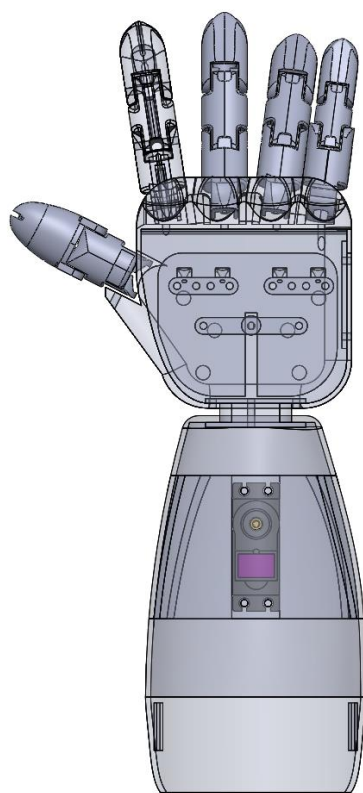


Projet d'avant-bras Myoélectrique

Par Virgile Boraud, Léa Forêt et Rayan Bacha



SOMMAIRE

Remerciements.....	3
Présentation	4
Qui sommes-nous ?.....	4
Quel est notre projet ?.....	4
Organisation de l'équipe	4
Contexte médical et problématique	5
Anatomie et biomécanique de la main	6
Histoire et état de l'art des prothèses	9
Cahier des charges.....	13
Schéma Synoptique	15
Détail matériel	17
1) La partie Electronique	17
Les composants.....	17
Schéma électronique	19
Tests des composants.....	21
2) La partie Mécanique :.....	25
Choix du modele 3D	25
Montage du modèle.....	27
Programmes et Organigrammes	32
Conclusion	37
Bibliographie.....	38
Liste des figures	39
Annexe.....	40
Programmes Test 1 : Capteur EMG :.....	40
Programmes Test 2 : Servomoteur :	40
Calcul théorique de la masse que peut porter chaque doigt tendu.....	41

Remerciements

Nous tenons à remercier toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce projet.

Tout d'abord nous remercions chaleureusement et exprimons notre gratitude envers H. Guan, notre référent ainsi que A. Caldas pour leurs conseils et leur encadrement.

Un merci spécial aux membres de l'atelier et du fablab, N. Guillet-Lhermite et C. Thery pour leur assistance technique et leur expertise dans la création de notre prototype.

Merci également à l'ESME ainsi que SupBiotech pour nous avoir offert les ressources nécessaires lors de notre parcours pédagogique.

Enfin, nous remercions nos proches pour leur soutien tout au long du projet.

Présentation

Qui sommes-nous ?

Nous sommes un groupe de trois étudiants de 4^{ème} année d'école d'ingénieurs composé d'un élève de SupBiotech et deux élèves de l'ESME de la majeure Biomécanique et Robotique médicale. Ce projet s'inscrit dans le cadre de notre formation sous la supervision de Henry Guan, notre référent.

Quel est notre projet ?

Etant tous trois intéressés par le fonctionnement des prothèses des membres, nous avons décidé de nous orienter vers un projet de ce type. Notre choix s'est porté vers une prothèse de bras, la prothèse de jambe étant soumise à des pressions mécaniques trop difficile à reproduire dans le cadre de ce projet. Nous avons finalement décidé de nous focaliser sur la main et l'avant-bras car les biomécanismes sous-jacents et leurs fonctions ont particulièrement attiré notre attention.

Nous avons décidé d'utiliser un biosignal afin d'actionner l'ouverture et la fermeture de la main. Trois biosignaux s'offrent ainsi à nous : nerveux, cérébraux (encéphalogramme) et myoélectriques. Nous avons déterminé que les signaux myoélectriques conviennent le mieux pour notre projet, ces derniers étant aisément traitables pour capter un seul seuil afin d'activer le moteur responsable de la fermeture/ouverture de la main.

Notre objectif est ainsi d'assembler une prothèse de main myoélectrique et de s'assurer de sa fonctionnalité.

Organisation de l'équipe

Chacun des membres de l'équipe a été impliqué équitablement dans le projet. Des réunions hebdomadaires avec notre référent ont été organisées et plus régulièrement des discussions entre membres de l'équipe. Ces réunions permettant de faire le point sur les avancements de chacune des parties du projet.

Nous avons au début du projet défini quatre grandes parties pour ce projet :

- Recherches préparatoires
- Conception et impressions 3D
- Electronique
- Programmation

Nous n'avions pas pris en compte que le montage même de la main avec le besoin de ré-imprimer et modifier les fichiers SolidWorks nous rajouterai beaucoup de travail et aurait pu être considéré comme une grande partie à part entière.

Tâches

Nom	Date de début	Date de fin
Rendu rapport	03/06/2024	03/06/2024
Rendu commande AVANT 14h	11/04/2024	11/04/2024
Conception	07/03/2024	10/04/2024
Motorisation de la main	07/03/2024	15/03/2024
Arduino (communication) (capteur-moteur)	18/03/2024	27/03/2024
Système touché	28/03/2024	03/04/2024
Intégration	04/04/2024	10/04/2024
Planification des tests	15/04/2024	19/04/2024
Tests pièces et montage	22/04/2024	26/04/2024
Impression	22/04/2024	03/05/2024
Montage	29/04/2024	10/05/2024
Tests post-montage	13/05/2024	17/05/2024
Rédaction rapport et présentation	20/05/2024	31/05/2024

Figure 1 : Planning initial du projet

En effet, ce planning initial (Figure 1) créé début mars a dû être adapté à de nombreuses reprises. La phase de conception a en effet eu lieu tout au long du projet, suite aux différents problèmes rencontrés lors du montage et des tests, de multiples pièces ayant dû être modifiées.

Concernant la répartition des tâches, nous avons tous participé à la recherche préparatoire pour pouvoir ensuite construire notre projet. Les autres parties ont aussi été traitées de manière globale par l'ensemble de l'équipe avec plus ou moins une spécialisation dans l'un ou l'autre des domaines.

Contexte médical et problématique

L'amputation de la main et/ou d'une partie de l'avant-bras est souvent due à des accidents, des blessures ou des maladies (ex : complication du diabète). Cette amputation peut entraîner une perte de mobilité et de fonctionnalité des patients concernés. En effet, la perte de l'articulation du poignet et de la main limite et peut rendre impossible d'accomplir certaines tâches du quotidien essentielles (ex : se nourrir, se déplacer, travailler, ...).

C'est pour répondre à cette problématique que nous réalisons ce projet. Notre prothèse a pour but de redonner au patient la possibilité d'attraper des objets permettant ainsi de recouvrer une partie de sa mobilité et de son indépendance.

Anatomie et biomécanique de la main

A] Fonctions de la main

La main opère 2 fonctions principales :

- le tact, permettant la sensibilité tactile, avec reconnaissance du relief, taille et distance de 2 reliefs, consistance et température ainsi que le rétro-contrôle cérébral des gestes fins ou des gestes en force

- la préhension, avec possibilité d'opposition du pouce

Cette action de préhension permet de réaliser diverses fonctions comme illustrées ci-dessous :

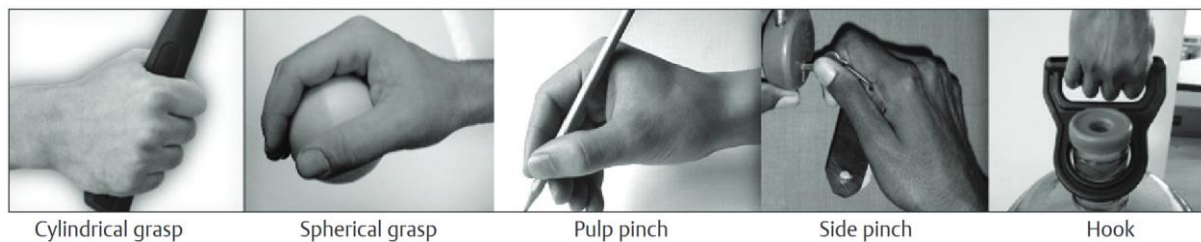


Figure 2 : Différentes actions possible par la fonction de préhension de la main

Dans le cadre de notre projet, nous avons donc décidé de fabriquer une prothèse pouvant reproduire cette fonction de préhension.

B] Structure des articulations du doigt

L'articulation métacarpo-phalangienne permet le mouvement des phalanges sur un angle de 120° relatif à l'axe des métacarpes. L'articulation de la première et la seconde phalange permet un mouvement sur un angle de 120° relatif à l'axe de la première phalange. L'articulation de la seconde et troisième phalange permet un mouvement de 80° relatif à l'axe de la seconde phalange.

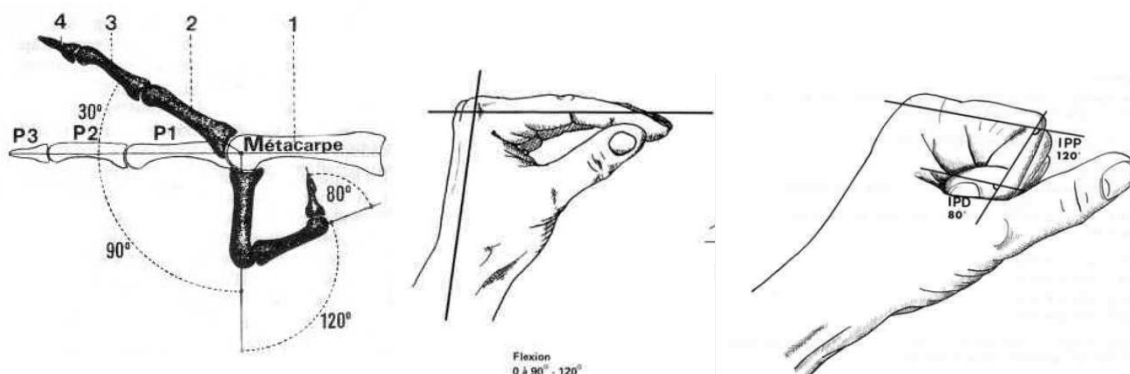


Figure 3 : Schéma des angles des mouvements des articulations du doigt

Ces mouvements cumulés permettent la flexion du doigt pour la fonction préhensile.

Dans le cadre de notre projet, il nous faut donc nous assurer que notre prothèse puisse reproduire ces mouvements de flexion.

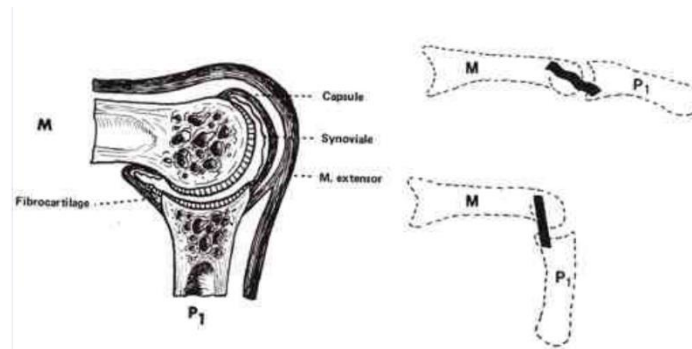


Figure 4 : Schéma de l'articulation métacarpo-phalangienne

Schéma de l'articulation métacarpo-phalangienne

L'articulation métacarpo-phalangienne permet le mouvement vu précédemment grâce à :

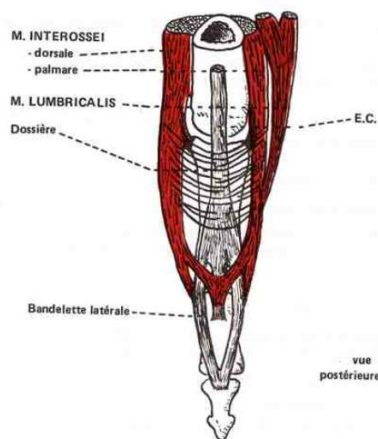
- la forme concave du métacarpe et de la phalange
- la capsule et le liquide synoviale permettant de réduire les frictions du mouvement
- le muscle extenseur de la main, permettant de réaliser le mouvement d'extension du doigt

C] Muscles extenseurs des doigts



Figure 5 : Muscle extenseur des doigts de la main

Le muscle extenseur des doigts de la main (en rouge vif sur la figure 5) est positionné sur l'humérus et l'ulna et permet par sa contraction de déclencher l'extension des doigts.



Son action est toutefois complémentaire de l'action des muscles extenseurs individuels à chaque doigt (en rouge sur le schéma ci-contre), dont la contraction combinée à celle du muscle précédent permet l'extension du doigt. Ainsi, pour étendre l'index, il faut la contraction du muscle extenseur des doigts de la main et du muscle extenseur de l'index. Pour étendre tous les doigts, il faut la contraction du muscle extenseur des doigts de la main ainsi que de chaque muscle extenseur du doigt individuel.

