absolument crucial, mais il permet à l'utilisateur de contrôler l'appareil plus confortablement. Une enquête auprès des utilisateurs de prothèses myoélectriques a révélé que plus de 75% se plaignaient de la lenteur de leur appareil [18]. Afin de saisir efficacement des objets de différentes formes et tailles, des capteurs de pression sont requis sur les extrémités des doigts pour fournir une rétroaction de force. Actuellement, les doigts essaieront d'atteindre un état fermé même si un objet obstrue leur chemin. Cela force les servos à tirer aussi fort que possible en essayant de mettre les doigts dans leur position fermée. La rétroaction pourrait signaler aux servos de maintenir leur position une fois qu'un objet était en contact et permettre à une pression contrôlée d'être exercée.

De manière intéressante, la plupart des bras prothétiques myoélectriques commerciaux reposent sur des vitesses de fermeture des doigts plus lentes pour permettre à l'utilisateur de décider visuellement quand arrêter la fermeture des doigts [1]. Un tel système serait difficile à contrôler en utilisant les doigts d'actionnement rapides de cette conception.

#### 4.13 Actionnement et complexité

Comme discuté dans la revue de la littérature, un degré de liberté est un moyen unique par lequel le dispositif peut se déplacer. Le bras humain (sans compter l'épaule) a 23 degrés de liberté, ce qui le rend beaucoup plus adroit que le bras bionique présenté qui n'a que 8 degrés de liberté.

Bien que chaque doigt ait trois articulations, ces articulations tournent tous ensembles lorsque les tendons sont tendus. De plus, aucun doigt ne permet un mouvement d'abduction / adduction (se tortillant d'un côté à l'autre) ce qui limite grandement la dextérité de la main. La paume peut tourner autour du poignet de 180° ce qui est similaire au mouvement du poignet humain. Cependant, le manque de capacité à fléchir le poignet vers l'avant et vers l'arrière réduit considérablement la dextérité du bras. La capacité à fléchir le poignet vers l'avant et vers l'arrière est une autre caractéristique que de nombreux utilisateurs désirent [18].

#### 4.14 Fiabilité

Le système développé n'est qu'un prototype et ne devrait donc pas conserver ses caractéristiques et ses performances pendant longtemps. Cependant, il est important de prendre soin de développer un prototype fiable pouvant être utilisé pour de futures recherches. Si des composants de l'appareil cassent, ils peuvent être facilement remplacés ou réimprimés.

#### 4.15 Contrôle de l'utilisateur

EMG rudimentaire permet le contrôle des mouvements des bras à un niveau de base. Les méthodes de contrôle mises en œuvre dans ce mémoire illustrent la preuve de concept pour le contrôle myoélectrique des prothèses imprimées en 3D. Un contrôle plus sophistiqué est nécessaire pour être utile à un amputé.

Le contrôle proportionnel des positions des doigts avec une intensité flexible a été implémenté mais pour des raisons discutées dans la section des résultats, il n'a pas été implémenté dans la version finale. Les signaux EMG utilisés par le contrôleur doivent être filtrés et lissés avant d'être utilisés pour contrôler directement les positions d'asservissement. Une logique de base devrait également être implémentée pour optimiser les performances des servos.

Le contrôle EMG avancé devrait permettre à l'utilisateur de contrôler proportionnellement plusieurs mouvements du bras simultanément.

#### 4.16 Améliorations

##### ***Conception mécanique et fabrication***

Ce mémoire n'a expérimenté que du plastique ABS pour l'impression 3D. Le nylon peut également être utilisé pour l'impression 3D et offre beaucoup plus de résistance que l'ABS. Les avis des spécialistes de l'impression 3D montrent des avantages évidents en matière de résistance du nylon par rapport à l'ABS [31].

Malheureusement, l'imprimante UP 2 ne supporte pas complètement l'utilisation du filament en nylon. Un futur étudiant souhaitant modifier la conception mécanique serait conseillé d'utiliser une imprimante 3D plus avancée. Une gamme de matériaux imprimés en 3D pourrait être utilisée pour optimiser l'appareil - par exemple, des poignets en caoutchouc personnalisés imprimés en 3D.

La conception de l'actionnement du doigt articulé, discutée dans la littérature, offrirait une plus grande force et fiabilité par rapport à un réseau de tendons artificiels. Cependant, la conception des petits engrenages complexes serait difficile et problématique à imprimer.

Enfin, la conception d'un joint de poignet autorisant deux ou trois degrés de liberté de rotation serait une conception de valeur significative. La conception actuelle du poignet peut pivoter mais ne peut pas fléchir d'avant en arrière. Cela signifie qu'il n'y a pas de joint absorbant et amortissant le choc d'un choc à la main. La flexibilité qui proviendrait d'un joint de poignet à plusieurs DOF améliorerait grandement la résistance globale à l'impact de l'appareil.

##### ***Capteur de pression***

L'une des plus grandes limites de cet appareil est son manque de rétroaction. Des capteurs de pression pourraient être utilisés pour fournir une rétroaction de la pression du bout des doigts, ce qui permettrait aux doigts de se conformer automatiquement à des formes d'objets spécifiques. La rétroaction faciliterait également une pression du bout des doigts régulière et contrôlée et réduirait la pression sur les servos en essayant de saisir un objet.

Les capteurs de pression permettraient également de contrôler les moteurs de vibration en fonction de la pression du bout du doigt mesurée. Le retour vibro-tactile à l'utilisateur est une forme basique de substitution sensorielle que la majorité des utilisateurs de prothèses myoélectriques trouve utile [18].

### ***Contrôleur PCB / Servo personnalisé***

Une carte de circuit imprimé personnalisée offre une fiabilité beaucoup plus grande que l'électronique prototypée. Si les circuits deviennent plus complexes en incorporant plusieurs capteurs de pression et moteurs de vibration, un circuit imprimé personnalisé sera nécessaire pour produire une carte suffisamment petite pour tenir dans l'appareil.

Il est conseillé aux futurs étudiants d'utiliser une carte contrôleur d'asservissement qui réduirait la surcharge du microcontrôleur et éliminerait le besoin de régulateurs de tension.

### ***Algorithmes EMG avancés et traitement***

Les futurs étudiants sont encouragés à développer des algorithmes de contrôle EMG plus avancés qui facilitent le contrôle de divers mouvements du bras simultanément. Un tel système de contrôle devrait offrir une sorte de routine d'étalonnage pour permettre au système de s'ajuster aux signaux myoélectriques de chaque utilisateur individuel.



