



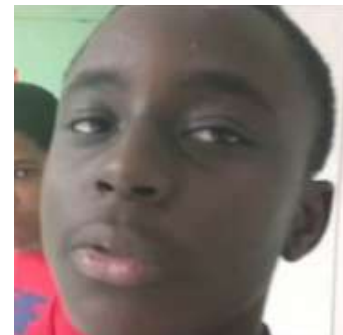
Sciences à l'**E**cole



## Prothèse d'avant bras Myoélectrique



Rick  
( Ingénieur mécanique )



Wancy  
( Ingénieur électronique )

Enseignant référent : Mr Arnoux

Année : 2022/2023

## **I) Historique des prothèses**

Dans ce rapport, nous allons expliquer la création pas à pas d'un prototype d'une prothèse de bras (avant-bras et main) pour une personne handicapée, plus précisément amputée.

**Une prothèse** est un dispositif artificiel destiné à remplacer un membre, un organe ou une articulation.

La 1<sup>ère</sup> prothèse remonte à l'Égypte ancienne (600 av JC). C'était une prothèse de doigt de pied en bois et en cuir.



**Figure 1** : Prothèse en bois de doigt de pied

Les grecs, ainsi que les romains utilisèrent eux aussi des prothèses pour remplacer les membres amputés.

La première trace de prothèse de jambe a été retrouvée en 1885 à Capoue, en Italie. Cette relique était considérée par certains comme la première prothèse datée aux alentours de 300 av. J.-C.



**Figure 2** : Prothèse de jambe en bois

Durant la renaissance, le chirurgien français Ambroise Paré a mis au point d'autres façons d'amputer afin de pouvoir mettre de nouvelles prothèses avec des armatures métalliques articulées ainsi que des cuissardes.

Mais c'est lors des guerres que l'utilité et l'essor des prothèses se fit ressentir. Du fait des nouvelles armes faites pour amputer (artillerie par exemple), les recherches sur les prothèses ont commencé à s'approfondir. De grands progrès ont été faits à cette époque.

C'est au XXI<sup>ème</sup> siècle que grâce aux progrès technologiques, la science a pu fabriquer des prothèses dites bioniques.

**Une prothèse bionique** est une prothèse qui fait appel aux technologies innovantes pour simuler la fonction d'un membre perdu.

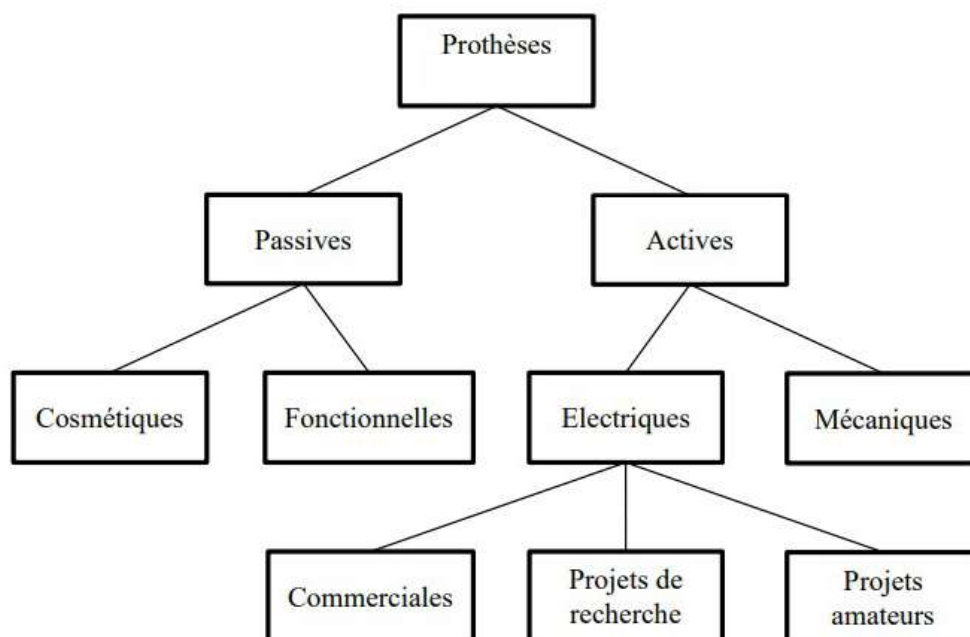
## **II) Les différentes types de prothèses aujourd'hui**

Les prothèses peuvent être séparées en deux grandes catégories :

- Les prothèses actives
- Les prothèses passives.

**Les prothèses actives :** ce sont des prothèses dont les mobilités peuvent être commandées. On distingue deux sous-catégories, les actives mécaniques et les actives électriques.

**Les prothèses passives :** sont des prothèses fixes ou dont les mobilités ne sont pas motorisées. On y distingue également deux sous-catégories : les passives fonctionnelles et les cosmétiques.



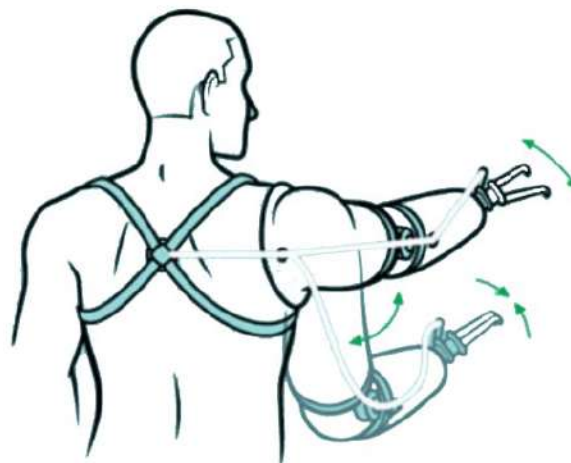
**Figure 3 :** Histogramme des différentes Prothèses

Dans notre cas, nous sommes sur une **prothèse type active électrique en tant qu'amateurs**.

Les prothèses dites passives sont fixes, la prothèse est une seule pièce sans aucune mobilité. De plus elle peut être esthétique, c'est à dire se rapprocher le plus possible du membre amputé, pour que l'on ne voit pratiquement pas la différence.

Une prothèse passive fonctionnelle est conçue pour répondre à une fonction précise. Les mobilités sont non motorisées, mais la prothèse est équipée d'outils spécifiques pour des activités précises. (comme pour le vélo ou le bras et la main n'ont pas besoin de bouger pendant l'activité ).

Les prothèses actives mécaniques sont dotées d'un système de transmission par câble permettant à la personne amputée de contrôler certaines mobilités. Ces mobilités sont actionnées par le mouvement de l'épaule. Habituellement, les mobilités pilotées sont la préhension ou la flexion-extension du coude. L'énergie motrice est fournie par la personne. Cette liaison directe permet un contrôle précis et puissant, cependant, les prothèses mécaniques se révèlent être éprouvantes à cause de leur poids et de leur encombrement.



**Figure 4 :** Fonctionnement par câble d'une prothèse mécanique

**Une prothèse active électrique :** c'est une prothèse qui bénéficie d'une alimentation en énergie électrique.

La commande est toujours réalisée par la personne amputée, mais elle ne fournit pas l'effort permettant de bouger les articulations.

Cet effort est développé par des actionneurs électriques pouvant être linéaires ou rotatifs. Les avancées technologiques des dernières années ont permis de développer des prothèses robotiques pouvant avoir le même nombre de mobilités que le bras humain.