Figure 6 : Muscle extenseur d'un doigt

D] Flexion des doigts de la main

La flexion des doigts de la main commence par la contraction de deux muscles de l'avant-bras (schéma ci-dessous), le muscle fléchisseur profond des doigts et le muscle fléchisseur superficiel des doigts. Le muscle fléchisseur profond des doigts de la main permet la flexion des articulations interphalangiennes distales des 4 doigts longs, alors que le muscle fléchisseur superficiel des doigts est fléchisseur des phalanges moyennes sur les phalanges proximales et des phalanges proximales sur les métacarpiens.

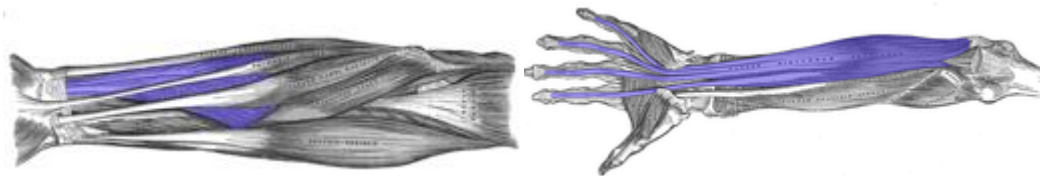


Figure 7 : Muscles fléchisseur superficiel (gauche) et profond (droite)

Les tendons du muscle fléchisseur profond des doigts courent le long des doigts sur leur face inférieure et la contraction du muscle entraîne ainsi la flexion des doigts.

Histoire et état de l'art des prothèses

Les prothèses servent à remplacer des organes, des membres ou une articulation par des appareils artificiels permettant de restaurer la fonction compromise. Elle permet non seulement d'essayer de rétablir la fonctionnalité de la partie du corps concernée, mais aussi à améliorer la capacité de mouvement perdu, soutenir des structures corporelles affaiblies ou déformées ou à améliorer l'aspect esthétique (voir les gueules cassées de la Première Guerre mondiale). Il en existe 2 types, les externes, comme les membres artificiels, et les internes comme les valves cardiaques et les implants dentaires. Nous ne parlerons ici que de ceux qui nous intéressent, c'est-à-dire les externes.



Figure 8 : Plus ancienne prothèse datant de l'Égypte Antique



Figure 9 : Prothèse en bronze

Les premières traces de prothèse datent de l'Égypte Antique, des archéologues ont trouvé sur la momie d'une femme une prothèse de doigt de pied faite en bois et en cuir datant de 600 avant JC. Il y serait également fait mention dans les récits de Hérodote en 484-425 av. J.-C. décrivant un substitut en bois d'un pied préalablement, histoire reprise par Plutarque par la suite (voir jambe de Capoue).

Les prothèses ont ensuite été utilisées tout du long du moyen-âge et de la renaissance, généralement en fer ou en métal, certaines pouvaient servir dans des cas pratiques, comme le crochet ou la célèbre jambe de bois des pirates, dont le plus connu utilisateur serait un certain François Le Clerc, surnommé à juste titre "Jambe-de-bois" (voir figure 2). D'autres n'étaient qu'à des fins cosmétiques comme nous pouvons le voir sur la figure 3.



Figure 10 : Représentation de François Le Clerc



Figure 11 : Prothèse médiévale

C'est au XVI^{ème} siècle que les prothèses reçoivent de nouvelles avancées. Un chirurgien français, Ambroise Paré, à créer de nouvelles façons d'amputer ce qui a permis d'avoir de plus grandes chances de guérison et permet l'installation d'appareils de remplacement (voir figure 11) qui permettaient un fonctionnement très basique de la main en métal pour les soldats amputés. Le chirurgien cherchait à reproduire le mouvement naturel grâce à la mécanique.

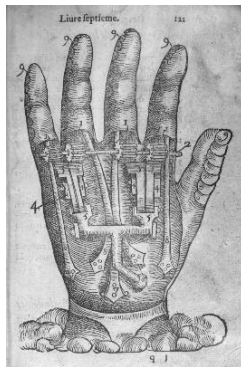


Figure 12 : Illustration d'Ambroise Paré



Figure 13 : Prothèse possédant des articulations

Différentes avancées durant le 1^{er} et 2^{ème} révolution industrielle permettent certaines avancées dans la fabrication des matériaux composant les prothèses. Celles-ci sont alors plus légères, plus souples, plus robustes et plus fonctionnelles.



Figure 14 : Homme portant des prothèses au début du XIX^{ème} siècle

C'est lors de la Première Guerre Mondiale que la demande de prothèses liées aux blessures de guerre explose. De grandes avancées en chirurgie et prothèse voient le jour. L'un des exemples les plus connus est « les gueules cassées ». Certaines images que nous ne montrerons pas ici montrent des personnes totalement déformées par leurs blessures de guerre se métamorphoser après une chirurgie maxillo-faciale et des prothèses esthétiques ou/et des masques.

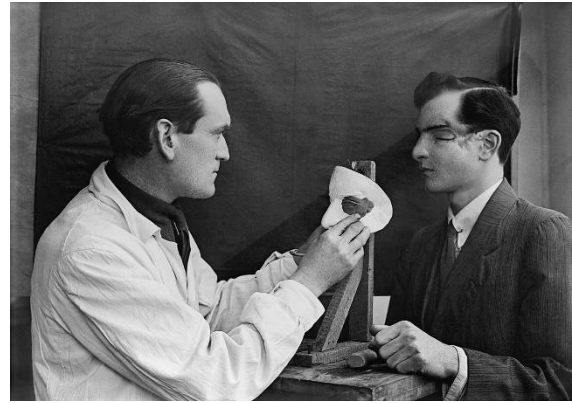


Figure 15 : Confection d'un masque pour un soldat britannique

C'est après la Seconde Guerre mondiale que l'on voit apparaître une réelle envie par les Etats de financer le développement de prothèses comme les USA en 1948 après diverses controverses sur le manque de considération des soldats amputés. De nombreuses prothèses voient alors le jour. Nous pouvons citer par exemple les prothèses Jaccard (voir figure 16). Faites à partir de matériaux locaux, purement fonctionnels et dépourvus d'artifices esthétiques, elles permettent aux plus démunis de se procurer des prothèses jusqu'alors inaccessibles. Révolutionnant le soin des amputés, ses concepteurs, les frères Jaccard, viendront en aide aux plus démunis à travers le monde.

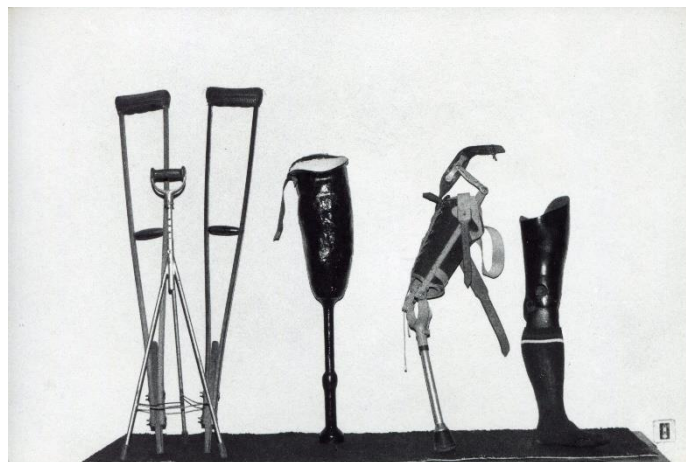


Figure 16 : Différentes prothèses « Jaccard »

Finalement, c'est de la fin du XXème siècle à aujourd'hui que les prothèses n'ont cessé de se diversifier. De la simple jambe de bois, aux prothèses bioniques utilisant plusieurs capteurs et des algorithmes complexes, en passant par les prothèses imprimables possibles grâce aux imprimantes 3D. Nul doute que les prochaines décennies verront de nouvelles innovations dans le domaine.

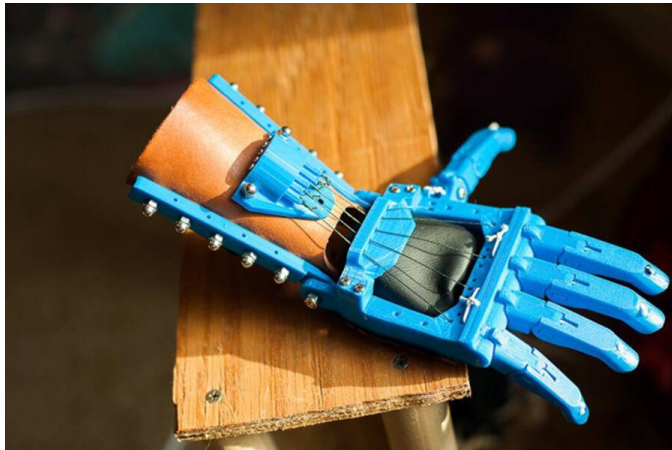


Figure 17 : Prothèse e-NABLE



Figure 18 : Prothèse de bras « Hero-Arm »



Figure 19 : Prothèse de jambe HI-tech

Cahier des charges

Nous avons établi un cahier des charges initial pour notre prothèse myoélectrique. Nous nous sommes basés sur notre propre appréciation de ce projet ainsi que différents cahiers des charges proposés dans le cadre de concours de modélisation/innovation disponibles en ligne.

Concernant la structure :

- Imperméable
- Inoxydable
- Aisément nettoyable
- Températures de -10°C à $+50^{\circ}\text{C}$
- Poids entre 0,5 et 1% du poids de corps total de l'individu à on part sur un homme de 80 kilos à poids entre 400-800g
- Longueur bras (environ 28cm)
- Longueur main (environ 20cm)

Analyse post-projet :

Les critères d'imperméabilité et d'inoxidabilité n'ont pas pu être intégrés au projet final. En effet, le moteur que nous utilisons s'est trouvé trop grand pour être intégré à la prothèse d'une manière permettant le bon déroulement/enroulement du fil. Un axe moteur différent ou de taille réduite aurait permis son intégration dans l'avant-bras sans élément extérieur. Cette partie extérieure du moteur vient aussi mettre à mal ce critère d'imperméabilité. Enfin, les autres éléments (carte Arduino, batterie, ...) sont aussi de taille trop importante pour être intégrés dans la prothèse directement.

Concernant l'alimentation :

- Possibilité de rechargement USB ou batterie interchangeable facilement
- Interrupteur pour allumer et éteindre la prothèse
- Indicateur visuel du niveau de la batterie
- Capable d'alimenter 1 moteur

Analyse post-projet :

Nous avons bien une batterie rechargeable qui alimente l'entièreté de notre système, notre batterie comprend un indicateur visuel de son état de recharge et un bouton on/off. Nous avons gardé l'idée de l'interrupteur pour une autre fonctionnalité : le choix du mode de fonctionnement de la prothèse.

Fonctionnalités :

- Ouverture/fermeture de la main par utilisation d'un capteur sur les muscles rémanents du bras (biceps et/ou triceps/brachioradialis) (1 moteur)
- Recréation de sensation de touché par des moteurs vibrants sur l'avant-bras/bras
- Fixation non invasive, avec liner en silicone + sockets placés sur le membre résiduel
- Option : possibilité d'augmenter progressivement le poids de la prothèse
- Option : espace de stockage
- Option : Adapté le bras aux sport ou loisir du patient
- Option : articulation du poignet

Analyse post-projet :

Pour commencer, aucune des options envisagées n'a pu être mise en place sur notre projet. En effet, de nombreux problèmes liés au fonctionnement de la prothèse et au modèle 3D ont trop retardé le projet pour que nous ayons du temps à consacrer à ces fonctionnalités secondaires. Enfin, il en va de même avec les fonctionnalités de touché et de fixation.

