

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou



Faculté De Génie Electrique et d'Informatique
Département de Génie Biomédical



Mémoire de Fin d'Etudes de
MASTER ACADEMIQUE

Filière :

Génie Biomédical

Spécialité :

Instrumentation Médicale

Par

BOUTELDJA Katia

CHERIFI Sadek

Thème

Etude et conception d'une main bionique
commandée par un microcontrôleur en
exploitant le signal EMG.

Soutenu le : 08/07/2025

Devant le jury :

Président :	M.M'hamed saadi BACHIR	MCB	UMMTO
Promoteur :	M. Takfarinas CHELLI	MAA	UMMTO
Examineurs :	Mme. ATIKA HADDADOU	MCB	UMMTO

Année Universitaire : 2024-2025

Remercîment

Nous rendons grâce à Dieu, le Tout-Puissant, qui nous a accordé la force, la volonté, le courage et la patience nécessaires pour mener à bien ce travail modeste, mais ô combien enrichissant.

Au terme de ce mémoire, nous souhaitons exprimer nos plus sincères remerciements à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à sa réalisation.

Nos remerciements les plus vifs s'adressent tout d'abord à notre encadrant, M. CHELLI, pour son accompagnement constant, ses conseils éclairés, sa bienveillance et sa disponibilité. Grâce à sa rigueur, sa pédagogie et sa grande expérience, il a su nous guider et nous motiver tout au long de ce projet. Nous avons énormément appris à ses côtés, tant sur le plan académique que personnel.

Nous remercions également les membres du jury M. BACHIR et Mme HADDADOU, pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre travail, pour le temps qu'ils nous ont consacré, ainsi que pour leurs remarques constructives qui ont contribué à enrichir ce mémoire.

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude envers l'ensemble du corps enseignant de notre établissement, et tout particulièrement à ceux du département Génie Biomédical, pour la qualité de leur enseignement, leur dévouement et leur engagement tout au long de notre parcours universitaire. Leurs efforts nous ont permis d'acquérir de solides connaissances, mais aussi des valeurs fondamentales qui nous guideront dans notre avenir professionnel.

MERCI

Dédicace

Je dédie ce travail à mes chers parents, mes piliers, pour leur amour inconditionnel, leur patience, leurs sacrifices et leur soutien indéfectible. Vous êtes la source de ma force et de ma motivation. Ce mémoire est avant tout le reflet de tout ce que vous m'avez donné.

À ma mère, Pour son amour infini, sa patience, ses prières et sa présence rassurante à chaque étape de mon parcours

À mon père, pour la confiance qu'il m'a toujours accordée, les efforts qu'il n'a jamais comptés, et son appui constant tout au long de mon cheminement

À ma sœur Amel, pour sa présence, son écoute, son affection et ses encouragements. Merci d'avoir toujours cru en moi, même dans les moments de doute.

À mes proches, pour leur bienveillance, leur soutien moral et leur confiance tout au long de ce parcours. Votre présence a été précieuse.

À tous ceux qui me sont chers, amis proches ou lointains, qui ont contribué à ce parcours par un mot gentil, une écoute attentive ou une simple présence.

Et à Luna ma petite boule de poils, pour sa tendresse silencieuse, ses câlins réconfortants et sa présence apaisante pendant les longues heures de travail. Même sans mots, tu as su apaiser mes journées.

Katia

Dédicace

*Je dédie ce travail à mes chers **parents**, **mes piliers**, pour leur amour inconditionnel, leur patience, leurs sacrifices et leur soutien indéfectible. Vous êtes la source de ma force et de ma motivation. Ce mémoire est avant tout le reflet de tout ce que vous m'avez donné.*

*À mes deux sœurs adorées **LYDIA** et **ZINA**, plus chères à mon cœur que la lumière de mes yeux pour leurs présences, ses encouragements.*

À mes proches, pour leur bienveillance, leur soutien moral et leur confiance tout au long de ce parcours. Votre présence a été précieuse.