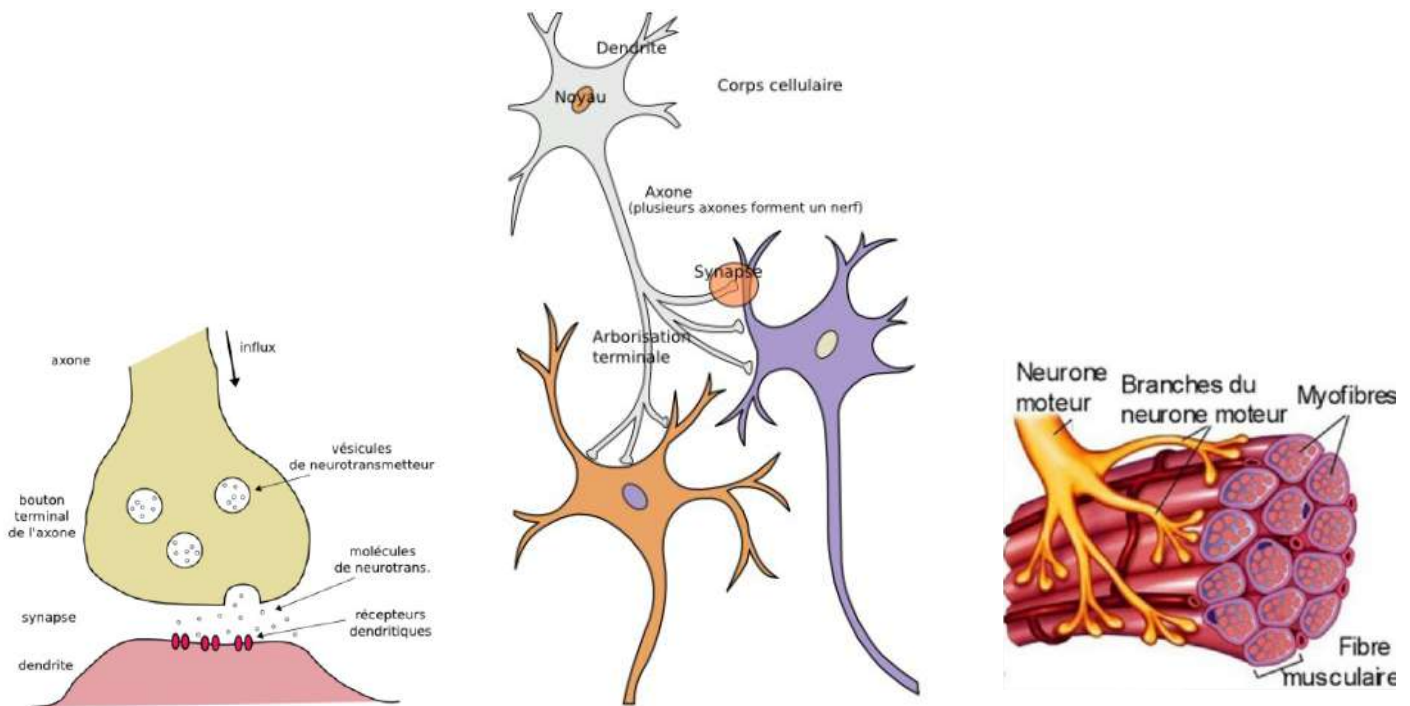
Il n'est cependant pas possible de pouvoir contrôler indépendamment et parallèlement toutes ces mobilités de manière aussi fluide que pour le bras humain.

Il est aussi à noter que malgré les progrès en miniaturisation et en efficacité des moteurs, la technologie actuelle ne permet pas d'atteindre les performances mécaniques d'un bras naturel en termes de puissance et de compacité.

Il y a dans cette catégorie de prothèses deux types :

- Par contrôle neuronal
- Par contrôle musculaire

Par contrôle neuronal : voici tout d'abord un schéma du système nerveux.



**Figure 5** : Système nerveux

Le système nerveux permet le fonctionnement du corps (organes et muscles). Les mouvements sont commandés par le système nerveux. Il envoie des messages nerveux aux muscles pour réaliser chaque mouvement. Ces messages sont transmis de neurones en neurones jusqu'à atteindre le muscle. Sur le 1<sup>er</sup> schéma à gauche, on voit la transmission du message entre deux neurones. C'est la synapse qui relie les deux neurones.

La transmission du signal nerveux au niveau de la synapse est un **mécanisme chimique**. Le 1<sup>er</sup> neurone libère des **neurotransmetteurs** au niveau du bouton terminal de l'axone. Ils sont captés par les récepteurs du 2<sup>ème</sup> neurone ou bien par les récepteurs du muscle (si le récepteur est un muscle, il va y avoir une contraction des fibres musculaires). Dans ce cas, le neurone est appelé **motoneurone** (schéma de droite). Ce sont les motoneurones qui entrent en jeu lorsque le destinataire du message est un muscle. Les motoneurones contrôlent donc les mouvements du corps.

Ce type de prothèse est le plus évolué, son fonctionnement consiste à utiliser les terminaisons nerveuses encore actives du moignon et de les relier à des **électrodes** qui remplacent les nerfs dans la prothèse. Pour cela une opération chirurgicale est nécessaire. Lorsque le bras est totalement amputé, ce sont les nerfs de la poitrine qui sont utilisés. Le **capteur neuronal** reçoit un signal de la part du nerf, il le transmet, grâce aux fils électriques et indique au moteur d'effectuer un certain mouvement. Contrairement aux **capteurs myoélectriques** qui récupèrent l'information à la surface de la peau, les capteurs neuronaux la récupèrent directement au niveau des nerfs voir du cerveau lui-même.

**Une interface** (c'est-à-dire un dispositif qui permet des échanges et des interactions entre les différentes parties qui le composent) humain-machine permet un échange entre l'humain et la machine, ce qui permet au patient d'avoir le contrôle de sa prothèse. Ce type de prothèse permet au patient des mouvements plus précis et un détachement des doigts (facilitant la prise des objets), ce qu'une prothèse myoélectrique n'est pas en capacité de faire.

Sur la tête de la prothèse (partie de la prothèse fixée sur le moignon), sont placées des électrodes, ces dernières vont directement capter le message nerveux et l'envoyer vers une puce capable d'analyser des centaines de messages et de les convertir en une vingtaine de mouvements différents. Une fois la conversion du message finie, le moteur va faire appliquer à la prothèse le mouvement demandé. Pour conclure, **la prothèse neuroélectrique** peut effectuer plusieurs mouvements à la fois et plus rapidement, ce qui est un vrai plus pour le patient puisqu'il ne devra plus penser son mouvement plusieurs fois (comme les prothèses myoélectriques) pour qu'il soit continu mais pourra penser comme s'il possédait un vrai membre.

#### Par contrôle musculaire :

Les signaux EMG sont les **signaux électrochimiques** reçus par le muscle pour réaliser la contraction. Ces signaux peuvent être captés via des électrodes en surface de la peau ou directement dans le muscle par l'intermédiaire d'électrodes de type aiguille. Il est donc possible pour les **amputés huméraux** dont une partie des muscles du bras est conservée de capter directement l'intention de **flexion/extension** en mesurant **l'activité EMG**. L'activation peut être **proportionnelle au signal ou par seuil**.

L'EMG est la méthode la plus utilisée pour les prothèses robotiques, il n'existe cependant pas de prothèses commerciales ayant la capacité de **contrôler simultanément plusieurs mobilités uniquement à partir d'EMG surfaciques**. En ce qui concerne les amputés huméraux, la perte des muscles de la main rend difficile la commande de la main artificielle par EMG. En effet, la personne amputée doit apprendre à utiliser sa prothèse en effectuant des contractions non intuitives pour contrôler la main.

Nous avons eu l'idée de ce projet en voyant un de nos camarade sans avant bras dans notre collègue. Notre professeur nous avait proposé ce projet ou des briques écologiques et en voyant notre camarade, nous nous sommes dit que cela serait intéressant de faire la prothèse pour lui si cela venait à fonctionner.