## Chapitre 5.0 – Programmation

Le parcours le plus difficile dans ce mémoire reste « la programmation » sur la carte arduino du fait que le cursus universitaire auquel nous étions confronté n'aboutissait pas vers l'informatique puisque on a surtout étudié le coté électronique et instrumentation.

Au cours du dernier siècle l'informatique s'est montrée bénéfique aux besoins de l'homme et s'avère que l'instrumentation devient de plus en plus dépendante de cette première.

Commençant par une calculatrice de taille d'une chambre arrivant maintenant à des systèmes nano-scopiques contrôlant des robots gigantesques.

Non seulement ça mais aussi l'implantation des éléments (puces) lui permettant l'amélioration des performances intellectuelles et sensorielles.

### 5.1 Carte arduino :

Arduino est une entreprise italienne qui conçoit des cartes de développement au grand public, avec un environnement de développement facilement utilisable, l'arduino UNO n'est pas son seul produit elle propose d'autres cartes programmables basés sur des microcontrôleurs Atmel ou autres. Pour faire simple un microcontrôleur appelé a tort microprocesseur par nombres de personnes mal informés est en effet l'équivalent d'un petit ordinateur contenu dans un seul boîtier de circuit intégré à plus au moins grand nombre de pattes.

Il contient une unité centrale l'équivalent du microprocesseur, de la mémoire vive, de la mémoire morte. des interfaces diverses pour communiquer et toute une circuiterie électronique et logique nécessaire pour faire fonctionner tout cela ensemble [36].



*Figure 61: un model de carte arduino*

### **5.1 Arduino UNO :**

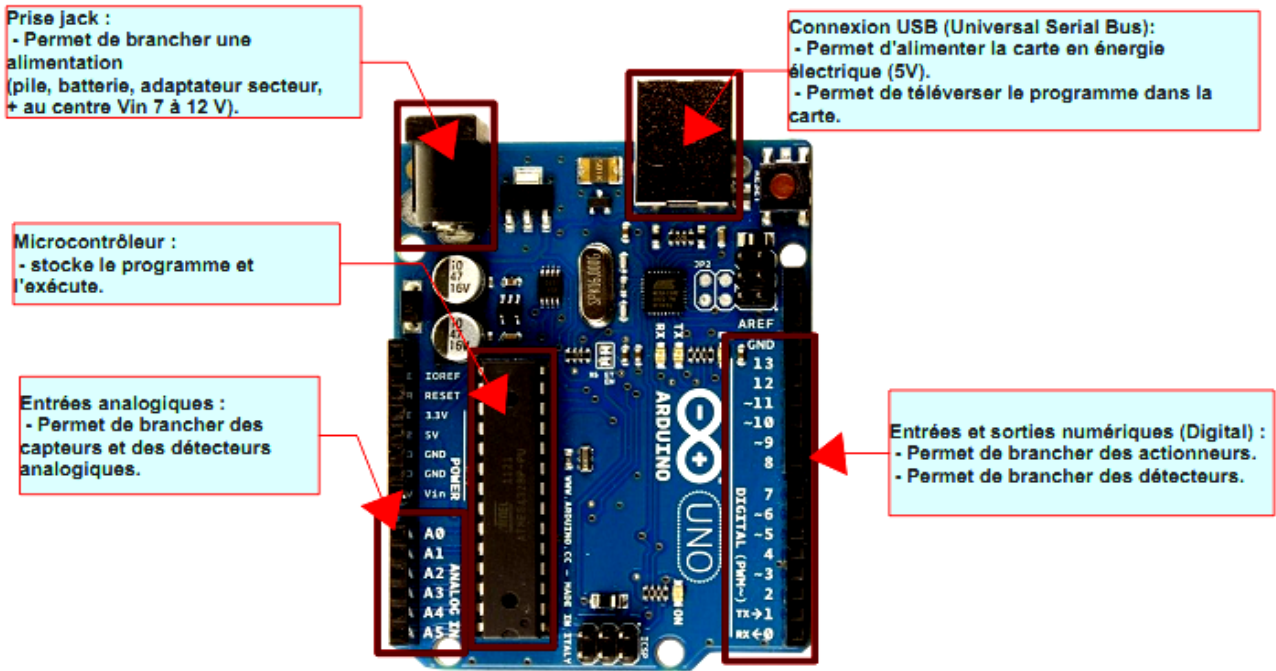
C'est une carte électronique de (5.33x6.85) cm équipée d'un microcontrôleur permet de programmer et contrôler la détection des capteurs afin de faire fonctionner des actionneurs pour cela on dit que c'est une interface programmable.

La conception matérielle est distribuée sous licence « creative commun attribution shaire alike 2.5 ».

Le code source de l'environnement de programmation et les bibliothèques embarquées sont disponibles sous licence « LGPL ».

Les possibilités d'utilisation sont infinies de la détection de plusieurs événements jusqu'au agir sur le monde réel à l'aide des actionneurs.

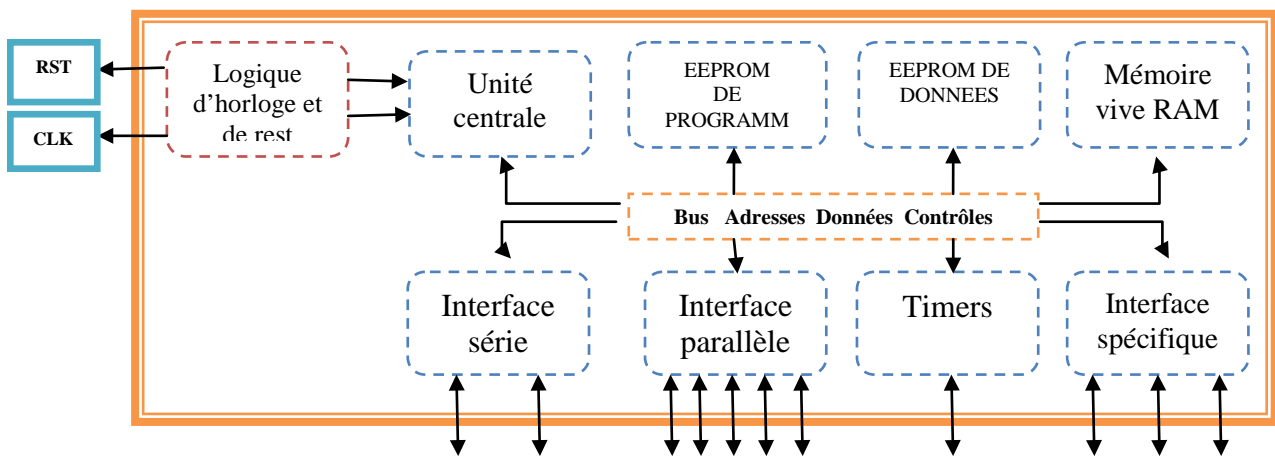
De nombreuses carte « shield » sont développées afin de faciliter le fonctionnement et d'enrichir des applications potentielles pour les amateurs.