À tous ceux qui me sont chers, amis proches ou lointains, qui ont contribué à ce parcours par un mot gentil, une écoute attentive ou une simple présence

Sadek

Table de matière

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Liste des abréviations	

Introduction générale

Chapitre I : Généralités sur les prothèses

I.1 Introduction.....	02
I.2 Historique et évolutions des prothèses.....	02
I.3 Prothèse.....	03
I.3.1 Définition.....	03
I.3.2 Types de prothèses	03
I.4 Anatomie humain.....	08
I.4.1 L'anatomie du bras humain.....	08
I.4.2 Les articulations du Bras	16
I.4.3 Le système nerveux	18
I.5 Signaux biomédicaux	23
I.5.2 L'électromyogramme.....	23
I.5.3 Distinction du signal EMG par rapport aux autres signaux physiologiques.....	25
I.6 Conclusion.....	26

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

II.1 Introduction.....	27
II.2 Le signal électromyogramme (EMG)	27
II.3 Processus complet de génération du signal EMG.....	28
II.3.2 Caractéristiques du signal EMG.....	30
II.4 Détection par les électrodes EMG.....	30
II.4.1 Électrodes de surface (sEMG)	31

Table de matière

II.4.2 Électrodes intramusculaires (EMG aiguille ou filaire).....	32
II.5. Amplification	32
II.5.1. Définition.....	33
II.5.2. le rôle de l'amplification du signal EMG.....	36
II.6 Traitement du signal EMG.....	37
II.6.1 Filtrage analogique	37
II.6.2 La Rectification	41
II.6.3 L'extraction de l'enveloppe	41
II.7 Conclusion.....	44

Chapitre III : Conception mécanique et électronique d'une main bionique

III.1 Introduction.....	45
III.2 Conception mécanique	45
III .2.1 Processus de conception mécanique.....	45
III.3 Conception électronique.....	53
III.3.1 Servomoteur.....	53
III.3.2 Signal PWM (Pulse Width Modulation)	56
III.3.3 Microcontrôleur ATMEGA 328P.....	61
III.3.4 Logiciel Proteus.....	70
III.4 Conclusion.....	73

Chapitre IV : Simulation et résultats

IV.1 Introduction.....	74
IV.2 Diagramme de conception.....	74
IV.3 L'organigramme de la commande d'une main bionique	74
IV.3.1. Diagramme de génération PWM avec UC.....	75

Table de matière

IV.3.2 Diagramme de génération PWM avec l'ATMEGA 328P.....	77
IV.3.3 L'organigramme de la commande de position Servo	79
IV.4 Circuit.....	82
IV.4.1 Etage filtrage.....	83
IV.4.2 Etage rectification.....	84
IV.4.3 Etage enveloppe.....	84
IV.5 Résultats.....	86
IV.6 Conclusion.....	90
Conclusion général.....	92
Reference	93

Listes des figures

Listes des figures

Chapitre I : Généralités sur les prothèses

Figure I.1 : L'une des plus anciennes prothèses connues, Le gros orteil est sculpté dans le bois. Il était lié au pied par une gaine de cuir cousue.....	03
Figure I.2 : La Jambe de Capoue, en bois recouvert de bronze.....	03
Figure I.3 : Prothèses d'un membre inférieur.....	05
Figure I.4 : Prothèses d'esthétique.....	05
Figure I.5 : Prothèses mécaniques.....	06
Figure I.6 : Prothèses hydraulique.....	06
Figure I.7 : Prothèses bionique.....	07
Figure I.8 : Prothèses Myoélectrique.....	07
Figure I.9 : Prothèses neuronale.....	08
Figure I.10:Anatomie du bras.....	09
Figure I.11: Structure Osseuse.....	10
Figure I.12: Muscles du Bras.....	11
Figure I.13: Muscles de l'avant- Bras.....	12
Figure I.14: Muscles de l'avant- Bras.....	12
Figure I.15 : Face palmaire d'une main humaine.....	13
Figure I.16: Face dorsale d'une main humaine.....	14
Figure I.17 : Structure osseuse et musculaire d'un bras humain.....	15
Figure I.18 : Mouvements articulés au niveau d'épaule.....	15
Figure I.19 : Mouvements articulés au niveau du coude.....	16
Figure I.20: Flexion et l'extension du bras.....	17
Figure I.21 : Mouvements articulés au niveau du poignet.....	17
Figure I.22 : Schéma du système nerveux central.....	19
Figure I.23 : Schéma d'un neurone.....	20
Figure I.24 : Schéma de l'activité musculaire par le système nerveux	21
Figure I.25 : Système Nerveux d'un bras.....	21
Figure I.26 : Les nerfs principaux d'un bras humain.....	22
Figure I.27 : Les signaux biomédicaux	23
Figure I.28 : Extraction du signal EMG.....	24