### **Problématique et objectifs**

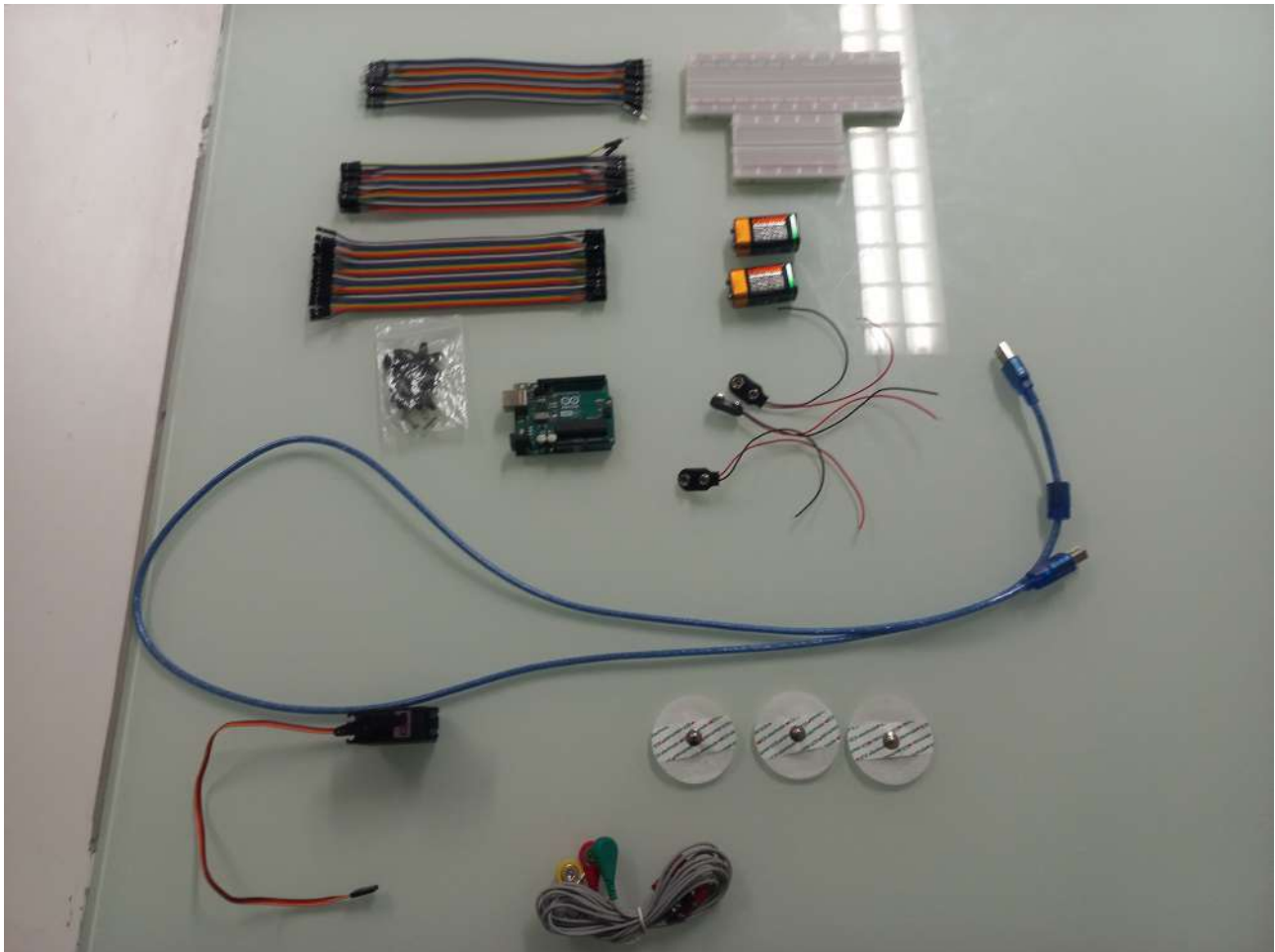
Nous nous sommes donc demander quelles fonctions notre prothèse devraient pouvoir accomplir afin d'aider notre camarade au quotidien. Il y a bien sur des questions de poids, de rapport poids puissance, d'encombrement, d'autonomie de la prothèse, et de sécurités pour protéger l'utilisateur. Le but de notre projet est qu'il soit peu onéreux, accessible à tous, pourvu que la personne ait un ordinateur et soit un FABLAB ( association type atelier bricolage) soit une imprimante 3D chez soit et facile à faire seul chez soit.

Nous aimerions que l'utilisateur soit capable d'une plus grande autonomie avec ce type de prothèse et retrouve un peu de sa liberté.

### III) Liste des composants et fonctionnalités

Dans cette partie, nous allons faire l'inventaire des composants électroniques, et mécaniques.

Nous allons commencer par lister les composants électroniques utilisés pour ce projet et donner leur fonctionnalité.



**Figure 6 :** Matériel électronique utilisé pour le projet



**Figure 7 :** Carte Arduino



**Figure 8 :** Câble mâle/femelle



**Figure 9 :** Câble de connexion entre l'Arduino et l'ordinateur

Sur la figure 7, nous avons une carte Arduino. C'est une **carte de programmation (micro contrôleur)**. C'est comme un petit ordinateur portable mais avec moins de puissance et de

mémoire. Elle permet de **commander des capteurs ou actionneurs** ( moteur, servomoteur, LED, capteur de lumière, résistance variable, etc.).

Il faut installer un logiciel ( Arduino Uno ) sur son PC. La carte se programme en langage C/C++. **Un compilateur** est déjà intégré ( vérification du programme) ainsi qu'une **librairie** de base. Cette librairie permet de rentrer des fonctions préprogrammées à l'avance pour gagner du temps.

On peut ensuite grâce au câble de la figure 9, envoyer le code du PC vers l'Arduino. On dit alors que l'on a **Téléversé** le code sur la carte.

Ce câble permet également l'alimentation de la carte via le PC, lui même alimenté par la prise 220V. On peut également alimenter indépendamment la carte avec une **alimentation externe** ( alimentation de 6V à 20V par pile ou batterie à brancher sur un GND qui est le ground ou masse ou borne négative en français et Vin qui est la borne plus ou positive qui est la tension d'entrée) pour embarquer la carte dans un **système dit embarqué**.

Ensuite, sur la figure 8, nous avons ( du haut vers le bas de l'image) des câbles électronique de type **mâle/mâle** puis **mâle/femelle** et pour finir **femelle/femelle** qui font la liaison électrique entre différents composants électroniques.



**Figure 10 :** Pile 9V

**Figure 11 :** Connecteur pile 9V

**Figure 12 :** Platine d'essai

**Figure 13 :** Servomoteur

**Figure 14 :** Accessoires pour servomoteur

**Figure 15 :** Capteur EMG

**La pile 9V** fournit l'énergie à notre système. **Les connecteurs 9V** permettent le câblage avec la **platine d'essai** et permettent de les relier à d'autres éléments.



Le servomoteur est un moteur piloté par la carte Arduino. Il y a 3 fils :

Orange : data/ PWM

Rouge : pôle positif ( Vcc )

Marron : pôle négatif ( GND )

Nous avons mis en annexe la datasheet du servomoteur.

Le capteur EMG ( Electromyogramme ) va permettre de mesurer la contraction des muscles. Les petits signaux électriques générés lors d'une contraction vont être amplifiés et filtrés afin d'être exploitables avec un micro-contrôleur comme l'Arduino.

Il fonctionne entre 3V et 30V mais son fonctionnement correct est de 5V. Nous verrons que nous l'alimenterons en 18V. La datasheet est en annexe également.

A présent, voici une photo des pièces mécaniques qui vont nous permettre de fabriquer cette prothèse.



**Figure 16 :** Pièces en PLA de la prothèse

Nous avons pour cela eu recours au **FabLab** de Saint Laurent du Maroni, **une association** qui permet de créer ses objets personnels, grâce au prêt de matériel et outils mis à la disposition de tous. Ils ont entre autre une **imprimante 3D**, qui nous a permis de créer notre prothèse. Pour cela, une personne du fablab nous a aidés lors des impressions et traitement des fichiers.