Schéma Synoptique

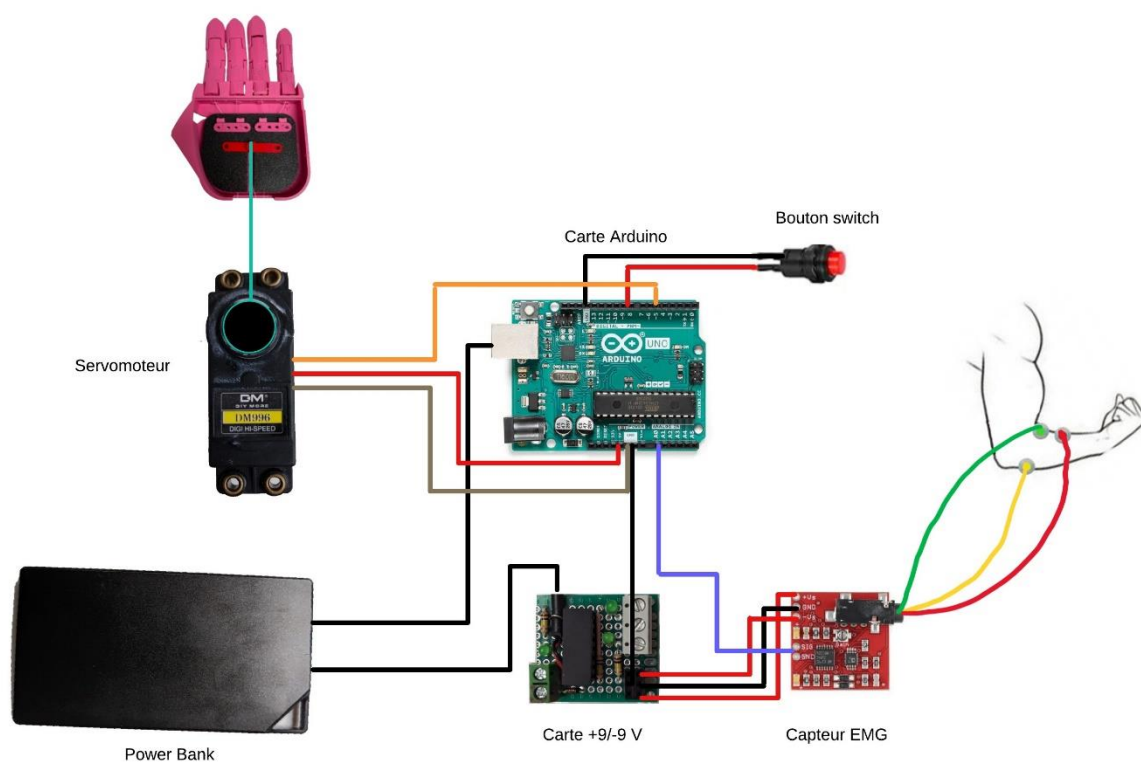
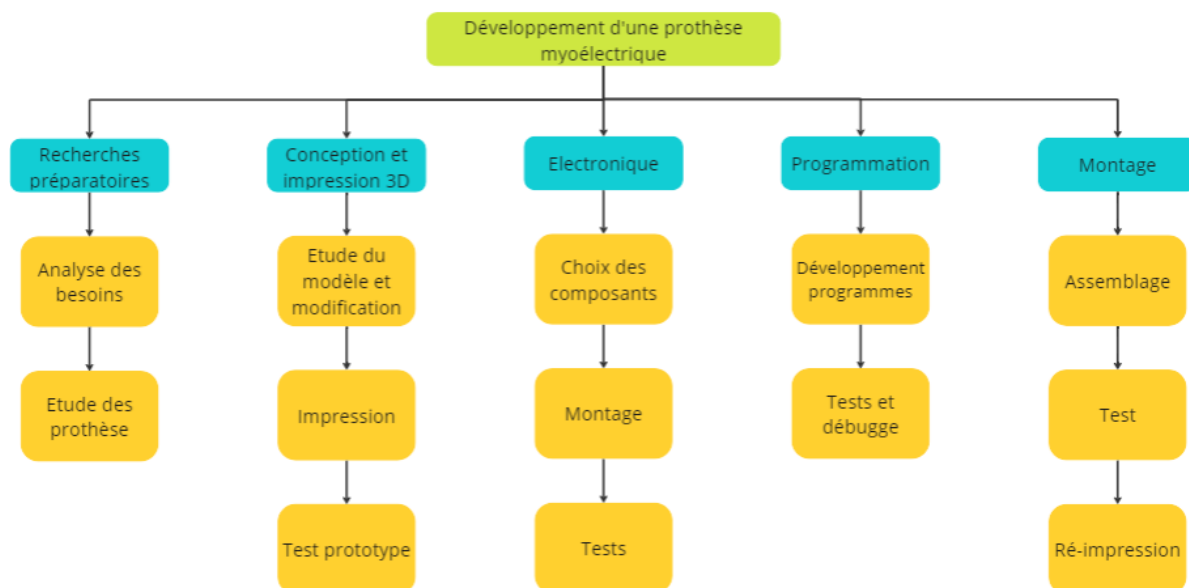


Figure 20 : Schéma synoptiques du projet

Nous nous sommes laissés environ trois semaines pour les recherches préparatoires, nous avons ensuite commencé les impressions 3D en avril tout en réfléchissant aux composants électroniques à utiliser et à faire ces sessions de test de ces composants afin de valider leur usage pour notre projet. Une fois tous ces composants validés, nous avons fait la demande officielle le 2 mai pour pouvoir commencer le montage final. Au fur et à mesure de l'impression 3D nous avons voulu commencer le montage mécanique de la main, mais le besoin de réimpression régulier suite aux erreurs d'impression et au besoin de modifier le modèle, une grande partie du montage a été réalisée sur la fin du projet en mai.

Détail matériel

1) La partie Electronique

Les composants

Une carte Arduino uno :



L'Arduino Uno est une des cartes de développement des plus utilisées. Elle est basée sur un microcontrôleur ATmega328P qui fonctionne à une fréquence de 16 MHz. Elle comprend une mémoire flash de 32 Ko (pour le programme), 2 Ko de RAM et 1 Ko de mémoire EEPROM (pour le stockage des données non volatiles). Les entrées sorties comprennent 14 broches numériques dont 6 PWM (Modulation de Largeur d'Impulsion) pour contrôler des périphériques comme des servomoteurs et 6 broches analogiques pouvant lire les données venant de capteurs. L'alimentation peut se faire via une connexion USB en 5V et peut servir pour connecter des périphériques électriques. L'avantage de cette carte de développement c'est qu'elle est simple d'utilisation, open-source avec beaucoup de ressources et de bibliothèques accessibles.

Un servomoteur (DM996) :

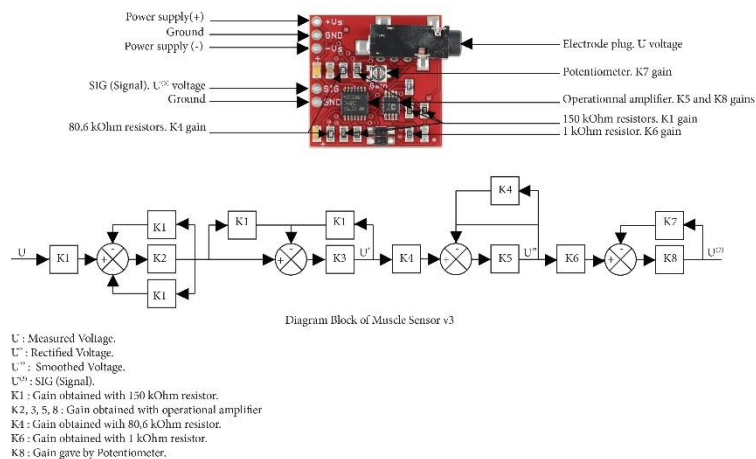


Les servomoteurs sont des dispositifs électromagnétiques utilisés pour contrôler la position d'un mécanisme, ils convertissent un signal électrique en un mouvement mécanique.

Ce moteur de DIY More est un servomoteur fabriqué en métal, ses engrenages sont solides et assurent une longue durabilité même lors d'une utilisation intensive.

Ce moteur offre une vitesse de fonctionnement de 0,17s / 60 degrés à 4.8V et de 0,13s / 60 degrés pour une tension de 6.0V sans charge. Le couple de décrochage est de 9 kg/cm à 4.8V et de 15kg/cm pour une tension de 6.0V. Ces deux performances assurent des mouvements puissants et assez précis.

Un capteur EMG (Muscle Sensor V3) :



C'est un capteur conçu pour mesurer l'activité électrique des muscles, pour cela, on place des électrodes sur la peau pour capter les signaux électriques émis lors de la contraction musculaire. Les signaux musculaires sont de l'ordre des μV à quelques mV, le capteur utilise donc un circuit d'amplification important (gain de 1000) permettant de mieux détecter les potentiels. Le capteur renvoie ensuite en sortie un signal analogique variant entre 0 (muscle non contracté) et 1023 (muscle très fortement contracté). Pour l'utiliser, ce capteur doit être alimenté par une alimentation bipolaire de $\pm 9\text{V}$.

Les Alimentations :



Pour alimenter ces composants, nous avons utilisé une Power Bank permettant d'envoyer du 5V stable à notre carte Arduino. La Power Bank permet aussi à notre projet d'être autonome et ne pas avoir besoin d'être constamment branché à un ordinateur, ce qui le rendrait inutilisable en condition réelle. De plus elle pourra être rechargée de nuit, lorsque notre prothèse n'est pas utilisée. Cette même Power Bank alimente aussi une carte $\pm 9\text{V}$ faite par Nicolas Guillet-Lhermite qui, elle, permettra d'alimenter le capteur EMG. Enfin, le moteur lui sera alimenté en 5V à partir de la carte Arduino.

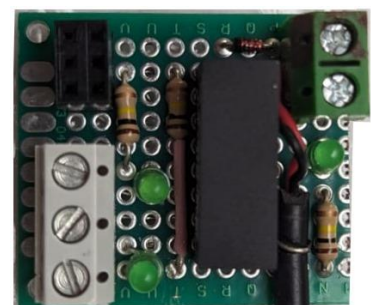


Schéma électronique

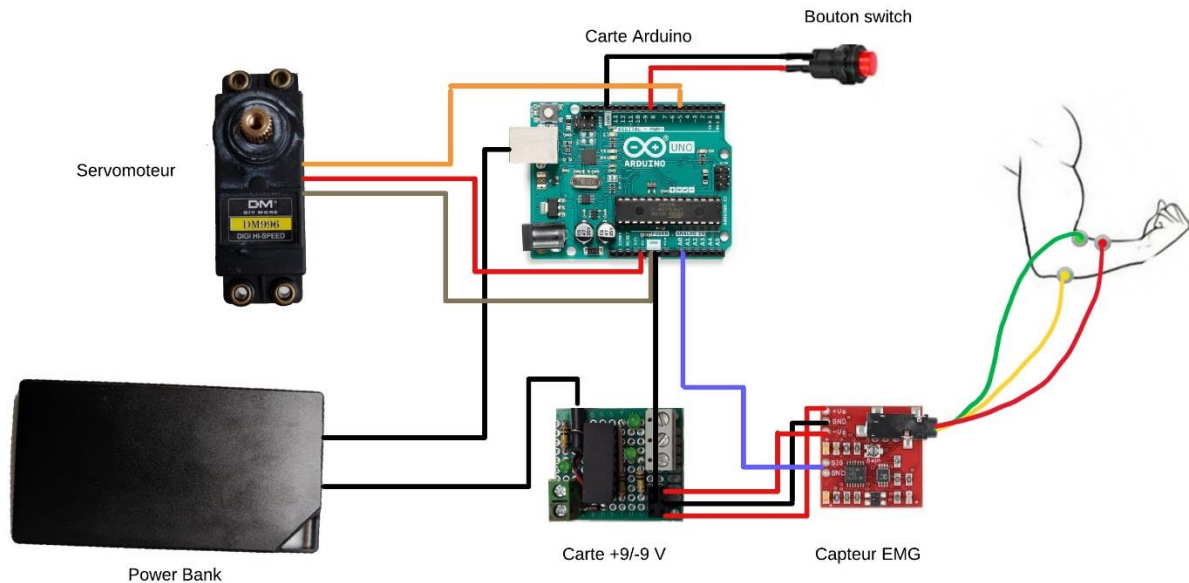
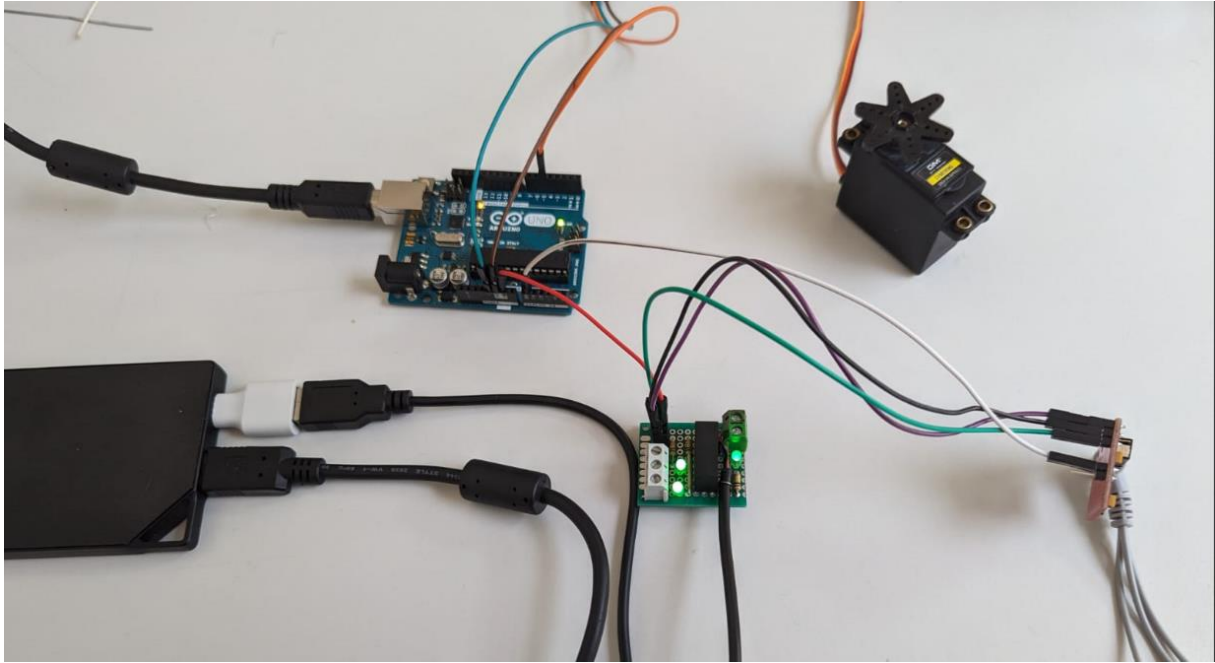