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

Figure II. 1 : Un signal EMG brute.....	27
Figure II. 2 : Processus de generation signal EMG.....	29
Figure II. 3 : Les électrodes de surface EMG.....	32
Figure II. 4 : Electrodes aiguille EMG.	32
Figure II.5 : Amplificateur d'instrumentation.....	34
Figure II. 6 : Muscle sensor KitAd8832.....	35

Listes des figures

Figure II. 7: Ad8832.	35
Figure II. 8 : Figure AD8221.....	36
Figure II.9 : Filtre passe haut.....	39
Figure II.10 : Filtre passe bas.....	40
Figure II.11 : Filtre passe bande passif.....	40
Figure II.12 : Filtre coupe bande.....	41
Figure II.13 : Signal EMG traitée.....	44

Chapitre III : Conception mécanique et électronique d'une main bionique

Figure III.1 : Logiciel SOLIDWORK.....	46
Figure III.2 : Représentation de la main bionique sous SOLIDWORK.....	47
Figure III.3 : Pièces de la prothèse et leurs placements.....	48
Figure III.4 : Imprimante 3D Prusa i3 MK3S.....	49
Figure III.5 : PLA.....	51
Figure III.6 : Processus d'impression.....	52
Figure III.7 : Servomoteur.....	53
Figure III.8 : Architecture servomoteur.....	54
Figure III.9 : Caractéristiques d'Un servomoteur.....	54
Figure III.10 : Période T du PWM pour un servomoteur.....	55
Figure III.11 : Rapport cyclique en angle.....	56
Figure III.12 : PWM.....	56
Figure III.13 : Rapport cyclique en pourcentage.....	57
Figure III.14 : TIMER associer au PWM.....	59
Figure III.15 : Principe de génération PWM.....	59
Figure III.16 : Schéma block de génération PWM.....	60
Figure III.17 : Processus de génération MLI.....	60
Figure III.18 : ATMEGA 328P.....	62
Figure III.19 : Schéma bloc d'ATMEGA 328P.....	66
Figure III.20 : Schéma illustre fonctionnement global du uc.....	69
Figure III.21 : Schéma illustre un résumé du fonctionnement global du uc.....	70
Figure III.22 : Interface Proteus.....	71
Figure III.23 : Page du nouveau projet.....	71
Figure III.24 : Barres d'outils.....	72
Figure III.25 : Barre de menus.	72
Figure III.26: Sélecteur d'objets.....	72
Figure III.27 : Zone de travail.....	73

Chapitre IV : Simulation et résultats

Figure IV.1 : Diagramme de conception.....	74
Figure IV.2 : Processus de génération PWM avec un uc en utilisant signal EMG.....	76

Listes des figures

Figure IV.3 : Processus de génération PWM avec l'ATMEGA 328P en utilisant signal EMG	77
Figure IV.4 : L'organigramme de la commande de notre main bionique.....	81
Figure IV.5 : Circuit complet acquisition signal EMG et commander des servomoteurs	82
Figure IV.6 : Bloc filtrage.....	83
Figure IV.7 : Bloc rectification.....	84
Figure IV.8 : Bloc lissage.....	85
Figure IV.9 : Le signal EMG brute, filtrer, rectifier et lisser obtenus dans l'oscilloscope.....	86
Figure IV.10 : Signal PWM de la sortie du UC et les valeurs EMG obtenue lors de repos.....	87
Figure IV.11 : Angle afficher sur les servomoteurs lors de repos.....	88
Figure IV.12 : Signal PWM de la sortie du UC et les valeurs EMG obtenue lors de contraction.....	88
Figure IV.13 : Angle afficher sur les servomoteurs lors de contraction.....	89

Liste des tableaux

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

Tableau II.1 : Tableau réductif du processus de génération signal EMG.....	29
Tableau II.2 : Résumé des courants ioniques.....	30
Tableau II.3 : Type de bruit.....	38

Chapitre III : Conception mécanique et électronique d'une main bionique

Tableau III.1 : Caractéristique technique d'impression 3D.....	49
Tableau III.2 : Récapitulative des broches du microcontrôleur ATmega328P (Boîtier DIP 28).....	66