Une imprimante 3D permet de concevoir des objets en **PLA** ou **ABS** ( ce sont des matières plastiques) grâce à une déposition de couches successives de filament sur un plateau chauffé à 60

°C (pour éviter que l'objet se décolle durant l'impression). Le filament sort d'une buse chauffée à 220 °C de 0,2mm de diamètre (PLA dans notre cas). Avant cela, il faut un **fichier au format STL** de l'objet que l'on veut imprimer. Cet objet peut être **modélisé sous Fusion 360** (gratuit), **Soliworks**, **Katia** par exemple. Pour notre part, nous avons trouvé les fichiers STL sur internet, car ce projet existe à la base pour la construction d'un **robot autonome**. Nous avons donc **détourné l'usage premier** de ce projet qui n'est pas vraiment fait pour faire une prothèse pour personne amputée.

#### **IV) Montage et premiers tests de notre prothèse**

Nous allons tout d'abord montrer pas à pas le montage de notre prothèse robotique.



Étape 1



Étape 2



Étape 3



Étape 4



Étape 5



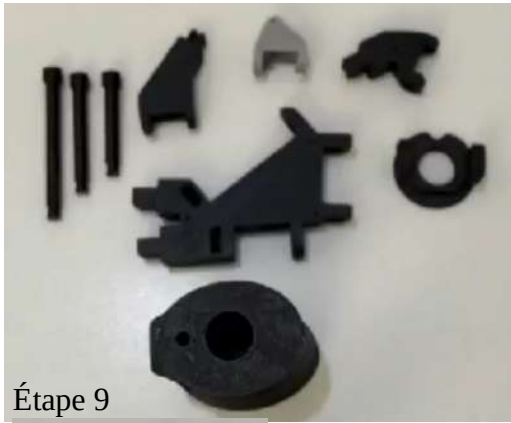
Étape 6



Étape 7



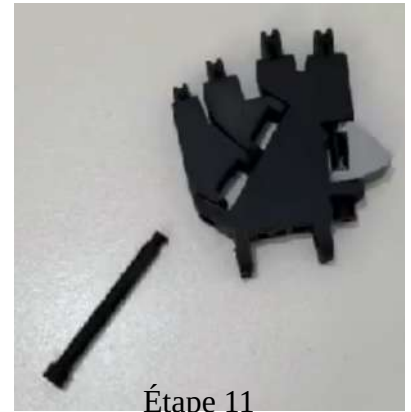
Étape 8



Étape 9



Étape 10



Étape 11



Étape 12



Étape 13



Étape 14



Étape 15



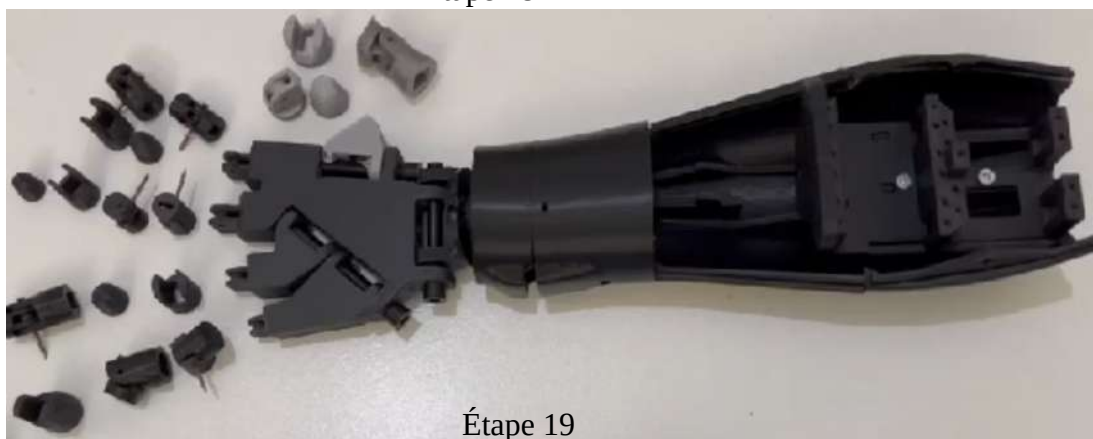
Étape 16



Étape 17



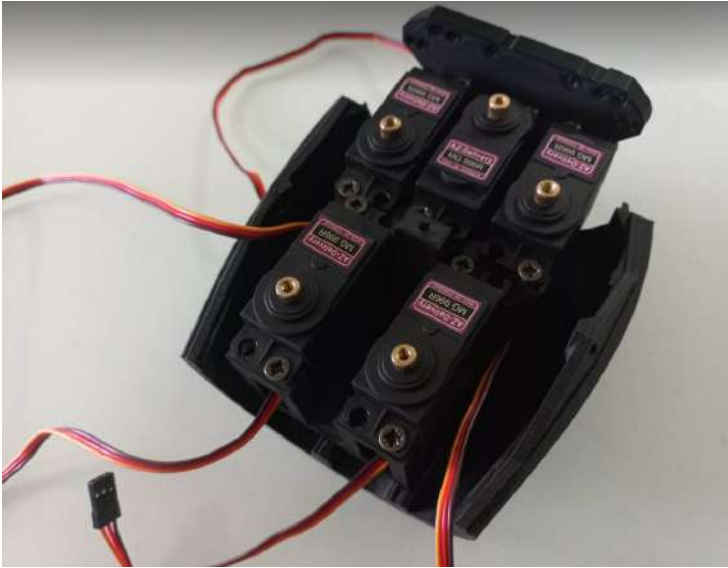
Étape 18



Étape 19

Ce sont des images tirées d'une vidéo que nous mettrons en annexe dans ce rapport.

Place au montage des servomoteurs et assemblage des doigts :



Étape 20



Étape 21

A présent, nous allons faire passer un fil qui va passer dans un doigt. Dans un doigt, il y a des articulations avec des poulies, une partie du fil passera sur la poulie et l'autre partie du fil sous la poulie, de sorte à simuler le fonctionnement des muscles extenseurs et fléchisseurs du doigt. (étape 24 )



Étape 22



Visualisation des 10 trous du poignet

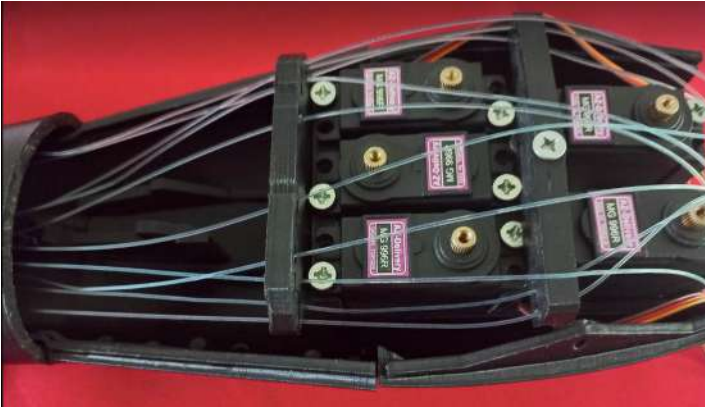
Il y a donc deux fils par doigt ( un extenseur et un fléchisseur, mais c'est le même fil). Ce fil passe par le poignet qui possède une roue avec 10 trous, ces trous servent à faire passer les fils en les alignant. Puis dans le poignet (l'étape 13,14) il y a encore 10 trous de façon à conserver l'alignement des fils pour éviter les torsions et emmêlement des fils, ce qui pourrait nuire au bon fonctionnement de notre prothèse.