Figure 21 : Schéma électronique

Description :

Nous alimentons notre système grâce à la PowerBank qui transmet du 5V stable à la carte Arduino et à la carte +9V/-9V via câble USB. Pour alimenter le capteur EMG, nous relierons les bornes +9, -9 et la masse de la carte +9/-9V aux bornes +V_s, -V_s et GND respectivement. Nous envoyons ensuite le signal du capteur EMG via la borne SIG vers la carte Arduino, sur la broche d'entrée analogique A0. Nous branchons ensuite le moteur à la carte Arduino sur les broches 5V, GND et une broche PWM (ici la broche 5). Enfin, nous avons relié les masses des différents composants entre-elles pour assurer le bon fonctionnement de tous.

Ce système est portable et nous permet une autonomie de plusieurs heures sans restriction de branchement à un ordinateur ou une batterie fixe.



Tests des composants

Test 1 : Capteur EMG

Après avoir réalisé le montage et avoir bien vérifié que le microprocesseur fonctionne avec le capteur EMG, nous avons pu effectuer plusieurs tests afin de mieux comprendre le fonctionnement de celui-ci. La première carte qui nous avait été fournie ne fonctionnant pas, car étant une « copie » d'Arduino, elle n'était alors pas compatible. Nous utiliserons une carte Arduino officielle. Ce premier montage nous a permis de constater plusieurs éléments qui se révéleront utiles par la suite.

Nous avons tout d'abord installé, en utilisant les emplacements comme montrés par la figure 23, les patches en gel sur l'avant-bras de notre cobaye.

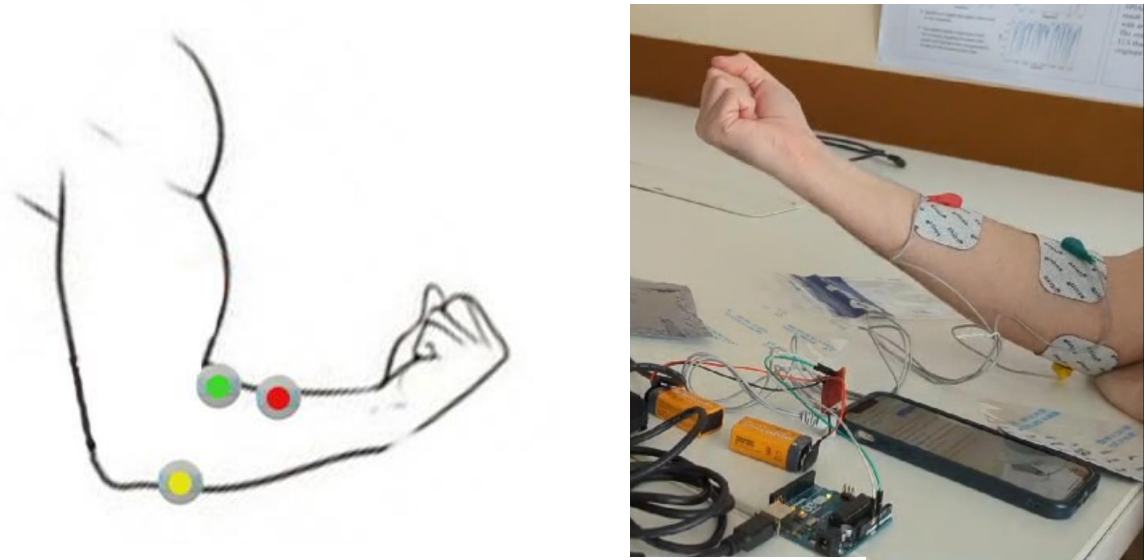


Figure 23 : Placement des électrodes

Notre cobaye a alors contracté ce muscle en fermant son poing. Nous pouvons alors voir le résultat de la contraction du muscle sur les figures 25 et 26. Nous constatons l'apparition d'un « plateau » qui pourra alors servir par la suite de seuil de détection pour activer la fermeture ou l'ouverture de la main.

Cependant, contrairement à ce que pourrait faire entendre la figure 27, plusieurs de ces seuils, dans un intervalle très court, sont visibles. Déterminer un temps minimum avant que le programme ne détecte à nouveau ceux-ci afin d'éviter des « spasmes » d'ouverture-fermeture à chaque contraction pourrait être une solution viable.

Enfin, il reste du bruit qui pourrait causer des soucis lors de la détection. Nous verrons s'il est utile de le filtrer ou s'il ne cause aucun souci lors des prochains tests.

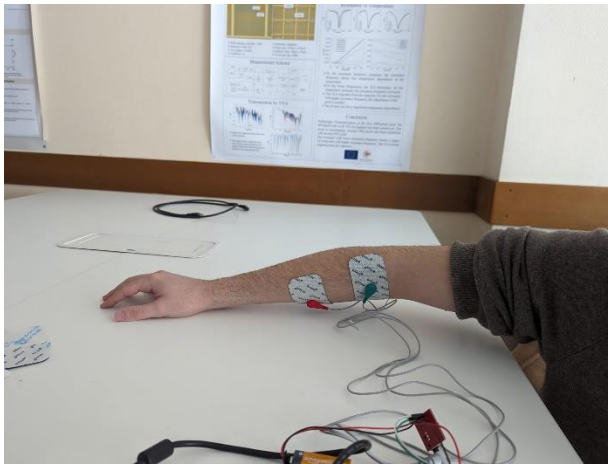


Figure 25 : Bras décontracté

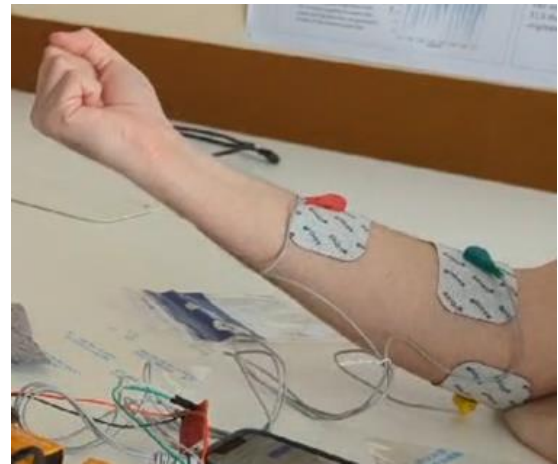


Figure 24 : Bras contracté

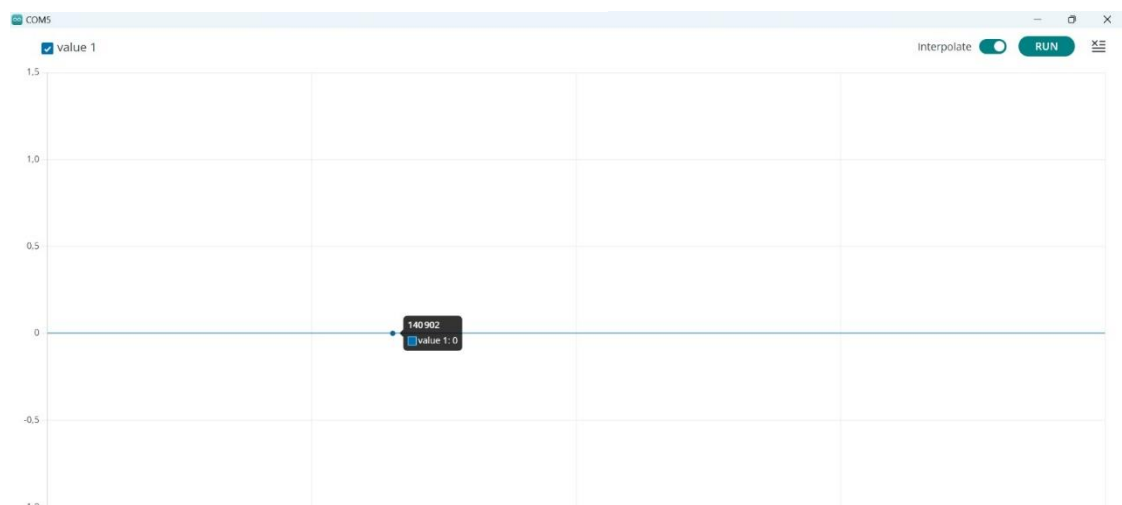


Figure 26 : Courbe EMG bras décontracté



Figure 27 : Courbe EMG bras contracté

Test 2 : Le servomoteur

Le but de ce test était de vérifier les branchements au niveau du moteur et de vérifier son bon fonctionnement.

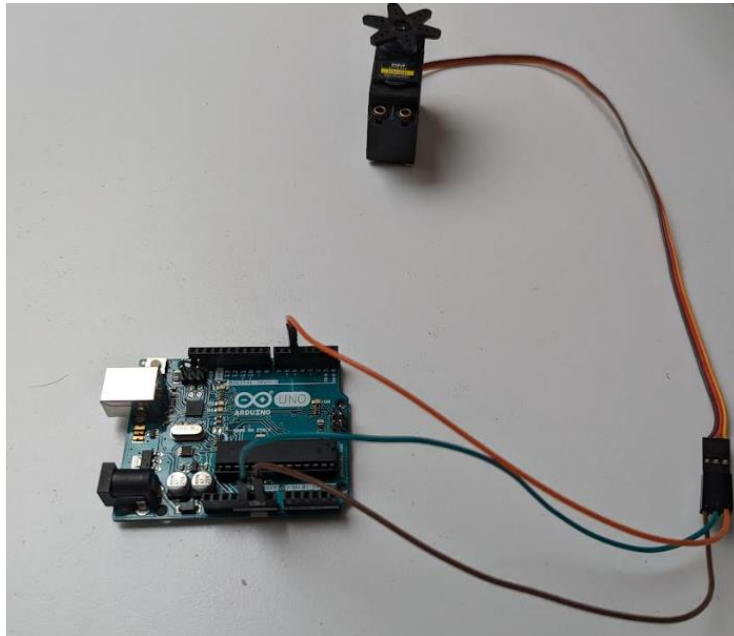


Figure 28 : Montage servomoteur

Pour cela, nous branchons le moteur aux pins 5V, GND et PWM 5 comme sur le schéma électronique global et nous avons réussi grâce au programme que vous trouverez en annexe à faire tourner le moteur sans aucun souci validant ainsi nos branchements.

Test 3 : Electronique globale :

Le but était de voir si tous nos composants fonctionnaient ensemble et réagissaient de la bonne façon. Ce test nous a permis de choisir les valeurs de seuils en fonction des personnes portant notre système. Nous avons aussi pu choisir une valeur d'attente entre chaque détection de seuil qui nous paraissait adaptée.

Nous avons commencé par réaliser le montage électrique présenté précédemment (figure 22). Ensuite, comme pour le test du capteur EMG, nous avons placé les électrodes sur notre cobaye comme indiqué sur les figures 24 et 25.