*Figure 62 : répartition de la carte arduino UNO*

Comporte :

- 13 entrées digitales, quelques unes contient un signe a coté pour le PWM.
- 6 entrées numériques A0-A5.
- Microcontrôleur 32 bits.
- Des branches pour l'alimentation.
- Connexion usb universelle.
- Une prise jack pour les différents branchements.



*Figure N°63 : Schéma bloc du microcontrôleur ' cours 3<sup>eme</sup> année*

### 5.1.1 Schéma électrique de la carte :

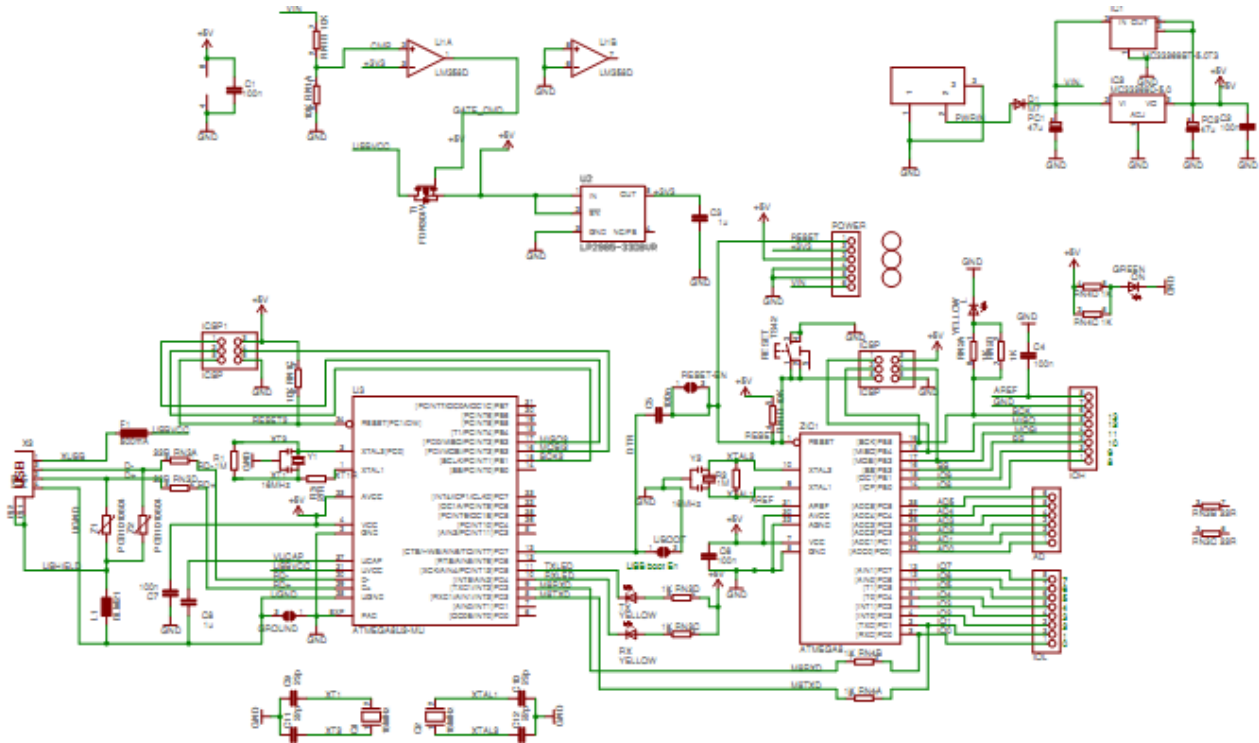


Figure 64 : schéma électrique de l'arduino UNO

### 5.1.2 Le programme arduino :

La carte arduino est accompagnée d'un programme à plusieurs versions structuré par deux méthodes soit par langage C ou par structure bloc

#### Programmation en langage C

```
void setup()
{
  pinMode(1, INPUT);
  pinMode(12, OUTPUT);
}

void loop()
{
  if (digitalRead(1)) {
    digitalWrite(12, HIGH);
    delay(1000);
    digitalWrite(12, LOW);
    delay(1000);
  } else {
    digitalWrite(12, LOW);
  }
}
```

#### Programmation par blocs

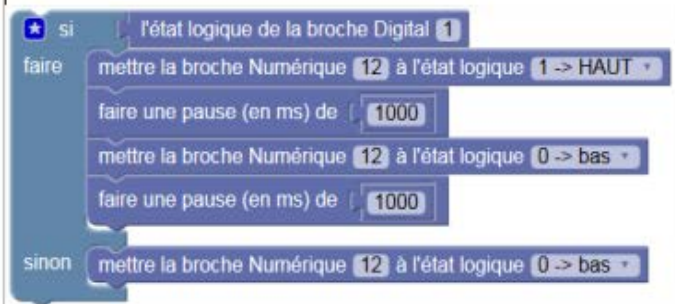


Figure 65 : types de programmation arduino

Les commandes sont les suivantes :

**ANALOG** : Analogique.

**AREF** : Abréviation pour Analog REFérence, référence analogique.

**AVAILABLE** : Disponible.

**BEGIN** : Début.

**BIT** : bit, unité d'information informatique pouvant prendre soit la valeur 0 soit la valeur 1.

**BUFFER** : Tampon, dans le sens de "zone tampon". Mémoire temporaire

**BYTE** : Octet, soit un groupe de 8 bits.

**bps** : Abréviation pour Bits Per Second, Bits Par Seconde. Attention, abréviation toujours en minuscules.

**BREADBOARD**: plaque d'expérimentation

**CAPACITOR**: condensateur

**CHAR** : Pour CHARacter, caractère (typographique). Type de variable d'une taille d'un octet. C'est un synonyme de "byte" utilisé pour déclarer des variables stockant un caractère ou des chaînes de caractères.