Étape 23



Étape 24



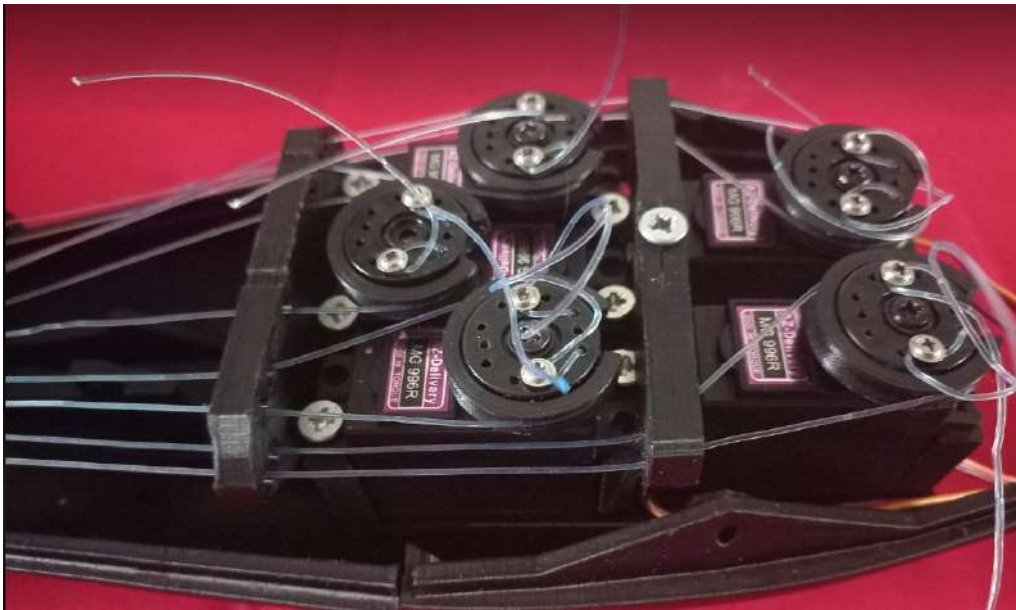
Étape 25



Étape 26



Étape 27



Étape 28

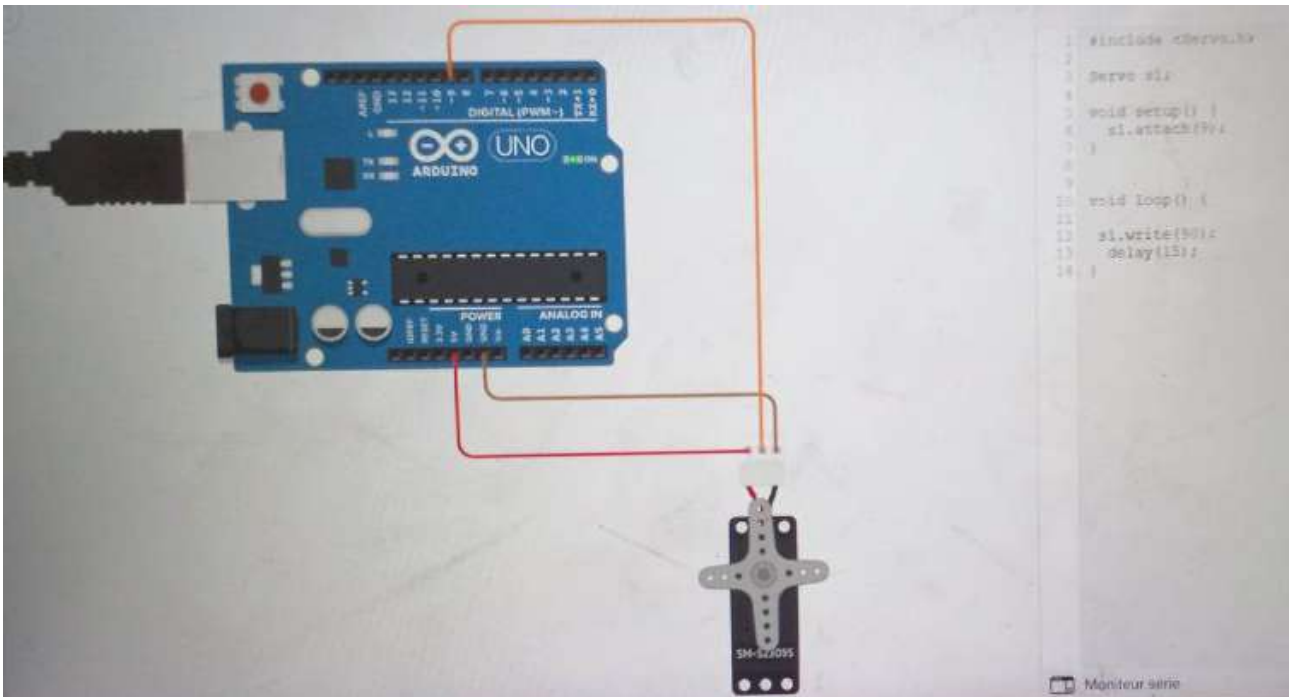
Voilà pour ce qui est du montage mécanique de notre prothèse. Pour plus de compréhension, voir la vidéo tutoriel du montage grâce au lien dans les annexes.

## **V) Tests et analyses**

- Test d'un servomoteur alimenté par le PC ou une pile 9V
- Test de tous les servomoteurs 1 à 1 alimenté par le PC ou une pile 9V
- Test de tous les servomoteurs en même temps
- Test d'un servomoteur piloté par un capteur EMG alimenté par une pile 9V
- Test de tous les servomoteurs 1 à 1 par un capteur EMG alimenté par une pile 9V
- Test de tous les servomoteurs en même temps par un capteur EMG alimenté par une pile 9V

Commençons par le 1<sup>er</sup> test :

Nous avons effectué le câblage suivant sous Tinkercad qui est un logiciel de simulation pour entre autres des circuits électriques. Nous faisons cela dans le but d'éviter des courts circuit dans le vrai montage ce qui pourrait endommager les servomoteurs. Voici une capture d'écran de notre câblage :



**Figure 17** : Câblage sous Tinkercad d'un servomoteur alimenté par ordinateur avec son code



**Figure 18** : câblage réel



**Figure 19** : Activation du petit doigt grâce au code Arduino

Nous avons connecté le PC à l'arduino pour téléverser le code qui permet de faire tourner de 90° dans le sens inverse des aiguilles d'une montre, ce qui correspond à une flexion totale du doigt.

Le PC joue ici aussi le rôle d'alimentation (12V, 1A) vers l'Arduino qui lui délivre 500 mA en tout. Ici le servomoteur reçoit donc 5V et 500mA, or le servomoteur fonctionne entre 4,8V et 7,2V et en 500mA à 4,8V. Vu que nous sommes en 5V, cela correspond environ à 500-520mA. Le servomoteur pouvant accepter jusqu'à 900 mA.

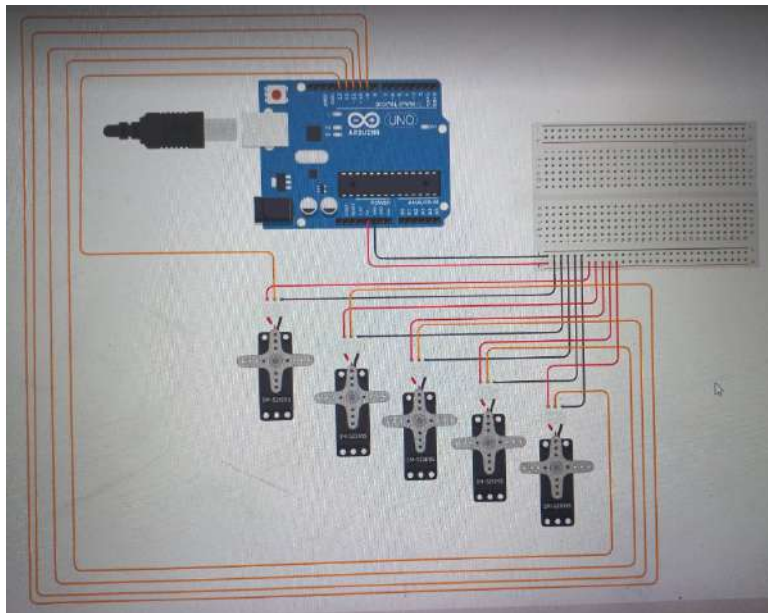
Nous constatons que le mécanisme fonctionne sans soucis. Nous constatons également que le doigt n'oppose pas une grande résistance lorsque nous essayons de l'ouvrir. Cela posera sûrement un problème lors de nos tests de préhension d'objets.