Chapitre IV : Simulation et résultats

Tableau IV.1 : Valeur et composant utiliser dans le filtrage passe bande a deux étage.....	83
Tableau IV.2 : valeur et composant utilisé dans la rectification.....	84
Tableau IV.3 : valeur et composant utilisé dans la rectification.....	85

Liste des abréviations

ADC : Convertisseur analogique-numérique

AV:A Advanced Virtual RISC (ou Alf–Vegard RISC)

AL` : Arithmetic Logic Unit

AOP : Amplificateur opérationnel

BPF : Band-Pass Filter PWM : modulation de largeur d’impulsion

CAO : Conception assistée par ordinateur

CP` : Central Processing Unit

DC : Courant continu

ECG : Electrocardiogramme

EEG : Électroencéphalogramme

EMG : Signal électromyogramme

F : Fréquence

FDM : Fused Deposition Modeling

f_c : Fréquence de coupure

Hz: Hertz

HPF: High-Pass Filter

II:A Infinite Impulse Response

` Ohm: Kilo Ohm

LPF: Low-Pass Filter

MLI : Modulation de largeur d’impulsion

M` : Milli volt

MS : Milli second

PIC : Peripheral Interface Controller

PLA : L’acide poly lactique

UC : Micro-processeur

Introduction générale

Introduction générale

Dans un monde en constante évolution technologique, les avancées dans le domaine des systèmes embarqués et de la robotique biomédicale offrent de nouvelles perspectives pour améliorer la qualité de vie des personnes atteintes de handicaps physiques.

Parmi ces innovations, les prothèses bioniques intelligentes représentent une alternative prometteuse aux dispositifs traditionnels, en cherchant à reproduire de manière réaliste et fonctionnelle les mouvements naturels du corps humain.

La main, en tant qu'organe essentiel de préhension et d'interaction avec l'environnement, fait l'objet d'une attention particulière dans les recherches actuelles. Reconstituer ses mouvements au moyen d'une main artificielle implique non seulement une modélisation mécanique adaptée, mais également une commande électronique précise, souvent basée sur l'exploitation de signaux électromyogramme (EMG).

Ce mémoire s'inscrit dans cette problématique et porte sur l'étude, conception et la simulation d'une main bionique commandée par un microcontrôleur.

L'objectif principal est de concevoir un système capable de capter l'activité musculaire résiduelle d'un utilisateur, de la traiter et de la convertir en signaux de commande permettant d'actionner les articulations d'une main robotique.

Dans ce cadre, le travail a été structuré autour de plusieurs étapes complémentaires : l'étude du signal EMG et des systèmes de commande, la conception mécanique de la main, le développement de la chaîne électronique, la programmation du microcontrôleur, la simulation du système, et enfin la validation expérimentale du prototype réalisé.

Chapitre I : Généralités sur les prothèses

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

I.1 Introduction :

Dans notre premier chapitre, nous aborderons le sujet des prothèses en général, en présentant leurs différents types. Nous explorerons également l'anatomie du bras humain, en mettant l'accent sur les muscles impliqués dans son fonctionnement.

I.2 Historique et évolutions des prothèses :

Depuis l'Antiquité, l'être humain cherche à remplacer les organes ou membres manquants. Dès le XVe siècle, une première prothèse, en l'occurrence un orteil artificiel, fut conçu en Égypte. À cette époque, les croyances culturelles supposaient que les handicaps accompagnaient l'individu dans l'au-delà, conférant ainsi aux prothèses une fonction essentiellement symbolique visant à préserver l'intégrité corporelle après la mort.

Ce n'est qu'au XVIe siècle que furent élaborées les premières prothèses fonctionnelles. Ambroise Paré (1510-1590), chirurgien et médecin militaire français, développa des dispositifs pour les membres supérieurs et inférieurs intégrant des mécanismes à ressort.

Grâce à son expérience acquise sur les champs de bataille, il améliora considérablement ses prototypes en s'appuyant sur les nombreux cas de soldats amputés.