**DEFINE** : Définit.

**DIGITAL** : Numérique.

**DO** : Faire.

**FALSE** : Faux.

**FOR** : Pour. Jusqu'à ce que.

**GND** : Abréviation pour GrouND, la terre. C'est la masse, 0 Volt.

**HIGH** : Haut.

**ICSP** : Abréviation pour In Circuit Serial Programming, programmation série sur circuit.

**IF / THEN/ ELSE** : Si / Alors / Sinon.

**IN** : Souvent l'abréviation pour INput, Entrée. Est toujours en rapport avec le sens extérieur vers carte Arduino.

**INCLUDE** : Inclut.

**INPUT** : Entrée.

**IS** : Est (souvent dans le sens d'une question : Est ?).

**INT** : Abréviation pour INTeger, entier. Groupe de 16 bits, 2 octets groupés, considérés comme représentant un nombre entier négatif ou positif.

**LONG** : Abréviation pour "entier long". Groupe de 32 bits, 4 octets groupés, considérés comme représentant un nombre entier négatif ou positif.

**LOOP** : Boucle.

**LOW** : Bas.

**OUT** : Souvent l'abréviation pour OUTput, Sortie.

Est toujours en rapport avec le sens carte Arduino vers extérieur.

**OUTPUT** : Sortie.

**PIN** : Broche.

**POWER** : Puissance, alimentation.

**PWM** : Abréviation de (Pulse Width Modulation), soit Modulation en Largeur d'Impulsion.

**PWR** : Abréviation pour PoWeR, puissance, alimentation.

**READ**: Lire.

**RESISTOR**: résistance.

**RELAY**: relais.

**RX** : Abréviation pour Receive, réception.

**SERIAL** : Série.

**SETUP** : Initialisation.

**SENSOR**: capteur

**SWITCH** : basculer, interrupteur

**TRUE** : Vrai.

**TX**: Abréviation pour Transmit, transmission.

**WIRE**: câble, fil.

**WHILE** : Tant que.

**WORD** : mot, soit dans le sens de langage ;

soit dans le sens d'un groupe de 16 bits,

2 octets groupés considérés comme représentant un nombre entier positif ( $\geq 0$ ).

**WRITE**: Ecrire.

## 5.2 Les Programmes

### 5.2.1 Programme principale EMG :

Ce code est utilisé pour contrôler le bras prothétique avec des électrodes EMG

```
#include <Servo.h> //nécessaire pour le contrôle des servos.
```

```
const int x ;          // c'est la valeur de référence, dépend du signal acquis ; il faut trouver
                       // une valeur entre le max et le min dans le moniteur
```

```
Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;
Servo servo4;
Servo servo5;
Servo servo6; } //Nommer les servomoteurs
```

```
void setup()
{
```

```
Serial.begin(9600); //Starting the serial monitor
```

```
servo2.attach(10); // pinky
servo3.attach(11); //ring
servo4.attach(3); // middle
servo5.attach(6); //index
servo6.attach(5); //thumb } //Configuration des pins des servomoteurs
}
```

```
void loop()
{
```

```
Serial.println(analogRead(5)); //Printing the EMG data
```

```
if(analogRead(5) > x) //Si l'EMG data is est plus grand que x la main se ferme
{
  servo2.write(180);
  servo3.write(148);
  servo4.write(89);
  servo5.write(180);
  servo6.write(180);
}
else if (analogRead(5) < x) //Si l'EMG data est plus petit que x la main s'ouvre
```

```

{
  servo2.write(38);
  servo3.write(10);
  servo4.write(0);
  servo5.write(16);
  servo6.write(16);
}

delay(100);          //un Delay pour décélérer le processus
}

```

### 5.2.2 Programme Data

Ce code est utilisé pour introduire la valeur de l'EMG sur le moniteur

```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  Serial.println(analogRead(x)); // x est la valeur introduite dans le programme principale.
}

```

### 5.2.3) Script EMG arduino

*// Ce script est utilisé pour le control du bras sur l'arduino par les le capteur EMG v3*

```

#include <Servo.h>

#define THRESHOLD 150 //déterminé l'allure de la main (ouverte/fermé)
#define EMGPIN 3 //Entrée analogique connectée au capteur EMG v3
#define PETITPIN 3 // pin digitale utilisé par l'auriculaire servo
#define RINGPIN 5 // pin digitale utilisé par l'annulaire servo
#define MAJORPIN 6 // pin digitale utilisé par le majeur servo
#define INDEXPIN 9 // pin digitale utilisé par l'index servo
#define POUCEPIN 10 // pin digitale utilisé par le pouce servo

#define PETIT 1 }
#define RING 2 } //Constantes utilisés pour ouverture et clôture des doigts
#define MAJOR 3 }
#define INDEX 4 }
#define POUCE 5 }

Servo servoPetitFinger;

```



```

Servo servoRingFinger;
Servo servoMajorFinger; // Définir les doigts des servomoteurs
Servo servoIndexFinger;
Servo servoPouceFinger;

int finger;

// Routine de mouvement d'ouverture et fermeture de la main.
void openhand(){for(finger = 1; finger < 6; finger++){openFinger(finger);}}
void closehand(){for(finger = 1; finger < 6 ; finger++){closeFinger(finger);}}

// Il faut écrire proprement les fonctions pour ouvrir et fermer la main selon votre
// assemblage.
// Dans mon projet, le majeur and l'index s'ouvrent quand leurs servos sont a 170 degré et
// les autres a 0 degré.
// J'ai utilisé Towar pro MG996R servos

void openFinger(int finger)
{
  if(finger==PETIT){servoPetitFinger.write(0);} // L'ariculaire
  else if(finger==RING){servoRingFinger.write(170);} // L'annulaire
  else if(finger==MAJOR){servoMajorFinger.write(170);} // Le majeur
  else if(finger==INDEX){servoIndexFinger.write(170);} // L'index
  else if(finger==POUCE){servoPouceFinger.write(0);} // le pouce
}

void closeFinger(int finger){
  if(finger==PETIT){servoLittleFinger.write(170);} // L'auriculaire
  else if(finger==RING){servoRingFinger.write(0);} // L'annulaire
  else if(finger==MAJOR){servoMiddleFinger.write(0);} // le majeur
  else if(finger==INDEX){servoIndexFinger.write(0);} // L'index
  else if(finger==THUMB){servoThumbFinger.write(170);} // Le pouce
}
void setup(){

  Serial.begin(9600); //

  servoPetitFinger.attach(PETITPIN); // attacher le servo auriculaire dans le pin 3
  servoRingFinger.attach(RINGPIN); // attacher le servo annulaire dans le pin 5
  servoMajorFinger.attach(MAJORPIN); // attacher le servo majeure dans le pin 6
  servoIndexFinger.attach(INDEXPIN); // attacher le servo index dans le pin 9
  servoPouceFinger.attach(POUCEPIN); // attacher le servo pouce dans le pin 10
} //fin programme
// partie échantillonnage