Lorsque nous mettons la pile 9V, le mécanisme fonctionne pareillement et aussi bien. L'alimentation externe sera donc efficace pour le mouvement d'un doigt.

Nous avons testé par ce procédé tous les doigts un à un. Nous constatons les mêmes résultats que pour le test du 1<sup>er</sup> doigt. Seul le pouce a du mal à se fermer et à se rouvrir. Nous décidons donc de limer les articulations du pouce pour avoir un jeu entre les articulations. Ce jeu permettra de fluidifier le mouvement et de faciliter le travail du servomoteur.

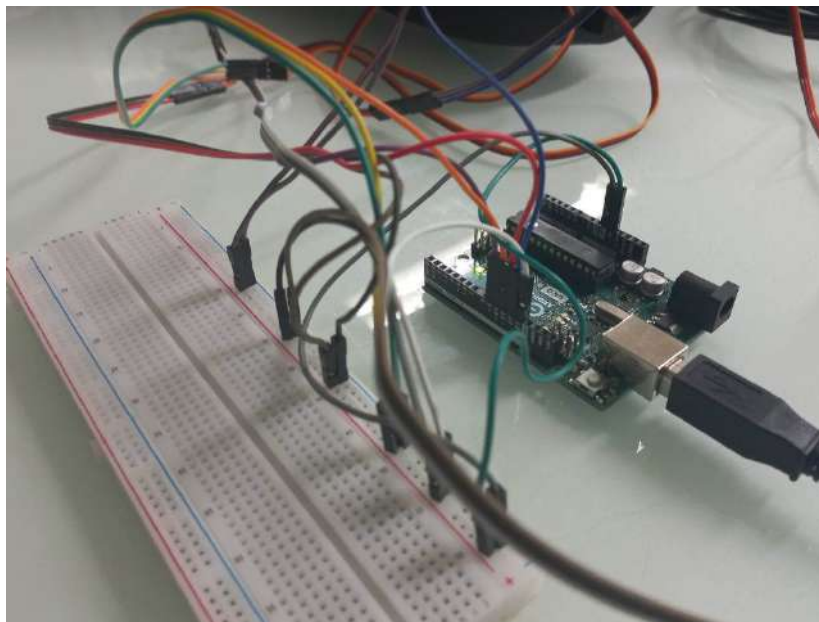
Passons dès à présent au mouvement de tous les doigts en même temps.

Voici le câblage fait sous Tinkercad.



**Figure 20 :** Câblage pour faire bouger tous les servomoteurs indépendamment

Avec le logiciel, la simulation est un succès. Pour le code, il est comme le précédent, mais avec 5 servomoteurs. C'est le même excepté qu'il y a 5 lignes pour la déclaration des variables, des pins auxquels ils sont attachés et pour les faire bouger.

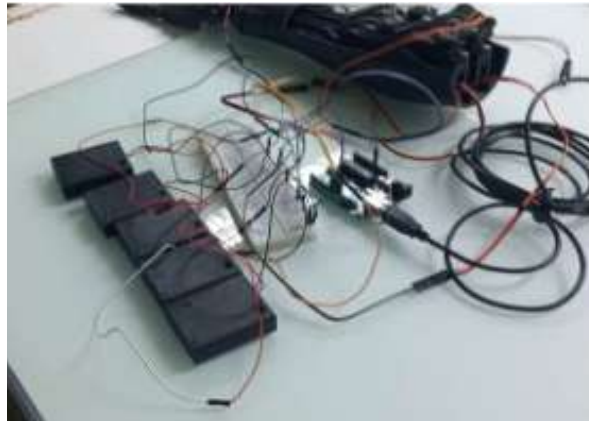


**Figure 21:** Câblage réel

Lors de cet essai, 1 seul doigt a bougé. Nous essayons de comprendre pourquoi. Nous émettons l'hypothèse que cela est dû à un manque d'énergie. En effet comme nous l'avons vu précédemment, la carte fournit 500 mA et 5V. Les 5V sont distribués en dérivation donc chaque servomoteur reçoit bien 5V, mais en tout nous n'avons que 500 mA pour 5 servomoteurs, soit 100 mA pour chaque.

Apparemment, la carte décide de donner les 500 mA à un seul servomoteur quitte à laisser les 4 autres sans rien. C'est le même constat avec la pile 9V, voir pire car elle ne délivre que 480 mAh, c'est à dire 480mA en 1h.

Nous décidons de vérifier notre hypothèse. Nous rajoutons une source d'alimentation externe par servomoteurs. Il s'agira de 4 piles de 1,5 V en série, ce qui nous donnera 6V, ce qui est finalement mieux que les 5V de l'arduino et tout cela dans un boîtier avec un bouton on/off. Voici le nouveau câblage.



**Figure 22 :** Nouveau câblage avec alimentation externe pour les 5 servomoteurs

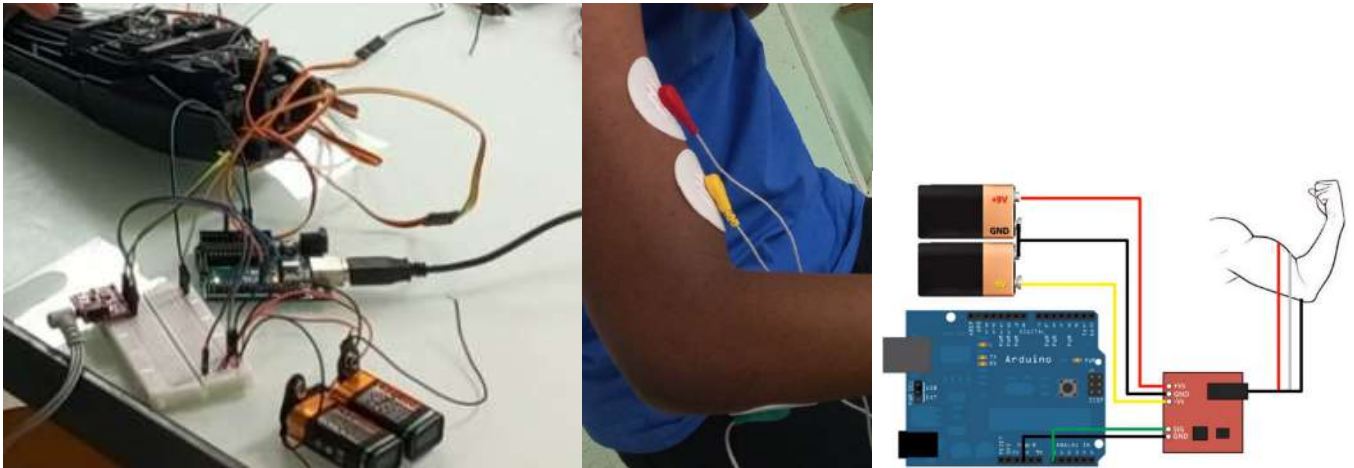
Nous ne pouvons pas simuler cela sous tinkercad, ou cela serait inutilement énergivore. Le plus important ici étant de vérifier si notre hypothèse de manque d'énergie est la bonne.

Après avoir fait cette adaptation, nous relançons la simulation, et cette fois cela fonctionne très bien. Notre hypothèse était donc la bonne. En effet, nous avons à présent 6V et environ 600 mA par servomoteur ce qui est suffisant pour les faire fonctionner de façon optimale.