Pour nous assurer que notre moteur ne fonctionnera pas lors de mouvement naturel du bras, nous avons effectué différents mouvements comme la marche, la course et d'autres mouvements divers en étudiant les valeurs retournées par le capteur électromyogramme . Nous avons constaté que globalement les mouvements sans intention de fermeture de la main sont situés en dessous de 600. Nous avons donc pu définir les seuils d'intention de fermeture de la main suivants pour les différentes personnes ayant testé notre système.

Testeur	Output EMG mouvement divers	Output EMG intention de fermeture
Virgile	0 à 600	700
Rayan	0 à 530	550
Léa	0 à 430	450

Nous avons déterminé au cours de ce test qu'une seconde d'attente entre la recherche d'une nouvelle intention de fermeture et/ou d'ouverture est suffisante.

Choix du modele 3D

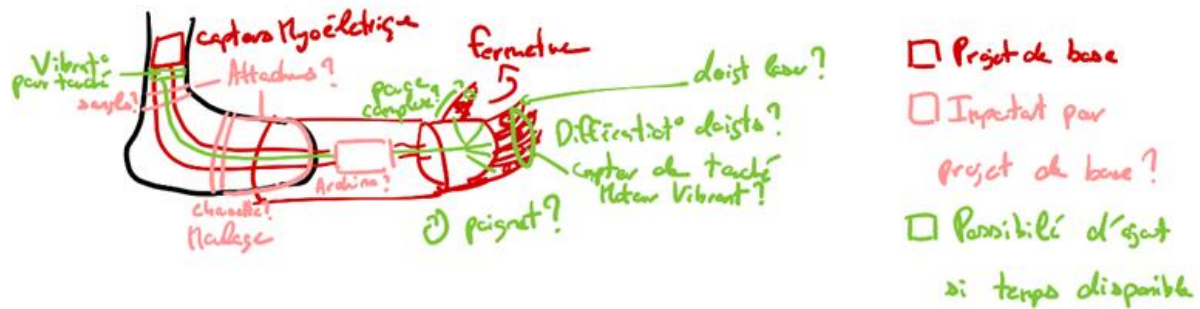


Figure 29 : Idée initiale de prothèse

Nous avons pris le temps de choisir le modèle que nous souhaitions utiliser pour la main. Nous connaissions les modèles à câble, omniprésents sur le marché. Différents types de modèles « prêts à être imprimés » étant disponibles, nous savions que nous pouvions compter sur un de ceux-ci si nous le désirions. Cependant, le but de ce projet étant d'apprendre, nous avons fait le choix de ne pas copier un modèle existant sans l'avoir étudié préalablement. Nous avons alors réfléchi nous-mêmes aux différents types de mécanismes d'ouverture-fermeture que nous pouvions utiliser et avons posé notre choix sur un système d'ouverture fermeture par engrenage (voir figure 30)

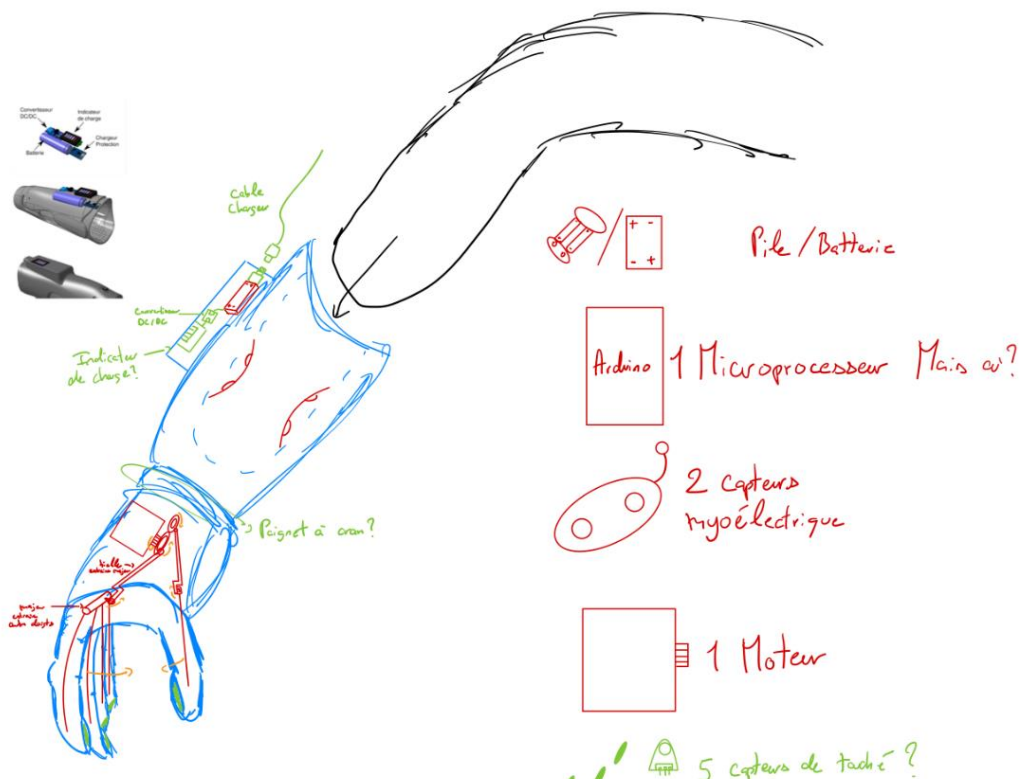


Figure 30 : Schéma de réflexion sur le modèle à engrenage

Cependant, dans le cadre de ce projet, l'idée de modéliser nous-mêmes la main semblait trop longue et complexe. Nous nous sommes alors mis à chercher des modèles sur Internet ne possédant pas de guides, afin d'apprendre par nous-mêmes comment l'assembler (nous rencontrerons de nombreux problèmes par la suite, qui nous a permis d'en apprendre beaucoup). Nous avons trouvé très peu de modèles concluants, certains étant payants, d'autres ne possédant pas de fichiers traitables avec SolidWorks ou possédant des parties trop complexes pour être imprimés par les imprimantes 3D de l'ESME. L'idée d'un mécanisme à engrenages s'estompant de jour en jour, nous nous sommes résolus à regarder les modèles à câbles/fils, plus faciles à mettre en place et à imprimer.

Deux modèles se sont alors écartés du reste. Le premier, l'e-NABLE, simple, robuste, modifiable facilement. Mais même trop simple, nous ne voulions nous résoudre à ce modèle seulement si le second ne pouvait fonctionner. Nous en venons alors au deuxième. Il s'agit d'un modèle fait lors d'un concours par des étudiants du MIT ayant remporté un prix. Les fichiers fournis étaient sous format SolidWorks, la documentation complète et le mécanisme paraissait fonctionner théoriquement.

Cependant, nous ne le savions pas encore, mais il n'avait justement été mis en pratique que partiellement. La documentation portait des images du modèle imprimé, mais aucune application concrète ou assemblage fini. Un problème qui est revenu tout du long lors des différents tests que nous avons réalisés et qui nous a fait perdre beaucoup de temps (voir montage du système).

Nous avons certes rencontré de nombreux problèmes avec ce modèle en nous obstinant à le garder, mais cela nous a permis de mettre en évidence des problématiques réelles lors de la conception des prothèses. Nul doute que d'autres se poseraient si nous avions plus de temps, comme l'adaptation aux différentes amputations et autres.

Montage du modèle



Figure 31 : Intérieur de la main

Le montage de la main a dû se heurter à deux problèmes majeurs, tout d'abord les problèmes d'impression, le second provenant de la mauvaise conception du modèle original.

Le premier vient des imprimantes du fablab. Nous avons malheureusement rencontré des soucis lors de leurs utilisations. Parfois la buse était cassée et nous avons dû la faire remplacer, d'autres fois l'impression avait décalé une couche, détruisant alors le modèle en train d'être imprimé et retardant alors l'impression. Le manque de précision entraînait aussi des soucis pour les petites pièces qui ont dû souvent être relancées en impression. Afin d'accélérer l'impression du modèle, nous avons décidé de réaliser les impressions avec les imprimantes de l'ESME et de SupBiotech. Toutefois, les imprimantes disponibles à SupBiotech ne sont pas de meilleure qualité et souffraient de différents problèmes de réglage.

Le deuxième vient du modèle. Comme nous avons peu de temps pour concevoir un modèle, nous avons donc décidé de récupérer celui fait par des élèves du MIT ayant reçu un prix. La datasheet et la mécanique étant détaillées, nous avons confiance en celui-ci, mais elle s'est avérée être peu fonctionnelle dans son format original. Nous avons alors dû modifier certaines parties et s'adapter avec les moyens que nous avons pour fournir une démonstration correcte. Nous avons par ailleurs prévu d'utiliser le e-NABLE en plan de secours.

A posteriori, beaucoup de choses seraient à refaire sur ce modèle, mais nous saurions comment nous y prendre et ces soucis nous ont permis d'en apprendre bien plus que si nous nous étions contentés de prendre le modèle sur Internet. Si nous devons lister les soucis majeurs du modèle original, nous dirions :

- Manque de retour des doigts (réglable avec élastique)
- Problème sur le pouce (refaire la partie du pouce entièrement)
- Pas assez de marge entre la mécanique intérieure et la plaque la couvrant (rajouter 1-2 mm de distance devrait suffire)
- Simplification des passages de câbles à l'intérieur de la main
 - Nous pourrions aussi envisager 1 servomoteur par doigt, ce qui simplifierait le mécanisme et réduirait aussi les frottements (la barre principale et les barres secondaires n'existant alors plus).

Les différentes étapes d'assemblages

Nous avons tout d'abord imprimé toutes les pièces de la main. Il y a malheureusement eu beaucoup de ratés dus aux problèmes d'impression. Nous pouvons cependant voir les pièces réunies sur la figure 32. Il y manque cependant les 2 barres secondaires que nous pourrions observer sur les prochaines photos.

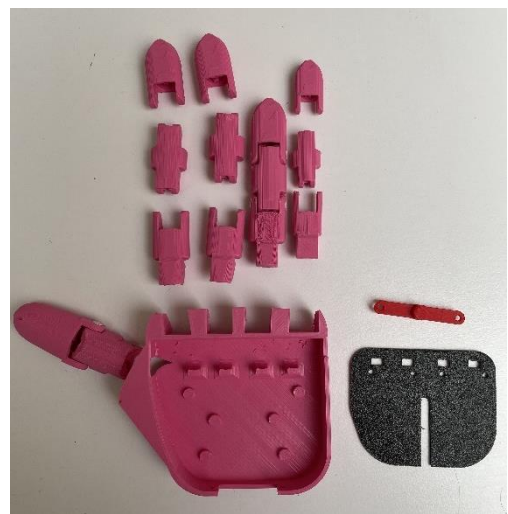


Figure 32 : Les pièces de la main



Figure 33 : Assemblage de la plaque (noir), des barres et des câbles

Nous avons ensuite inséré la plaque centrale dans la paume de la main, sans oublier d'y insérer précédemment la barre principale (rouge). Nous avons enfin connecté les câbles aux trous situés en bas des doigts (voir figure 34). Le câble ne passera par la suite que dans le passage du bas car cela causait des soucis lors de la fermeture de la main (le fait de tirer sur les câbles ne ferme pas le doigt si le câble passe par les deux passages).

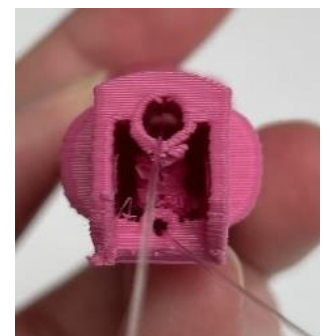


Figure 34 : Passage des câbles dans les doigts

Nous avons ensuite, connecté les deux barres secondaires, à la barre principale et enroulé un fil autour de la barre principale. C'est ce fil qui sera tiré par le moteur et permettra de fermer la main. Les points de colle visibles sur la figure 35 et les prochaines sont présents car le mécanisme n'est pas assez robuste. En effet, les fils « glissaient » constamment en dehors de leur trou alors qu'ils y étaient bien attachés. Nul doute que notre manque de compétences en nœuds a dû jouer. Nous pouvons aussi voir que nous avons rajouté le pouce sur la figure 36.