Depuis cette période, l'évolution des connaissances scientifiques et les progrès technologiques ont permis la conception de prothèses dotées de mouvements contrôlés. Ce domaine a connu une expansion rapide : aux États-Unis, la première prothèse commandée par des signaux électromyographiques (EMG) fut mise au point en 1975. Dix ans plus tard, on dénombrait environ 5 000 utilisateurs. À la même époque, le nombre d'amputés trans-radiaux utilisant des prothèses myoélectriques à travers le monde était estimé à 10 000, alors que plus de 3 millions de personnes restaient dépourvues d'un membre supérieur [1] [2].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses



Figure I.1 : L'une des plus anciennes prothèses connues, Le gros orteil est sculpté dans le bois. Il était lié au pied par une gaine de cuir cousue. [1]



Figure I.2 : La Jambe de Capoue, en bois recouvert de bronze [1].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

I.3. Les Prothèses :

I.3.1. Définition de la prothese :

Une prothèse est un dispositif médical conçu pour remplacer un membre manquant et restaurer, autant que possible, ses fonctions mécaniques et esthétiques. Fabriquées à partir de matériaux légers et résistants comme la fibre de carbone, la silicone ou le métal, les prothèses peuvent être standardisées ou sur mesure afin de s'adapter aux besoins spécifiques des patients [3].

I.3.2. Types de prothèses

Il existe plusieurs types de prothèses, classées selon la zone concernée et leur fonctionnalité :

A. Prothèses Membres Supérieurs :

Les prothèses des membres supérieurs sont conçues pour remplacer une main, un bras ou une partie du membre supérieur, permettant ainsi à l'utilisateur de retrouver certaines fonctions motrices et une meilleure qualité de vie. Elles se déclinent en plusieurs catégories en fonction de leur mode de fonctionnement et de leur objectif.

Par exemple : une prothèse pour amputation d'une main

Une prothèse pour amputation de main est un appareillage destiné à remplacer le membre manquant d'un patient ayant subi une amputation de la main, une désarticulation du poignet (radius et os métacarpiens) ou une amputation Trans radiale (radius et cubitus).

À noter que ce type d'amputation couvre le segment compris entre la main et l'avant-bras, le patient dispose donc toujours de son articulation de coude.

Une prothèse pour amputation de main peut répondre à différents objectifs en fonction des besoins d'autonomie du patient. Ce dernier peut rechercher avant tout esthétisme et confort avec une prothèse discrète qui lui procure une aisance sociale en famille, au travail et lors des sorties quotidiennes. Il peut également souhaiter davantage de fonctionnalité avec une prothèse qui le soutient dans ses gestes et ses activités de tous les jours [2] [4].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

B. Prothèses des membres inférieurs :

Utilisées pour les amputations au niveau de la jambe, du pied ou du genou, elles incluent parfois des composants articulés pour améliorer la démarche et le confort de l'utilisateur [2] [4].



Figure I. 3: prothèse d'un membre inférieur [5].

C. Prothèses esthétiques :

Sont des membres supérieurs sont principalement conçues pour restituer l'apparence naturelle du bras, de l'avant-bras ou de la main après une amputation. Elles ne possèdent pas ou très peu de fonctionnalités mécaniques, leur objectif étant avant tout de masquer le handicap et d'améliorer l'acceptation sociale de l'utilisateur [2] [4].



Figure I. 4: prothèses d'esthétique [6].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

D. Prothèses mécaniques :

Egalement appelées prothèses à câbles, sont des dispositifs fonctionnels qui utilisent la force musculaire et les mouvements du corps pour actionner la main ou la pince prothétique. Contrairement aux prothèses myoélectriques, elles ne nécessitent pas de batterie et reposent sur un système de câbles et de harnais [2] [4].

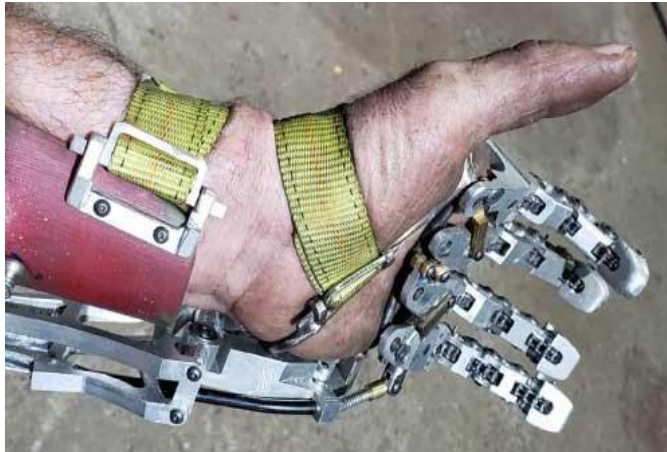


Figure I. 5 : prothèses mécaniques [7]