Le problème a été résolu, mais cela en pose un nouveau : l'encombrement des piles et le poids de la prothèse qui ne cesse d'augmenter.

Maintenant, nous allons tester le pilotage d'un servomoteur par capteur EMG. Encore une fois, nous ne pouvons pas faire une simulation sous Tinkercad, car le capteur EMG n'existe pas dans ce logiciel. Nous devons donc câbler en direct. Grâce à des tutoriels sur internet et la datasheet du capteur EMG arduino, nous avons trouvé comment câbler et alimenter le capteur EMG. En voici le câblage :





**Figure 23 :** Câblage d'un servomoteur piloté par le capteur EMG

Nous constatons que le doigt réagit bien aux contractions musculaires. Dans notre code, il y a une ligne avec une *boucle if*, qui est une condition. Le capteur donne des valeurs allant de 0 à 1023. 0 étant aucun signal électrique, donc aucune contraction musculaire et 1023 étant une contraction au maximum ou alors un problème du capteur. Dans cette *boucle if*, nous déclenchons donc les servomoteurs à partir d'une valeur seuil que l'on trouve expérimentalement. Elle dépend de plusieurs facteurs : la biologie de la personne, la sensibilité du capteur et la force de contraction de la personne. Ici, nous la fixons à 80.

Voici notre code.

```
#include <Servo.h> // on inclut la bibliothèque pour piloter un servomoteur

Servo s1;
Servo s2;
Servo s3;
Servo s4;
Servo s5; // on crée l'objet monServo

void setup()
{
  s1.attach(8);
  s2.attach(10);
  s3.attach(11);
  s4.attach(12);
  s5.attach(13); // on définit le Pin utilisé par le servomoteur
}

void loop()
{
  s1.write(180);

  s2.write(180);

  s3.write(180);

  s4.write(0);

  s5.write(180);
  // le bras du servomoteur prend la position de la variable position
  delay(15); // on attend 15 millisecondes
}
```

**Figure 24 :**

Code pour faire bouger les doigts avec le capteur EMG

Les 5 premières lignes sont les déclarations des servomoteurs avec la fonction *Servo*. Nous avons auparavant importer une bibliothèque *Servo* qui permet de faire appel aux commandes (fonctions) liées aux servomoteurs, ce qui n'est pas inclus de base dans l'arduino.

On déclare ensuite une *variable int* pour *integer* qui signifie que la variable affectée (ici *val*) sera un nombre entier. Puis une autre *variable integer* nommée *capteur* à laquelle on affecte la valeur 0. C'est une sorte d'initialisation du capteur. Nous ouvrons un port de 19200 baud avec la fonction *Serial.begin*. Cela permet d'ouvrir un port spécial pour la lecture de données dans le monitor série.

La fonction `.attach()`, elle, permet de dire où sont accrochés les pins de nos servomoteurs. Ces pins là sont des sorties PWM.

Pour finir, la fonction `analogRead(capteur)`, permet quant à elle de lire les données du capteur EMG. La fonction `Serial.println(val)` permet d'afficher les valeurs de la variable `val` dans le monitor série.

Dans la boucle `if` qui est une condition, nous avons déterminé expérimentalement la valeur de seuil la plus confortable pour la personne qui l'essaye. Ici ce sera 80. Cela veut dire qu'en dessous de 80, les servomoteurs tourneront de 90° tous en même temps, mais que au-dessus ou égal à 80, les servomoteurs ne tourneront pas. Il y a une ligne où la valeur est inversée. En effet, au lieu de tourner de 90°, le servomoteur ne doit pas bouger, cela est dû au fait que nous avons inversé les deux câbles lors de l'assemblage de la prothèse. Il y a un câble qui lorsqu'il est tiré, fait plier le doigt, et l'autre câble qui lui, permet de déplier le doigt. Pour ce servomoteur, nous avons donc inversé les câbles et donc la commande sur le code aussi.



**Figure 25 :** avant la contraction musculaire



**Figure 26 :** Après la contraction musculaire

Pour le code, nous avons directement fait le code pour faire bouger tous les servomoteurs. Cela fonctionnera tout aussi bien pour 1 que pour 5 servomoteurs.

Nous avons testé les autres doigts, avec succès cette fois ci.

Nous avons émis une hypothèse lorsque nous avons dû régler la valeur seuil d'activation des servomoteurs : l'ordre de placement des électrodes sur le biceps aurait une influence sur le fonctionnement du bras et la sensibilité du capteur.

Nous écrivons au tableau les différentes combinaisons possibles. Il y a 3 couleurs et l'ordre compte. Il y a donc 6 combinaisons possibles. Les voici :

- (rouge, vert, jaune), (rouge, jaune, vert), (jaune, rouge, vert), (jaune, vert, rouge), (vert, rouge, jaune) et (vert, jaune, rouge).

Nous constatons que toutes les combinaisons ne sont pas pareilles, mais que l'on peut les regrouper. En effet, la 1<sup>er</sup> couleur est la référence, c'est à dire l'électrode qui est placée sur le coude alors que les deux autres sont placées sur un muscle du biceps. Si l'on échange les deux dernières couleurs, cela n'impacte pas les résultats, c'est à dire les valeurs lues par le capteur. On a donc 3 combinaisons : (rouge, vert, jaune), (jaune, rouge, vert) et (vert, rouge, jaune).

Lorsque c'est l'électrode jaune qui est l'électrode de référence, les valeurs du capteur varient entre 50 et 150 en moyenne, 50 étant la valeur au repos et 150 lors d'une contraction du biceps.

Lorsque c'est l'électrode verte, les valeurs varient de 0 à 100 en moyenne, 0 étant la valeur au repos et 100 lors d'une contraction du biceps.

Lorsque c'est l'électrode rouge, les valeurs varient de 0 à 80 en moyenne, 0 étant la valeur au repos et 80 lors d'une contraction du biceps.

Pour l'utilisateur ( ici Rick ) la combinaison qui lui semble la plus simple est la combinaison (vert, jaune, rouge).

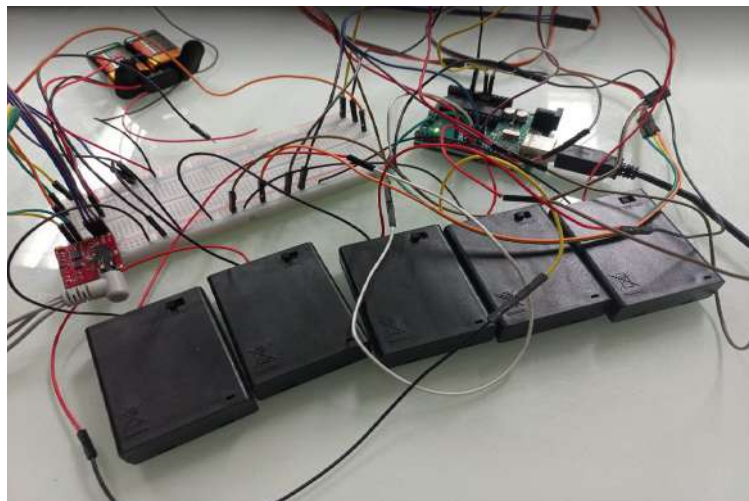
Nous avons essayé d'autres électrodes, cela n'a fait aucune différence.

Nous avons également essayé de placer les électrodes sur le triceps et laissé l'électrode de référence sur le coude. Selon Rick, la contraction du biceps est plus simple à gérer. Cela dépendra donc de l'utilisateur.

Nous garderons la disposition suivante pour la suite : (vert, jaune, rouge) sur le biceps.

Dans ce paragraphe, nous allons essayer de faire bouger les 5 doigts de la main en même temps avec notre capteur EMG.