Figure 35 : Assemblage des fils de liaison

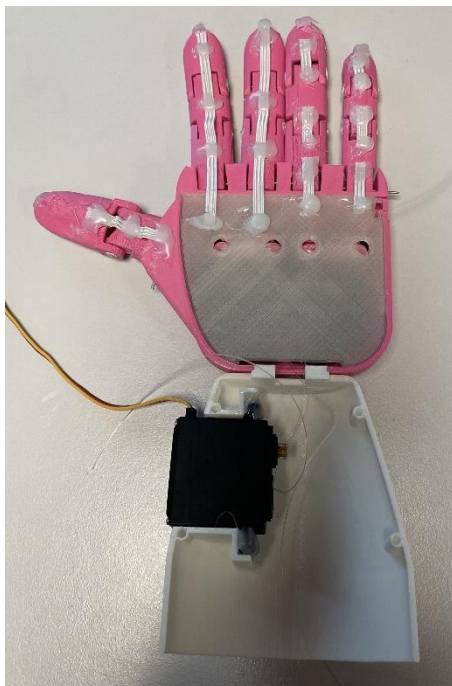


Figure 36 : Assemblage final

Finalement, nous avons rajouté la plaque du dessus (en blanc-transparent). La main ne possédant pas de système de retour (pour que les doigts soient naturellement droits et se réouvrent une fois fermés par le moteur), nous avons opté pour les rajouter nous-mêmes à l'aide de point de colle. Il s'agit alors d'élastiques de la marque DIY qui nous ont gentiment été fournis par Capucine. Cependant, ceux-ci sont trop « puissants » et empêchent la main de se refermer totalement. Des emplacements dédiés à des élastiques moins puissants comme des élastiques d'appareils dentaires seraient une solution intéressante pour remédier à ce problème. Ne pouvant pas remodeler, réimprimer et remonter la main en entier, cette solution sera gardée. Nous pouvons aussi constater le rajout d'un avant-bras et de l'emplacement du moteur (voir figure 36).

Fonctions anatomiques

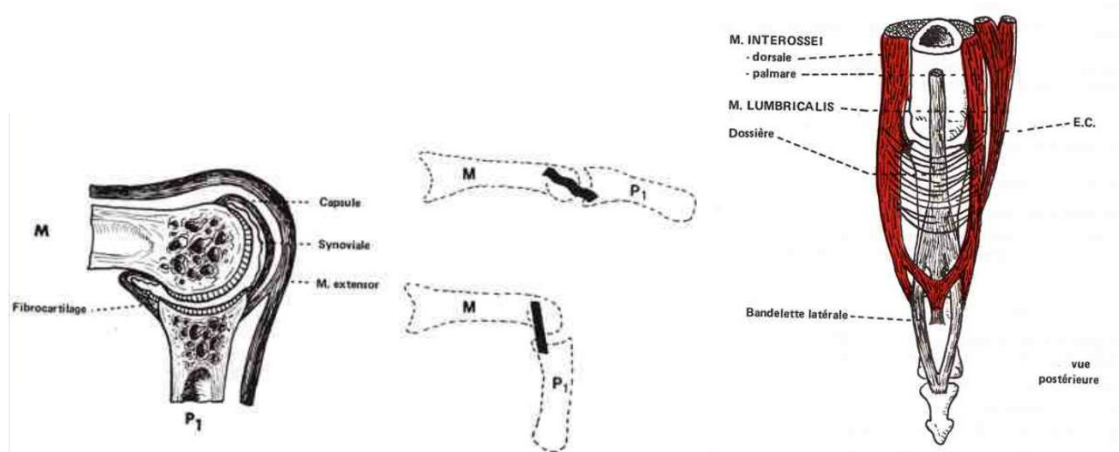


Figure 37 : Schéma de l'articulation des phalanges et des muscles extenseurs du doigt



Figure 38 : Doigt de la prothèse

Comme illustrée ci-dessus, notre prothèse reproduit les articulations des phalanges. Un axe est inséré afin de permettre le mouvement de l'articulation, ce qui est la principale différence avec l'articulation biologique. L'absence de liquide de lubrification (liquide synovial) augmente les frictions au niveau de l'articulation et notre prothèse nécessite donc plus de force que l'articulation biologique pour la flexion des doigts.

Les élastiques placés le long des doigts et permettant l'extension des doigts prennent ainsi le rôle des muscles extenseurs des doigts, en étant placés à des positions similaires à ce muscle.



Figure 39 : Entrée du fils dans le doigt par la paume



Figure 40 : Muscle fléchisseur profond des doigts

La flexion des doigts est assurée dans notre prothèse par un fil courant le long du doigt sur sa face inférieure, d'une manière similaire à celle des tendons du muscle fléchisseur profond des doigts. La tension sur ces fils est générée par le moteur situé dans l'avant-bras, reproduisant ainsi la contraction du muscle fléchisseur profond des doigts.

Programmes et Organigrammes

Nous avons réalisé deux programmes différents permettant de contrôler notre prothèse en fonction du choix du patient et de ses capacités, il pourra choisir entre une fermeture lorsque nous captons un signal EMG supérieur à un seuil puis l'ouverture pour une nouvelle détection de seuil sans qu'il n'ait à fournir un effort constant sur toute la période. Ce programme peut être utilisé dans le cas des patients qui ont soit une force musculaire limitée (qui ne peuvent pas fournir un effort constant), qui ont soit une force musculaire qui varie dans la journée ou qui sont atteints d'une maladie neuromusculaire et qui ne peuvent plus fournir un effort sur une plus longue période.

Le second programme au contraire demande une contraction constante pour la fermeture de la main, qui ne ressemble donc plus à une fonctionnalité normale de la main. Cette version fonctionne pour les patients ayant une bonne force résiduelle avec un bon contrôle musculaire, elle sera plus adaptée pour des patients jeunes et en bonne santé qui peuvent fournir un effort prolongé.

Pour choisir le programme à utiliser, nous avons ajouté à notre système un bouton switch qui lorsqu'il est pressé réalise le premier programme que nous avons décrit et lorsque celui-ci est relâché, le deuxième programme est lancé. Ce qui permet à un utilisateur de notre prothèse de changer le programme selon sa force, sa concentration et son envie en temps réel.

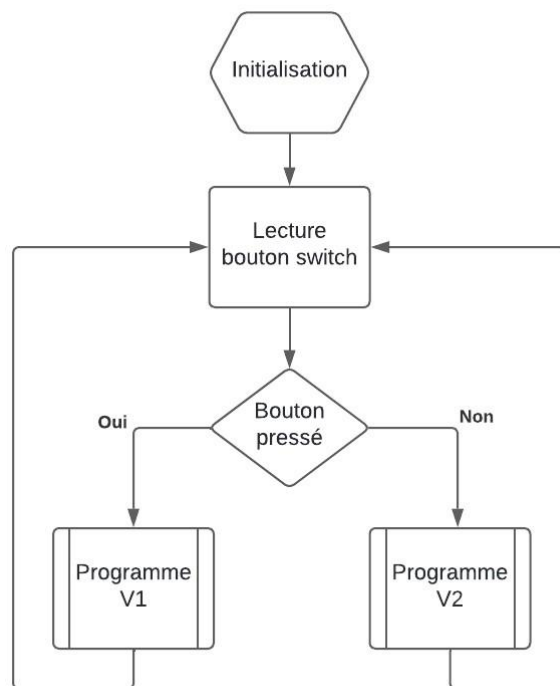


Figure 41 : Organigramme programme global

Première version :

- Organigramme

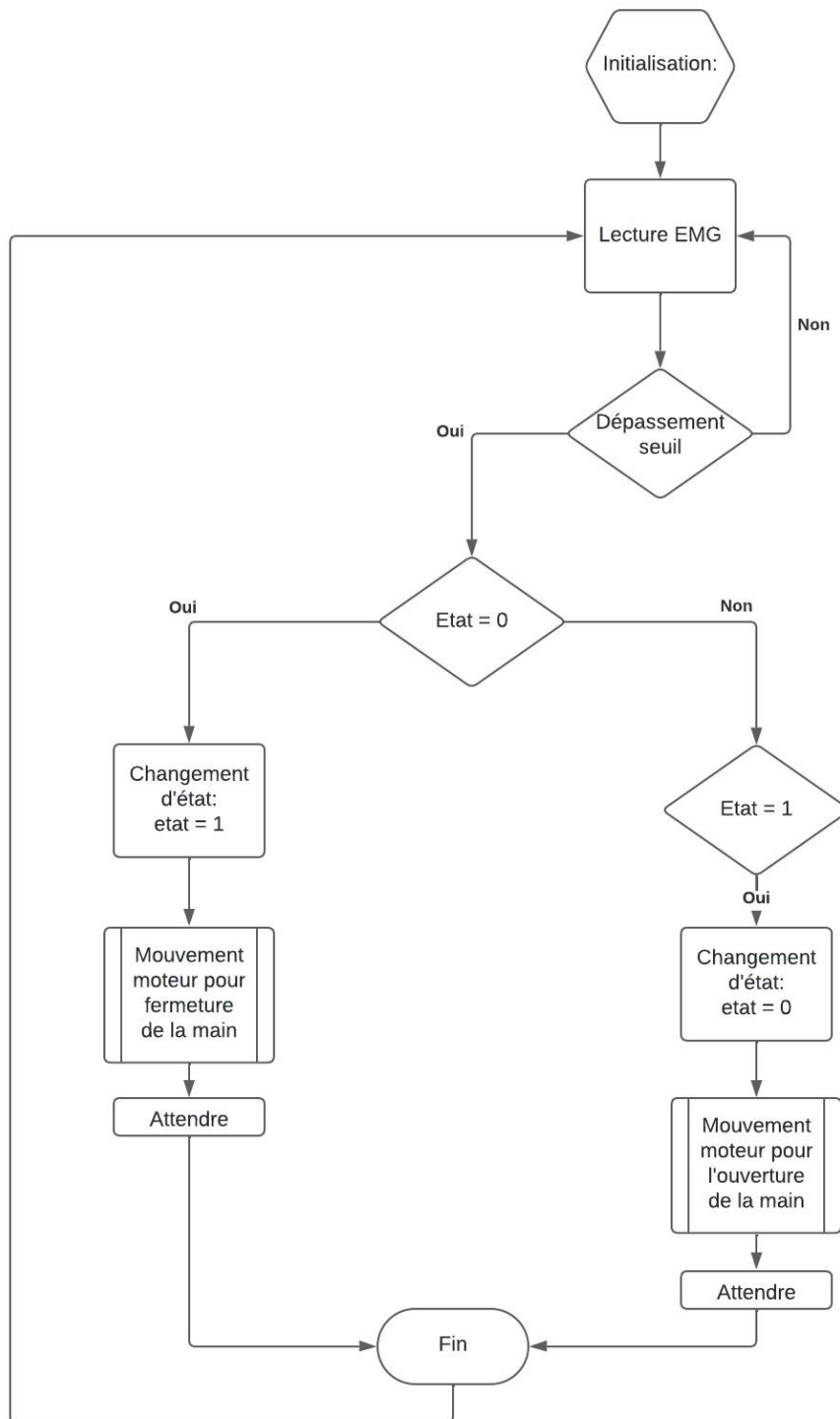


Figure 42 : Organigramme version 1

- Code avec commentaires

```
#include <Servo.h>
Servo servo;

// Déclaration des constantes
const int pinEMG = A0;           // Pin sur lequel est connecté le capteur EMG
const int seuil = 700;           // Seuil pour déclencher un changement d'état
const unsigned long tau = 1000;  // Délai d'attente en millisecondes
int etat = 0;                    // Etat initial, 0 = ouvert, 1 = fermé

void setup() {
  Serial.begin(9600);             //Initialise la communication avec l'arduino
  servo.attach(5);                //Servo connecté pin 5
  servo.write(0);                 // position de départ
}

void loop() {
  int valeurEMG = analogRead(pinEMG); // Lecture de la valeur du capteur EMG
  Serial.println(valeurEMG);          //Permet d'afficher les valeurs si besoin de recalibrer

  if (valeurEMG > seuil ) {          //seuil dépassé ?
    if (etat == 0){                  //conditionne le changement d'état
      etat = 1;                      //changement d'état
      servo.write(180);              //met le moteur en position fermé
      delay(tau);                    //attente pour ne pas bouclé sur la même contraction
    }
    else if (etat == 1){             //conditionne le changement d'état
      etat = 0;                      //changement d'état
      servo.write(0);                //met le moteur en position ouvert
      delay(tau);                    //attente pour ne pas bouclé sur la même contraction
    }
  }
}
```

Comme expliqué précédemment, ce code permet d'effectuer l'ouverture et la fermeture de la main lorsque le seuil est dépassé sans avoir besoin de fournir un effort constant.