```

```

void loop()
{
  int value = analogRead(EMGPIN); // échantillonner le signal analogique.
  if(value>THRESHOLD) //main fermée
  {closehand();}
  else // main ouverte
  {openhand();}
  Serial.println(value);} // prendre la valeur x du moniteur

```

#### 5.2.4) Programme de contrôle :

```

#include <Servo.h>
//un flag pour savoir si un ordre a ete lance avec le muscle 1, un autre pour le muscle 2
boolean flagM1 = false;
boolean flagM2 = false;

//nouveau flag pour détecter que la poulie triple est à fond en position ouverte – valeur 1 si
position atteinte
boolean taquet = false;

//un flag d'ordre 0=position figee, 1=aller vers, 2=retour position ouverte par défaut
byte ordre = 0;

//des tableaux contenant les positions cibles des servo-moteurs pour chaque mouvement de la
librairie
//nota, dans le plan de la main 5 servos sont orientes avec moteurs a l'arriere, un avec moteur a
l'avant (majeur)
//valeurs pifometriques de developpement pour les angles cibles par doigt et position.
int mainouverte[]={
0,179,0};//rangpositioncible 0
int montredoigt[]={
179,179,179};//rangpositioncible 1
int valise[]={
179,0,179};//rangpositioncible2
int grandepince[]={
150,100,0};//rangpositioncible3

//une variable definissant la position cible. Au depart la position cible est la main ouverte.
int rangpositioncible=0;

//deux capteurs analogiques musculaires permettant d'ecouter les ordres
int M1; //valeur renvoyee par le premier capteur musculaire (interieur ou fermeture)
int M2; //valeur renvoyee par le deuxieme capteur musculaire (exterieur ou ouverture)

//valeurs de seuil de detection de contraction musculaire pour chaque capteur

```

```

int seuilM1 = 200;
int seuilM2 = 700; //haut ouverture

//5 servo-moteurs pilotes par le systeme et correspondant aux doigts de la main
Servo pouce;
Servo index;
Servo triple;

//variables de stockage de la position de chacun des servos en degres
int pospouce;
int posindex;
int postriple;

//variables pour les angles cibles par doigt en degres
int posciblepouce;
int poscibleindex;
int poscibletriple;

// decommenter si vous souhaitez activer le mode debug sur le port série
// #define DEBUG
void setup()
{

// On attache les servos aux pins de controle.
pouce.attach(5);
index.attach(6);
triple.attach(7);

//un temoin en //Serial
#ifdef DEBUG
Serial.begin(9600);
#endif

//affectation des broches entrees/sorties
//capteurs musculaires sur les analogiques A1 et A2 (la A0 est prise par le LCD shield);
pinMode(A0,INPUT);
pinMode(A1,INPUT);

//on va utiliser la led 13 pour tester
pinMode(13,OUTPUT);
digitalWrite(13,LOW);

//Initialisation de la main – Tres important car va definir la position en degres des servos (90
degres au depart)

```

```

initialisationmain();
}
void loop()
{
#ifdef DEBUG

//version de simulation des capteurs avec la frappe de caracteres sur le port serie :
a=M1/b=M2/c=double contraction/d=repos des 2 muscles.
/*while (Serial.available()) {
// avoir le nouveau byte:
char inChar = (char)Serial.read();
switch(inChar){

//contraction M1
case 'a':
M1=200;
M2=50;
break;

//contraction M2;
case 'b':
M1=50;
M2=200;
break;

//double contraction
case 'c':
M1=200;
M2=200;
break;
//repos
case 'd':
M1=50;
M2=50;
break;
}
}*/
#endif

//muscles
M1=analogRead(A0);
M2=analogRead(A1);
//si il y a une alerte musculaire on met a jour les flags. pour une valeur de 1 en M1 on lance, pour
une valeur de zero on stoppe.

```

```

if(M1>seuilM1) {
#ifdef DEBUG
Serial.println(« Contraction muscle 1 »);
#endif
flagM1=1;
}
if(M1<seuilM1) {
#ifdef DEBUG
Serial.println(« Repos muscle 1 »);
#endif
flagM1=0;
}
if(M2>seuilM2) {
#ifdef DEBUG
Serial.println(« Contraction muscle 2 »);
#endif
flagM2=1;
}
if(M2<seuilM2) {
#ifdef DEBUG
Serial.println(« Repos muscle 2 »);
#endif
flagM2=0;
}

//ICI changement.
if(flagM2 && taquet) {

//si nous sommes arrivé au troisième rang alor il faut retourner au debut
if(rangpositioncible == 3)
rangpositioncible=1;
else
rangpositioncible++;
#ifdef DEBUG
Serial.print(« Changement de position cible, la nouvelle position cible est : »);
Serial.print(rangpositioncible);
Serial.println( « – attente de 1 seconde... »);
#endif

//delay(1000);
//blink(rangpositioncible);
taquet = false;
}
//on reagit a un flag du premier muscle. Le 2eme muscle est prioritaire.
if(flagM1 && !flagM2){

```

```

rangpositioncible=2;
mouvement(rangpositioncible,pospouce,posindex,postriple);
}
if(flagM2){

//on va vers main ouverte
rangpositioncible=0;
mouvement(rangpositioncible,pospouce,posindex,postriple);
}
delay(5);
#ifdef DEBUG
temoindebug();
delay(100);
#endif
}

//positionnement initial des moteurs a 90 degres.
void initialisationmain(){
pouce.write(90);
index.write(90);
triple.write(90);
pospouce=90;
posindex=90;
postriple=90;
#ifdef DEBUG
Serial.println(« Initialisation des servos à 90 degres »);
#endif
}
#ifdef DEBUG
void temoindebug(){
Serial.print(« rang de la position a atteindre : « );
Serial.println(rangpositioncible);
Serial.print(« valeur de M1 : « );
Serial.println(M1);
Serial.print(« valeur de M2 : « );
Serial.println(M2);
Serial.print(« valeur de flag M1 : « );
Serial.println(flagM1);
Serial.print(« valeur de flag M2 : « );
Serial.println(flagM2);
Serial.print(« valeur de pouce = « );
Serial.println(pospouce);
Serial.print(« valeur index = « );
Serial.println(posindex);