Voici le câblage final :



**Figure 27 :** Câblage des 5 servomoteurs pilotés par le capteur EMG

Nous commençons par allumer les boîtiers des piles, puis de relier le PC à l'arduino et envoyons le code. Le voici :

**Figure 28 :** Code final

```
void loop() {  
  val = analogRead(capteur);  
  Serial.println(val);  
  delay(15);  
  if (val<80)  
  {  
    s1.write(90);  
    s2.write(90);  
    s3.write(90);  
    s4.write(0);  
    s5.write(90);  
  }  
  else  
  {  
    s1.write(0);  
    s2.write(0);  
    s3.write(0);  
    s4.write(90);  
    s5.write(0);  
  }  
}
```

Une fois que l'ensemble est connecté, nous testons notre prothèse en contractant le biceps, et c'est la réussite, cela fonctionne !

Dans notre code, cependant, nous avons inversé les valeurs de flexion et extension.

Nous rappelons que 0 correspond à des servomoteurs à l'arrêt donc à des doigts tendus donc en position initiale et 90 à une flexion des doigts. On remarque que pour ces valeurs, les doigts n'opposent pas beaucoup de résistance, cela peut poser problème pour porter des objets.

Nous avons testé la valeur maximale des servomoteurs qui est de 180°. En faisant cela, les servomoteurs forcent sur les câbles qui sont sous tension et permettent une meilleure résistance des doigts lors de la préhension d'objets.

Si la valeur de seuil est strictement inférieure à 80 ( pas de contraction musculaire ), alors la main reste fermée ! ( valeurs d'angle de 90°) et lorsque l'utilisateur contractera le biceps ( ou triceps selon où l'on a placé les électrodes) la main s'ouvrira pour faire un mouvement de flexion.

Si nous avons choisi cela, c'est pour éviter de rester trop longtemps le muscle contracté pour tenir un objet si l'on doit tenir cet objet sur du long terme.



**Figure 29** : Position initial, flexion des doigts de la main

Passons au test final, la préhension d'objets divers et variés.

Dans cette dernière partie, nous allons essayer de prendre avec notre prothèse plusieurs objets du quotidien :

- Des couverts
- Une bouteille
- Un effaceur de tableau
- Une tasse
- Un tournevis
- Un porte monnaie
- Du papier toilette
- Du poivre

- Un flacon de gel
- Une raquette de tennis de table

Voici les photos des résultats.



Parmi ces objets, la bouteille de coca, le flacon de gel n'ont pas réussi le test de préhension.

On suppose que c'est dû au manque d'adhérence entre la main et l'objet. Pour cela, nous avons des gants de travail qui ont une meilleur adhérence que le plastique noir.



Pour ce test final, la main arrive à agripper le flacon de gel, mais toujours pas la bouteille de coca.  
Pour la bouteille de coca, les doigts n'arrivent pas à envelopper la bouteille.

En terme d'autonomie, nous avons constaté que la durée de vie des piles n'est que de 1h en continue environ. En effet nous avons 5 servomoteurs qui consomment :  $6V \times 0,500A = 3W$  et ceci fois 5 ce qui donne 15W, or les piles fournissent  $9V \times 0,340A = 15,3 W$  en 1h soit environ 60 min d'autonomie. Nous comprenons ici l'utilité des batteries au lithium.

En terme de sécurité, les différents composants étant alimentés séparément, cela empêche le court circuitage du système en cas de problème et d'électrocution de l'utilisateur mais au prix du poids et de l'encombrement.

## VI) CONCLUSION

Ce projet nous aura permis de découvrir beaucoup d'aspects, tant sur la méthodologie expérimentale, les savoirs, les savoirs faire, la rigueur scientifique, les joies et déceptions, le stress que peut procurer ce genre de projet et le plaisir de découvrir les sciences autrement.

Nous pensions au début pouvoir faire une prothèse complète et au fur et à mesure du projet, nous nous sommes rendu compte de la complexité de notre projet. Nous avons dû revoir à la baisse nos exigences, notre cahier des charges, car nous avons vite atteint les limites de ce projet avec le matériel et les connaissances que nous avons. En effet, nous n'avons pas pu arriver à faire la préhension fine, ni l'opposition du pouce, ni la mobilité des doigts selon l'axe transversal. Nous n'avons pas de retour de force, c'est à dire que nous ne pouvons pas doser la force dans les doigts, donc pour les objets fragiles, la main pourrait casser ces objets, par exemple des œufs. Le projet est plus volumineux et lourd que nous ne le pensions. En effet, ce projet consomme beaucoup d'énergie, et des piles 9V ne suffisent pas à alimenter sur la durée une telle prothèse. Il nous aurait fallu une batterie lithium mais dans ce cas nous perdons la facilité d'accès de ce projet pour les gens qui n'ont pas accès aux batteries. Cela pourrait aussi poser des problèmes de sécurité sur l'ensemble du circuit en cas de court circuit. Nous avons vu que dans ce genre de projet, on doit toujours faire des compromis, le projet parfait n'existe pas.

Nous avons aussi comme problème l'indépendance des doigts. En effet, nous ne pouvons faire qu'une flexion ou extension des 5 doigts en même temps. Cela est dû aux capteurs surfaciques qui ne sont pas très précis pour détecter le mouvement isolé d'un muscle ou groupe de muscle.

Si l'on devait poursuivre ce projet, nous saurions vers où aller. Il nous faudrait tout d'abord des capteurs de retour de force, (pour faire un retour haptique), des capteurs intramusculaires afin d'avoir une vraie précision sur la contraction des muscles et donc de pouvoir faire plus qu'une simple flexion/extension. Notre projet est plutôt une main de soutien qu'un vrai membre remplacé.

*Nous tenons à remercier le fablab de St Laurent pour son aide et son prêt de matériel pour l'impression 3D de notre prothèse.*

*Nous remercions également le cabinet de Kinésithérapeute de St Laurent et Fabien Marié, ostéopathe pour leur cours sur le fonctionnement des muscles dans l'avant bras.*

*Nous remercions les parents qui ont été là pour les enfants.*

*Nous remercions la femme de Mr Arnoux pour nous avoir aidé dans notre oral*

*Nous remercions nos professeurs pour nous avoir conseillé sur notre projet*

*Nous remercions Madame la principale de Volmar pour son soutien et sa participation et appréciation du projet, ainsi que de la couverture médiatique qu'elle fera aux enfants pour ce projet et*

*Nous remercions le concours Cgénial pour nous avoir permis de participer à cet événement*

## **Bibliographie**

<https://github.com>

<https://www.thingiverse.com>

<https://static1.squarespace.com/static/5fdf30e82dcd53187f20b7f4/t/5fe09c7ef5f64226567c5b9e/1608555676841/Low+Cost+Prosthetic+Arm+Thesis.pdf>

<https://mdesigns.space/projects/project-three-2jhsa>

[https://www.gre-nable.fr/wp-content/publications\\_techniques/U\\_Bath/Assisted\\_Flexibone\\_hand\\_2019\\_Project\\_Report.pdf](https://www.gre-nable.fr/wp-content/publications_techniques/U_Bath/Assisted_Flexibone_hand_2019_Project_Report.pdf)

<https://bionicohand.files.wordpress.com/2014/06/v1.jpg>

## **Annexes**

Datasheet du capteur EMG pour arduino

<https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>

Datasheet du servomoteur haut couple

[https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG996R\\_Tower-Pro.pdf](https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG996R_Tower-Pro.pdf)

Datasheet de la carte Arduino Uno

<https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>

Datasheet de l'imprimante 3D utilisé pour le projet

[https://fablab-lorient.bzh/uploads/machine\\_file/40/prusa3d\\_manual\\_mk3s\\_fr\\_3\\_12.pdf](https://fablab-lorient.bzh/uploads/machine_file/40/prusa3d_manual_mk3s_fr_3_12.pdf)