Deuxième version :

- Organigramme

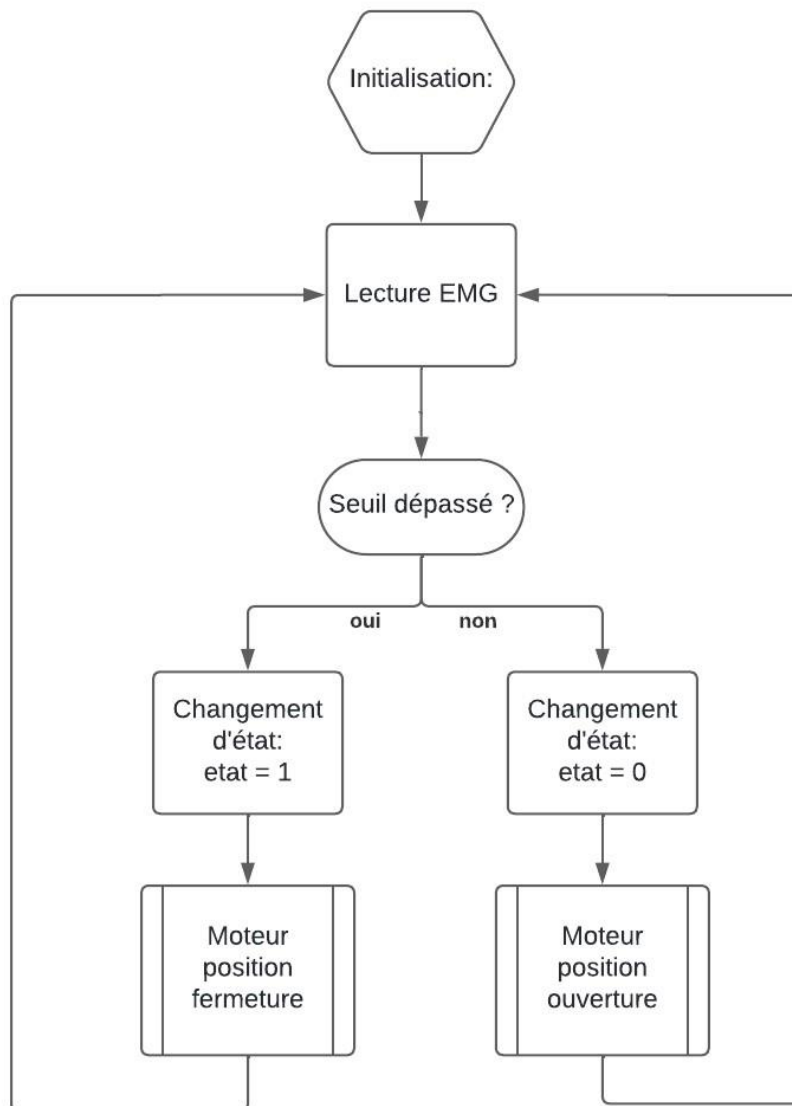


Figure 43 : Organigramme version 2

- Code avec commentaire

```
#include <Servo.h>
Servo servo;

// Déclaration des constantes
const int pinEMG = A0;      // Pin sur lequel est connecté le capteur EMG
const int seuil = 700;      // Seuil pour déclencher un changement d'état
int etat =0;                // Etat initial, 0 = ouvert, 1 = fermé

void setup() {
  Serial.begin(9600);        // Initialise la communication avec l'arduino
  servo.attach(5);           // servo connecté pin 5
  servo.write(0);            // position de départ
}

void loop() {
  int valeurEMG = analogRead(pinEMG);    // Lecture de la valeur du capteur EMG
  Serial.println(valeurEMG);             //Permet d'afficher les valeurs si besoin de recalibrer

  while(valeurEMG > seuil){              // Tant que le seuil est dépassé
    servo.write(180);                    // met le moteur en position fermé
    etat=1;                             // changement d'état
    valeurEMG = analogRead(pinEMG);      // nouvelle mesure de l'emg
  }
  etat=0;                               //changement d'état
  servo.write(0);                        // position ouvert
}
```

Au contraire, ce programme permet d'effectuer la fermeture de la main lorsque nous avons un signal EMG constant.

Conclusion

Ce projet nous a permis de voir le fonctionnement et la réalisation d'une prothèse à partir de technologies accessibles qui répond partiellement à notre cahier des charges de départ.

Nous avons eu l'opportunité de travailler sur différents sujets comme l'acquisition de signaux myoélectriques pour distinguer les intentions de mouvement, la conception et modélisation 3D pour modifier et créer des pièces de notre projet. Ainsi qu'une partie électronique simple mais efficace dans le cadre de notre projet qui permet de répondre à un point important du cahier des charges, l'autonomie du système.

Cependant, il existe de nombreux axes d'amélioration qui pourrait être mise en place. En effet, nous pourrions reprendre entièrement le modèle 3D de la main pour que celui-ci soit plus fonctionnel. Travailler sur l'agencement des composants à l'intérieur de notre prothèse et donc voir s'il serait possible d'avoir du matériel plus petit pour un prix égal. Enfin, au commencement du projet, nous avons de nombreuses idées d'options à rajouter qui serait à notre avis très utile pour l'utilisation d'une prothèse au quotidien. Par exemple, l'ajout d'un feedback au patient lorsque l'utilisateur touche un objet et de plus grande liberté de mouvement (1 servomoteur pour chacun des doigts).

En conclusion, notre projet a franchi des étapes importantes vers la réalisation d'une prothèse myoélectrique fonctionnelle. Les problèmes rencontrés nous ont offert des opportunités de réflexion et de recherche qui nous aideront dans notre future vie professionnelle.

Bibliographie

Modèle à engrenage de mains :

<https://cults3d.com/fr/mod%C3%A8le-3d/divers/hand-robot-mano-robotica>

Guide pour mains engrenage complet :

https://wikifab.org/wiki/Proth%C3%A8se_de_main_command%C3%A9e_par_des_capteurs_musculaires#%C3%89tape_1_-_Impression_des_pi%C3%A8ces

Lien fusion de l'e-NABLE :

https://myhub.auto-desk360.com/ue2d15baa/g/shares/SH56a43QTfd62c1cd968fc71eea4b8ef3f38*

Lien vers le GitHub du modèle 3D utilisé :

<https://github.com/ashpande/ProstheticHand>

Lien vers le GitHub de notre projet :

https://github.com/Eclyps/Projet_2B09

Liste des figures

FIGURE 1 : PLANNING INITIAL DU PROJET	5
FIGURE 2 : DIFFERENTES ACTIONS POSSIBLE PAR LA FONCTION DE PREHENSION DE LA MAIN	6
FIGURE 3 : SCHEMA DES ANGLES DES MOUVEMENTS DES ARTICULATIONS DU DOIGT	6
FIGURE 4 : SCHEMA DE L'ARTICULATION METACARPO-PHALANGIENNE	7
FIGURE 5 : MUSCLE EXTENSEUR DES DOIGTS DE LA MAIN	7
FIGURE 6 : MUSCLE EXTENSEUR D'UN DOIGT	8
FIGURE 7 : MUSCLES FLECHISSEUR SUPERFICIEL (GAUCHE) ET PROFOND (DROITE)	8
FIGURE 8 : PLUS ANCIENNE PROTHESE DATANT DE L'EGYPTE ANTIQUE.....	9
FIGURE 9 : PROTHESE EN BRONZE	9
FIGURE 10 : REPRESENTATION DE FRANÇOIS LE CLERC	9
FIGURE 11 : PROTHESE MEDIEVALE.....	10
FIGURE 12 : ILLUSTRATION D'AMBROISE PARE	10
FIGURE 13 : PROTHESE POSSEDANT DES ARTICULATIONS.....	10
FIGURE 14 : HOMME PORTANT DES PROTHESES AU DEBUT DU XIXEME SIECLE	10
FIGURE 15 : CONFECTION D'UN MASQUE POUR UN SOLDAT BRITANNIQUE.....	11
FIGURE 16 : DIFFERENTES PROTHESES « JACCARD ».....	11
FIGURE 17 : PROTHESE E-NABLE.....	12
FIGURE 18 : PROTHESE DE BRAS « HERO-ARM »	12
FIGURE 19 : PROTHESE DE JAMBE HI-TECH	12
FIGURE 20 : SCHEMA SYNOPTIQUES DU PROJET	15
FIGURE 21 : SCHEMA ELECTRONIQUEE	19
FIGURE 22 : MONTAGE ELECTRONIQUE.....	20
FIGURE 23 : PLACEMENT DES ELECTRODES	21
FIGURE 24 : BRAS CONTRACTE	22
FIGURE 25 : BRAS DECONTRACTE.....	22
FIGURE 26 : COURBE EMG BRAS DECONTRACTE.....	22
FIGURE 27 : COURBE EMG BRAS CONTRACTE	22
FIGURE 28 : MONTAGE SERVOMOTEUR	23
FIGURE 29 : IDEE INITIALE DE PROTHESE.....	25
FIGURE 30 : SCHEMA DE REFLEXION SUR LE MODELE A ENGRENAGE	25
FIGURE 31 : INTERIEUR DE LA MAIN	27
FIGURE 32 : LES PIECES DE LA MAIN	28
FIGURE 33 : ASSEMBLAGE DE LA PLAQUE (NOIR), DES BARRES ET DES CABLES	28
FIGURE 34 : PASSAGE DES CABLES DANS LES DOIGTS	28
FIGURE 35 : ASSEMBLAGE DES FILS DE LIAISON	29
FIGURE 36 : ASSEMBLAGE FINAL	29
FIGURE 37 : SCHEMA DE L'ARTICULATION DES PHALANGES ET DES MUSCLES EXTENSEURS DU DOIGT	30
FIGURE 38 : DOIGT DE LA PROTHESE	30
FIGURE 39 : ENTREE DU FILS DANS LE DOIGT PAR LA PAUME	31
FIGURE 40 : MUSCLE FLECHISSEUR PROFOND DES DOIGTS	31
FIGURE 41 : ORGANIGRAMME PROGRAMME GLOBAL.....	32
FIGURE 42 : ORGANIGRAMME VERSION 1	33
FIGURE 43 : ORGANIGRAMME VERSION 2	35

Annexe

Programmes Test 1 : Capteur EMG :

Ce programme a pour but d'afficher les valeurs de sortie du capteur EMG.

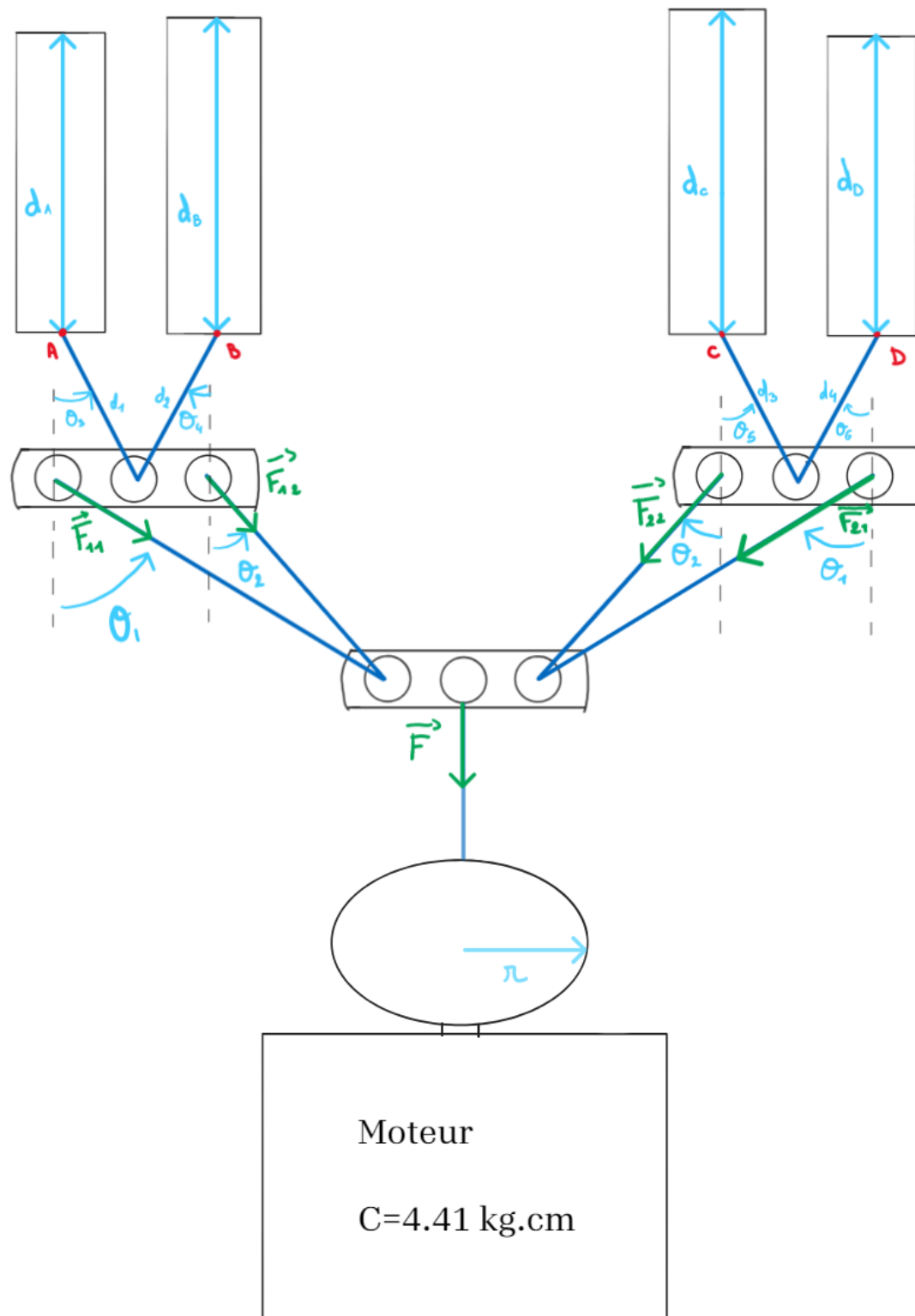
```
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
}  
  
void loop() {  
  Serial.println(analogRead(A0));  
}
```