```



```

Serial.print(« valeur triple = « );
Serial.println(postriple);
Serial.print(pospouce);
Serial.print(« , »);
Serial.print(posindex);
Serial.print(« , »);
Serial.println(postriple);
//delay(1000);
}
#endif
void mouvement(int pos,int p, int i, int m){

//on recherche la position cible pour chaque doigt (depend de rangpositioncible)
switch(pos){
case 0:
posciblepouce=mainouverte[0];
poscibleindex=mainouverte[1];
poscibletriple=mainouverte[2];
break;
case 1:
posciblepouce=montredoigt[0];
poscibleindex=montredoigt[1];
poscibletriple=montredoigt[2];
break;
case 2:
posciblepouce=valise[0];
poscibleindex=valise[1];
poscibletriple=valise[2];
break;
case 3:
posciblepouce=grandepince[0];
poscibleindex=grandepince[1];
poscibletriple=grandepince[2];
break;
}

//on incremente ou decremente l'angle de chaque servo-moteur pour chaque doigt (depend de la
valeur cible).

// Il ne ne passe rien si les valeurs cibles sont atteintes.
// pouce
if(p<posciblepouce){
pospouce++;
pouce.write(pospouce);
}

```

```

if(p>posciblepouce){
pospouce--;
pouce.write(pospouce);
}
// index
if(i<poscibleindex){
posindex++;
index.write(posindex);
}
if(i>poscibleindex){
posindex--;
index.write(posindex);
}
// triple
if(m<poscibletriple){
postriple++;
triple.write(postriple);
}
if(m>poscibletriple){
postriple--;
triple.write(postriple);
}

```

//si les valeurs cibles sont atteintes suite a un ordre du muscle 2 normalement on conserve la position cible d'origine.

//IMPORTANT : On met un flag pour savoir si la poulie triple est en position étendue à fond.

```

if(m == poscibletriple && poscibletriple==179) {
#ifdef DEBUG
Serial.println(« Nous sommes au taquet »);
#endif
taquet = true;
}
else
taquet = false;
}
void blink(int z){
for (int r=0;r==z; r++){
digitalWrite(13,HIGH);
delay(500);
digitalWrite(13,LOW);
delay(500);
}
}

```

### 5.2.5 Programmes divers :

#### - Programme Bluetooth

```
#include <SoftwareSerial.h> // TX RX bibliothèque bluetooth
#include <Servo.h> // bibliothèque servomoteur

//nommer les servomoteurs
Servo myservo1, myservo2, myservo3, myservo4, myservo5, myservo6, myservo7;
int bluetoothTx = 10; // bluetooth TDX sur le pin10
int bluetoothRx = 11; // bluetooth RDX sur le pin11
SoftwareSerial bluetooth(blueToothTx, blueToothRx);

void setup()
{ // attacher les servos sur les pins
  myservo1.attach(3);
  myservo2.attach(4);
  myservo3.attach(5);
  myservo4.attach(6);
  myservo5.attach(7);
  myservo6.attach(8);
  myservo7.attach(9);

  //activation de la connection usb au pc
  Serial.begin(9600);
  //activation de la connection bluetooth a l'android
  bluetooth.begin(9600);
}
void loop()
{
  //lire depuis bluetooth et ecrire sur le port usb
  if(bluetooth.available() >= 2 )
  {
    unsigned int servopos = bluetooth.read();
    unsigned int servopos1 = bluetooth.read();
    unsigned int realservo = (servopos1 *256) + servopos;
    Serial.println(realservo);
    if (realservo >= 1000 && realservo <1180) {
      int servo1 = realservo;
      servo1 = map(servo1, 1000, 1180, 0, 180);
      myservo1.write(servo1);
      Serial.println("Servo 1 ON");
      delay(10);
    }
    if (realservo >= 2000 && realservo <2180) {
```

```

int servo2 = realservo;
servo2 = map(servo2, 2000, 2180, 0, 180);
myservo2.write(servo2);
Serial.println("Servo 2 ON");
delay(10);
}
if (realservo >= 3000 && realservo <3180) {
int servo3 = realservo;
servo3 = map(servo3, 3000, 3180, 0, 180);
myservo3.write(servo3);
Serial.println("Servo 3 ON");
delay(10);
}
if (realservo >= 4000 && realservo <4180) {
int servo4 = realservo;
servo4 = map(servo4, 4000, 4180, 0, 180);
myservo4.write(servo4);
Serial.println("Servo 4 ON");
delay(10);
}
if (realservo >= 5000 && realservo <5180) {
int servo5 = realservo;
servo5 = map(servo5, 5000, 5180, 0, 180);
myservo5.write(servo5);
Serial.println("Servo 5 ON");
delay(10);
}
if (realservo >= 6000 && realservo <6180) {
int servo6 = realservo;
servo6 = map(servo6, 6000, 6180, 0, 180);
myservo6.write(servo6);
Serial.println("Servo 6 ON");
delay(10);
}
if (realservo >= 7000 && realservo <7180) {
int servo7 = realservo;
servo7 = map(servo7, 7000, 7180, 0, 180);
myservo7.write(servo7);
Serial.println("Servo 7 ON");
delay(10);
}
}
}
}

```

- **Programme automatique**

```
#include<Servo.h>
Servo servo1, servo2, servo3, servo4, servo5, servo6, servo7;
int servoPos = 0;
void setup(){
  servo1.attach(3);
  servo2.attach(4);
  servo3.attach(5);
  servo4.attach(6);
  servo5.attach(7);
  servo6.attach(8);
  servo7.attach(9);}
void loop(){
  for (servoPos = 0; servoPos < 180; servoPos++)
  { servo1.write(180);
    servo2.write(180);
    servo3.write(180);
    servo4.write(180);
    servo5.write(180);
    servo6.write(180);
    servo7.write(90);
    delay(15);}
  }
```

// plusieurs programmes peuvent être drivés de ce dernier tel que le « va et viens »

## Chapitre 6.0 – Conclusion

Les objectifs de ce mémoire étaient initialement incertains et ont certainement changé tout au long de la réalisation. L'objectif initial était de développer un bras prothétique myoélectrique imprimé en 3D à faible coût. Les objectifs et les attentes pour ce mémoire ont été atteints et il est à espérer que l'ensemble des travaux présentés permettra à plusieurs nouveaux sujets de fin d'études d'être étudiés dans le futur.

Le système final fournit des performances et des caractéristiques relativement bonnes pour un prototype de modèle imprimé en 3D. L'appareil est rapide et réagit à l'entrée de l'utilisateur de l'électromyographie mais offre une force limitée. Au cours des essais, le système s'est avéré fiable et n'a nécessité qu'un entretien minime depuis son assemblage. La plus grande limitation de cette conception est son manque de ténacité. Certaines régions telles que le poignet présente un risque élevé de rupture si l'appareil est soumis à des forces modérées. Dans le monde réel, un bras prothétique pratique doit être capable d'absorber les chocs soudains et de supporter de lourdes charges sans défaillance. Les moyens d'améliorer la résistance et la ténacité ont été discutés dans la section résultats.

A ce stade, le bras prothétique présenté n'est pas dans un état où il peut être utilisé par un amputé - il s'agit davantage d'un bras bionique à faible coût. Avec la conception d'une connexion de prise appropriée, il est possible que le département engage une collaboration avec un institut médical pour permettre à de futurs appareillages d'être testés et utilisés par les amputés. Un tel test serait inestimable dans l'analyse et l'amélioration des performances des appareils.

En fait, le dispositif réalisé pourrait être utilisé comme une plate-forme pour des recherches futures par des étudiants en ingénierie de dernière année pour développer et tester des conceptions prothétiques avancées telles que des algorithmes sophistiqués de contrôle EMG, un retour de pression intégré et d'autres concepts et conceptions bio-mécatroniques avancées.

Avec la croissance future de l'industrie de l'impression 3D, les imprimeurs et les matériaux avancés permettront aux étudiants de développer plus de dispositifs prothétiques «commerciaux» - des systèmes robustes et durables qui pourraient bénéficier à un large éventail de personnes avec un membre manquant.

Grâce aux recherches en cours, nous espérons que les améliorations conduiront à un système plus durable et offrant une meilleure dextérité et un meilleur contrôle. Peut-être qu'une conception future profitera un jour aux amputés et améliorera la qualité de vie des gens.

## Références

- [1] Belter, Joseph T, M.S., B.S., J. L. Segil, Dollar, Aaron M, PhD, S.M., B.S. et R. F. Weir PhD. **Design mécanique et spécification de performances d'une main prothétique anthropomorphique: *Journal de Recherche et Développement* 50(5), pp. 599-618. 2013.**
- [2] Commission européenne de recherche, système robotisé. DEXMART. **Manipulation robotique double bras / main avec de la motricité sensorielle et motrice SMART: un pont entre la main naturelle et artificielle.** Février 2, 2009
- [3] Tim Taylor. Muscles de la main et du poignet. Inner Body org.  
[http://www.innerbody.com/image\\_skel13/ligm27.html#full-description](http://www.innerbody.com/image_skel13/ligm27.html#full-description)
- [4] Faits et anecdotes sur les mains. Le **manuel électronique de la chirurgie de la main.**  
<http://www.eatonhand.com/hw/facts.htm>
- [5] RSL Steeper. **Bebionic 3 Informations techniques.** 2017. <http://bebionic.com/>
- [6] Touch Bionics. **Manuel d'utilisation du clinicien i-limb Digits.** 2017.  
<http://www.touchbionics.com/>
- [7] George ElKoura, Karan Singh: **Animer la main humaine. Département d'informatique, Université de Toronto, Toronto, Canada (2003)**
- [8] Lillian Y. Chang et Yoky Matsuoka. **Un modèle de pouce cinématique pour la main ACT.** Institut de robotique, Université Carnegie Mellon. Actes de la conférence internationale de l'IEEE sur la robotique et l'automatisation.
- [9] Christian Pylatiuk, Stefan Schulz et Leonhard Döderlein. **Résultats d'une enquête sur Internet auprès d'utilisateurs de prothèses myoélectriques.** Prothèses et orthèses Internationales, Sage Publications Dec 1, 2007
- [10] Myoélectrique Bebionic 3 main bionique. CNET, novembre 2012.  
<https://www.youtube.com/watch?v=KCipbRSMfGM>
- [11] Tuomas E. Wiste, Skyler A. Dalley, Thomas J. Withrow *Member, IEEE* et Michael Goldfarb, *Membre, IEEE*. **Conception d'un anthropomorphe multifonctionnel main prothétique avec actionnement extrinsèque. 2009 11e Conférence internationale de l'IEEE sur la robotique de réadaptation, Centre international de conférences de Kyoto, Japon, 23-26 juin 2009.**



- [12] Claudio Melchiorri, Gianluca Palli, Giovanni Berselli, et Gabriele Vassura. **Développement de la main UB IV**. Université de Bologne, Aperçu des solutions de conception et des technologies habilitantes, septembre 2013.
- [13] Frank Rothling, Robert Haschke, Jochen J. Steil, and Helge Ritter Groupe neuroinformatique, Faculté de Technologie, Université Bielefeld. **Plate-forme Prise anthropomorphique avec la main Bielefeld 20-DOF Shadow et la main 9-DOF TUM**. Actes de l'IEEE / RSJ International 2007.
- [14] Conférence sur les robots et systèmes intelligents San Diego, Californie, États-Unis, du 29 octobre au 2 novembre 2007.
- [15] Shadow Robot Company. Main d'ombre agile, 2014.  
<http://www.shadowrobot.com/products/dexterous-hand/>
- [16] Weir, R., Mitchell, M., Clark, S., Puchhammer, G., Haslinger, M., Grausenburger, R., Kumar, N., Hofbauer, R., Kushnigg, P., Cornelius, V., Eder, M., Eaton, H3 Wenstrand, **la main intrinsèque – MAIN ARTIFICIELLE A 22 DEGREE-DE LIBERTE – REMPLACEMENT DU POIGNET**. Mesure du succès dans la prothèse des membres supérieurs », Actes du symposium 2008 de MyoElectric Controls / Prothèses motorisées, tenu à Fredericton, Nouveau-Brunswick, Canada, du 13 au 15 août 2008.
- [16] Erkan Kaplanoglu. **Conception de doigts actionnés à base d'alliage et de tendons à mémoire de forme vers une main prothétique anthropomorphe hybride**. Journal international des systèmes robotiques avancés, juillet 2016.
- [17] Patrick Maudsley. **Shape Memory Alloy (SMA) Main Robotique - Université de Utah ingenierie mecanique**. May, 2009. <https://www.youtube.com/watch?v=zQih9tLbEzo>
- [18] *Chris Lake: Amputation partielle des mains: gestion prothétique*. Académie américaine des chirurgiens orthopédiques.
- [19] Brooker, Graham. **Introduction a la Bio mécatronique**. Publication, 2012.
- [20] Gael Langevin. **InMoov, Open source 3D robot imprimé grandeur nature**. 2014.  
<http://www.inmoov.fr/>

[21] David Senger. **MIT Une étudiante invente de nouvelles prothèses pour amputés.** , Nov, 2012. <https://www.youtube.com/watch?v=2-6anyWQAME>

[22] Dr. Scott Day . **les facteurs Importants dans la mesure de Surface EMG.** Bortec Biomedical Ltd

[23] D P J Cotton, A Cranny, P H Chappell, N M White and S P Beeby. Université de paris. **Stratégies de contrôle pour une main de prothèse à plusieurs degrés de liberté, école d'électronique et d'informatique,** Université de paris.