Programmes Test 2 : Servomoteur :

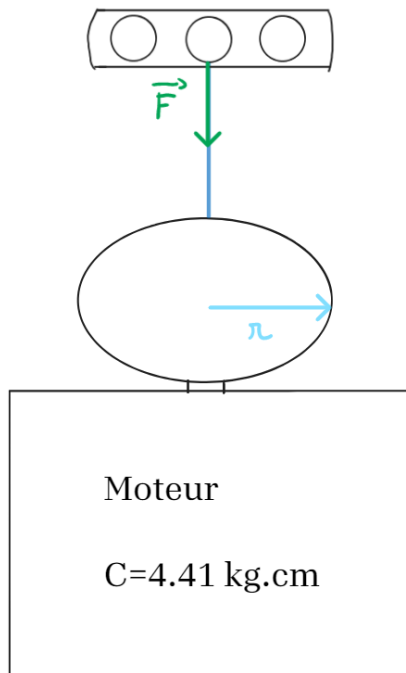
Ce programme a pour but de faire tourner un moteur d'une position défini à 0° puis à 45° et vérifier le câblage.

```
#include <Servo.h>  
  
Servo servo;  
  
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
  Serial.println("Le programme commence...");  
  if (servo.attach(5)) {  
    Serial.println("Servo attaché avec succès");  
  } else {  
    Serial.println("Erreur lors de l'attachement du servo");  
  }  
}  
  
void loop() {  
  Serial.println("Le programme continue");  
  servo.write(0);  
  Serial.println("Servo position 0° envoyée");  
  delay(1000);  
  servo.write(45);  
  Serial.println("Servo position 45° envoyée");  
  delay(1000);  
}
```


Calcul théorique de la masse que peut porter chaque doigt tendu



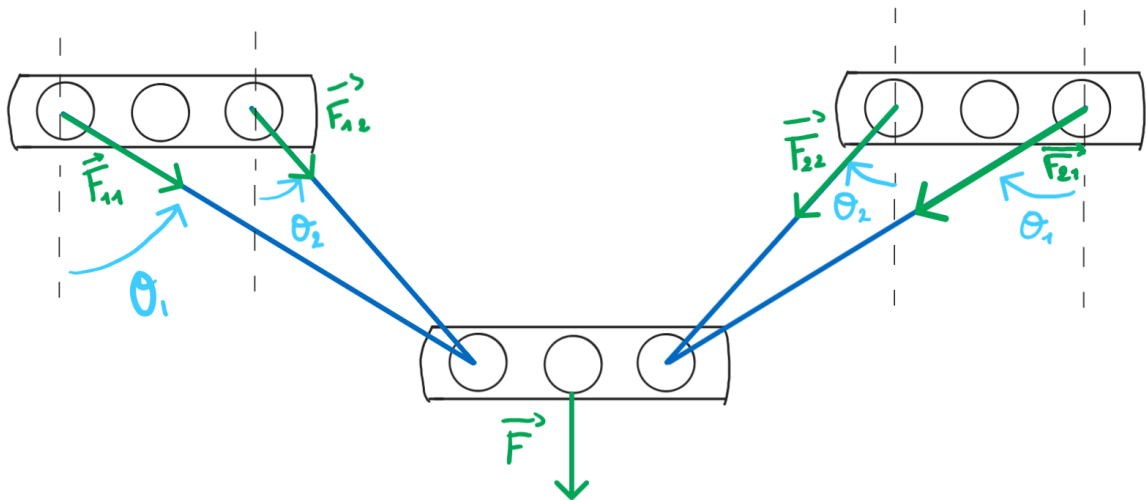
1) Moteur / Plaque 1



Calcul de la force transmise par le moteur :

$$\mathbf{F} = \frac{C \cdot g}{r} \text{ avec } g \text{ la constante de gravitation}$$

2) Plaque 1 / Plaque 2 et 3



Les plaques sont symétriques de part et d'autre de la pièce centrale donc :

$$F_{11} = F_{21}$$

$$F_{12} = F_{22}$$

Notons F_1 la force verticale total sur la plaque de gauche et respectivement F_2 sur celle de droite de même valeur (car symétrie et masse uniformément répartie).

$$F_1 = F_2 = F_{11y} + F_{12y}$$

Il n'y a pas de mouvement selon l'axe horizontale d'où :

$$\text{Sur } x : (F_{11} - F_{21}) \cdot \sin(\theta_1) + (F_{12} - F_{22}) \cdot \sin(\theta_2) = 0$$

De plus, $F = 2F_{11} + 2F_{12}$ d'où :

$$\text{Sur } y : 2F_{11} \cdot \cos(\theta_1) + 2F_{12} \cdot \cos(\theta_2) = -F = -\frac{Cg}{r}$$

$$F_{11} = \frac{\begin{vmatrix} 0 & \sin(\theta_2) \\ -\frac{Cg}{r} & \cos(\theta_2) \end{vmatrix}}{\sin(\theta_1) \cdot \cos(\theta_2) - \cos(\theta_1) \cdot \sin(\theta_2)} = \frac{Cg \cdot \sin(\theta_2)}{2r \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2)}$$

$$F_{12} = \frac{\begin{vmatrix} \sin(\theta_1) & 0 \\ \cos(\theta_2) & -\frac{Cg}{r} \end{vmatrix}}{\sin(\theta_1) \cdot \cos(\theta_2) - \cos(\theta_1) \cdot \sin(\theta_2)} = \frac{-Cg \cdot \sin(\theta_1)}{2r \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2)}$$

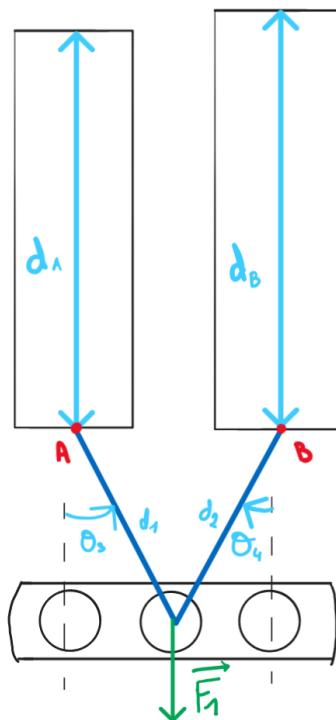
$$F_{11y} = F_{11} \cdot \cos(\theta_1)$$

$$F_{12y} = F_{12} \cdot \cos(\theta_2)$$

$$\text{Donc } F_1 = F_{11} \cdot \cos(\theta_1) + F_{12} \cdot \cos(\theta_2) = \frac{Cg \cdot \sin(\theta_2) \cos(\theta_1)}{2r \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2)} - \frac{Cg \cdot \sin(\theta_1) \cos(\theta_2)}{2r \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2)}$$

$$F_1 = \frac{F}{2} \cdot \frac{\sin(\theta_2 - \theta_1)}{\sin(\theta_1 - \theta_2)} = F_2$$

3) Plaque 2 ou 3 / doigt



Calcul du moment en A :

$$\mathbf{M_A} = \mathbf{F_1} \cdot \mathbf{d_{1levier}}$$

$$\mathbf{d_{1levier}} = \mathbf{d_1} \cdot \cos(\theta_3)$$

$$\mathbf{M_A} = \mathbf{F_1} \cdot \mathbf{d_1} \cdot \cos(\theta_3)$$

Même principe en B :

$$\mathbf{M_B} = \mathbf{F_1} \cdot \mathbf{d_{2levier}}$$

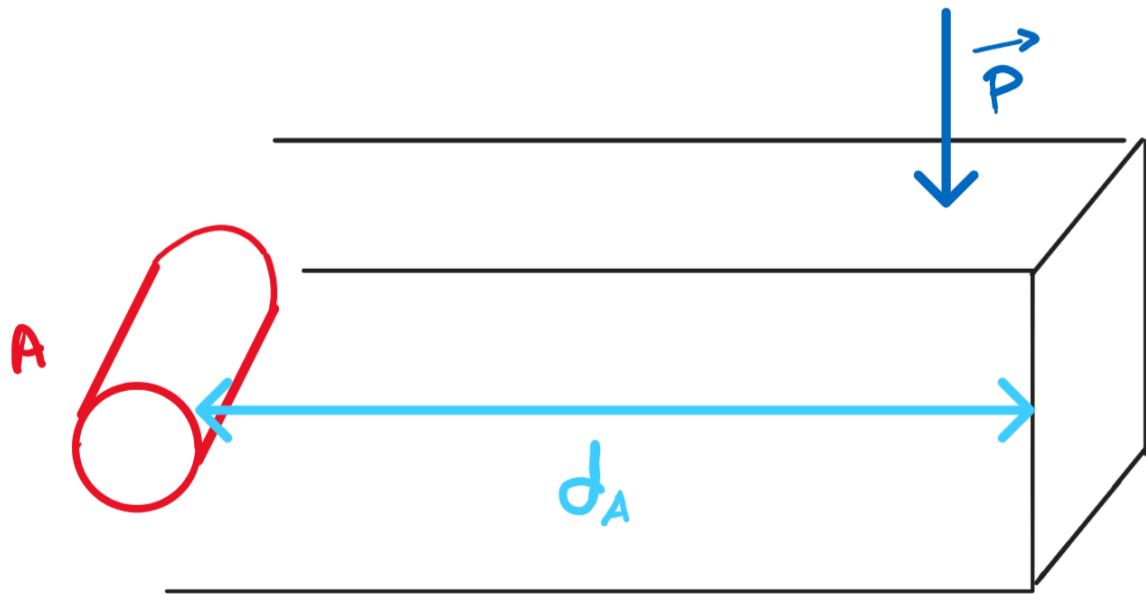
$$\mathbf{d_{2levier}} = \mathbf{d_2} \cdot \cos(\theta_4)$$

$$\mathbf{M_B} = \mathbf{F_1} \cdot \mathbf{d_2} \cdot \cos(\theta_4)$$

Faire de même pour les points C et D.

4) Force maximale à l'extrémité du doigt

A faire pour chacun des doigts.



$$P = mg$$

Exemple avec le moment A :

$M_A = P \cdot d_A$ en combinant avec les résultats précédents :

$$\begin{aligned} M_{MAX} &= F_1 \cdot \frac{d1 \cdot \cos(\theta_3)}{gdA} \\ &= \frac{F}{2} \cdot \frac{\sin(\theta_2 - \theta_1)}{\sin(\theta_1 - \theta_2)} \cdot \frac{d1 \cdot \cos(\theta_3)}{gdA} \\ &= \frac{C \cdot g}{2 \cdot r} \cdot \frac{\sin(\theta_2 - \theta_1)}{\sin(\theta_1 - \theta_2)} \cdot \frac{d1 \cdot \cos(\theta_3)}{gdA} \end{aligned}$$

Dans ces approximations, nous n'avons pas pris en compte les frottements qui ont lieu lors du mouvement des différentes pièces, il faudrait les prendre en compte pour avoir des résultats réels puisque lors de l'utilisation de notre main, nous avons constaté qu'ils étaient très importants. De plus nous n'avons pas pris en compte la force élastique car nous les avons rajoutés en fin de projet.