[24] R. F. Weir, P. R. Troyk, G. DeMichele, T. Kuiken. **Capteurs myoélectriques implantables (IMES) pour le contrôle de la prothèse de haute extrémité - Travaux préliminaires.** Actes de la 25 e Conférence internationale annuelle de l'IEEE EMBS Cancun,Mexico \* September 17-21.2003.

[25] Rebecca Boyle. Un marine avec une main prothétique contrôlée par ses propres muscles. Science populaire australienne, Jan, 2014. <http://www.popsoci.com.au/tech/video-a-marine-with-a-prosthetic-hand-controlled-by-his-own-muscles,380649>

[26] Robotique, vie artificielle, réalité virtuelle : revue mensuelle - N° 74 Entretien avec un transhumaniste. Justice de Thézier, par Jean-Paul Baquiast ». Consulté le 11 janvier 2015. <http://www.admiroutes.asso.fr/larevue/2006/74/transhumanisme.htm>.

[26] « Homme bionique »  
<http://www.homme-bionique.com/>

[27] i.materialise. **ABS 3D Guide de design.** 2014.  
<http://i.materialise.com/materials/abs/technical-specifications>

[28] exrx.net. Données du segment de corps. <http://www.exrx.net/Kinesiology/Segments.html>

[30]Howida A.Shedeed, Mohamed F.Issa, Salah M.El-sayed. **Traitement du signal EEG du cerveau pour contrôler un bras robotique.** Nov, 2013.

## Annexe

### A.1 Guide d'assemblage

Pour retirer plus facilement le matériau de support, les composants du petit doigt ont été imprimés avec l'évent de ventilation du ventilateur ouvert. Les grands composants sont imprimés avec l'évent du ventilateur fermé pour produire une liaison de couche plus forte.

#### **Des doigts**

Des trous pour les broches ont été percés avec un foret de 3 mm pour améliorer la précision du diamètre. Des broches en polypropylène de 3 mm ont été utilisées comme broches pour les articulations des doigts.

Une longue ligne de tresse (environ 60 cm) a été bouclée au moins deux fois à travers les morceaux du bout des doigts. Une goutte de super colle a été appliquée au point de verrouillage pour ancrer fermement le tendon. Ceci est nécessaire pour s'assurer que les tendons se verrouillent fermement à l'extrémité de chaque doigt et ne glissent pas lorsqu'ils sont tendus.

Des précautions doivent être prises lors de l'alimentation des tendons à travers le poignet afin que les lignes ne se croisent pas

#### **Poignet**

Tournez le servo dans une position complètement anti-horaire. Presser avec précaution la section de la paume sur l'axe de la servocommande en veillant à ce que la paume soit relevée lorsque le servomoteur est à plat. Utilisez une petite vis d'asservissement pour mieux attacher la paume à l'arbre de servo.

#### **Avant bras**

Les deux grandes sections de l'avant-bras ont été soigneusement alignées et collées ensemble.

Les servos ont été vissés en position à l'aide de petites vis d'asservissement. Chaque servomoteur a été envoyé une largeur d'impulsion de 0,8 ms. Ceci fait tourner complètement le servo dans une direction - notez que d'autres modèles de servo peuvent nécessiter une impulsion courte ou plus longue pour atteindre cette position.

Les cornes d'asservissement personnalisées ont ensuite été ajustées à la presse sur les arbres d'asservissement de sorte que les trous tendus pointent vers le coude. Les doigts sont placés dans une position ouverte et les deux tendons de chaque doigt sont ensuite connectés à leur corne d'asservissement correspondante.

Chacun de ces tendons passera à travers les deux trous dans la corne d'asservissement et doit être attaché pour produire pour maintenir la tension dans les lignes de tendon.

Tirez sur ces deux lignes tendineuses pour trouver celle qui ferme le doigt. Comme le servo est complètement tourné d'un côté, ce dernier doit passer à travers le trou qui va tirer sur la ligne et l'enrouler autour du servo.

Tirer sur les tendons et à l'aide d'un stylo, marquer le point où les tendons passent juste à travers les ouvertures de la servocommande. Retirez le cornet d'asservissement de l'arbre. Faites glisser la corne le long des tendons et nouer des nœuds épais sur les marques de stylo sur les tendons. Lorsque le klaxon servo est placé sur l'arbre, les deux tendons doivent être serrés.

## **Coude**

Appliquer quelques gouttes de colle sur les cylindres d'extrusion à la base du grand engrenage et appuyez fermement dans la fente de l'avant-bras.

Les goupilles de verrouillage dans le coude utilisent le même polypropylène de 3 mm utilisé dans les articulations des doigts.

Retrait du potentiomètre servo interne et le fente dans l'engrenage d'avant-bras est une étape facultative qui permettra d'augmenter la plage de rotation de la section du coude.

Le montage du potentiomètre a été conçu pour le servo TowerProMG996r. Il est possible que les potentiomètres des autres servomoteurs ne rentrent pas dans ce boîtier.

Enfoncez le petit engrenage sur l'arbre d'asservissement du coude. Fixez ce servo à sa position dans la section des biceps à l'aide de petites vis d'asservissement. Connectez le biceps à l'avant-bras en utilisant les verrous de broche imprimés en 3D.

## **A.2 Datasheet**

### **1) Servos – TowerProMG996r**

[https://www.hobbyking.com/hobbyking/store/\\_6221\\_Towerpro\\_MG996R\\_10kg\\_Servo\\_55g\\_10kg\\_20sec.html](https://www.hobbyking.com/hobbyking/store/_6221_Towerpro_MG996R_10kg_Servo_55g_10kg_20sec.html)

### **2) Capteur EMG kit v3**

<https://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

A.4 Vue éclatée de l'assemblage mécanique