E. La Prothèse Hydraulique

Ce modèle se distingue par son design plus esthétique et moins robotisé. Son fonctionnement repose sur un système d'articulations commandées hydrauliquement. Une pompe envoie de la pression dans des coussinets qui permettent d'actionner individuellement chaque doigt [2] [4].

Comme la prothèse myoélectrique, elle ne nécessite pas d'intervention chirurgicale et fonctionne grâce à des capteurs musculaires.



Figure I. 6 : prothèses hydraulique [8].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

F. Prothèses bioniques :

Représentent l'évolution la plus avancée des prothèses des membres supérieurs. Elles intègrent des technologies de pointe, comme l'intelligence artificielle, des capteurs sensoriels et des interfaces neuronales, pour offrir des mouvements plus naturels et une interaction améliorée avec l'environnement [2] [4].



Figure I. 7 : prothèses bionique [9]

G. Prothèse Myoélectrique :

Sont des dispositifs avancés qui utilisent l'activité électrique des muscles résiduels du moignon pour commander les mouvements de la prothèse. Elles permettent une meilleure précision et une plus grande autonomie que les prothèses mécaniques, offrant ainsi une solution plus naturelle et fonctionnelle aux personnes amputées [2] [4] [10].



Figure I. 8 : prothèses Myoélectrique [11].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

H. La Prothèse Neuronale

Il s'agit du modèle le plus avancé technologiquement. Contrairement aux prothèses myoélectriques, son fonctionnement repose sur une connexion directe avec les neurones du patient via une intervention chirurgicale.

Un implant est inséré dans le cortex moteur afin de capter les signaux cérébraux. Une tige métallique est ensuite fixée à l'os du moignon pour permettre la liaison entre les électrodes neuronales et la prothèse. Grâce à cette technologie, le dispositif peut exécuter jusqu'à 20 mouvements différents, offrant ainsi une meilleure précision et une plus grande fluidité dans les gestes du quotidien [2] [4].

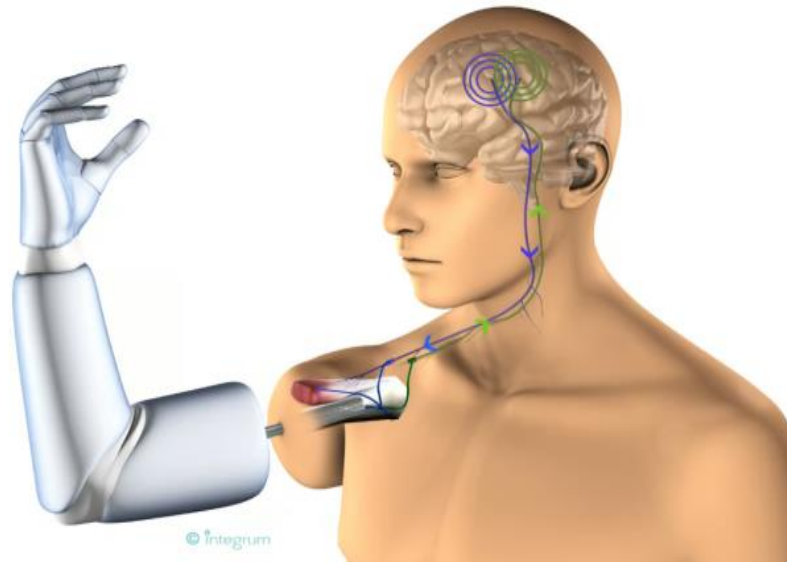


Figure I. 9 : prothèses neuronale [12]

I.4 Anatomie humain

I.4.1 L'anatomie du bras humain

Le bras humain est une structure complexe composée d'os, muscles, nerfs, vaisseaux sanguins et articulations qui permettent une large gamme de mouvements et de fonctions essentielles. Il se divise en plusieurs parties : l'épaule, le bras, l'avant-bras et la main [2] [4] [13].

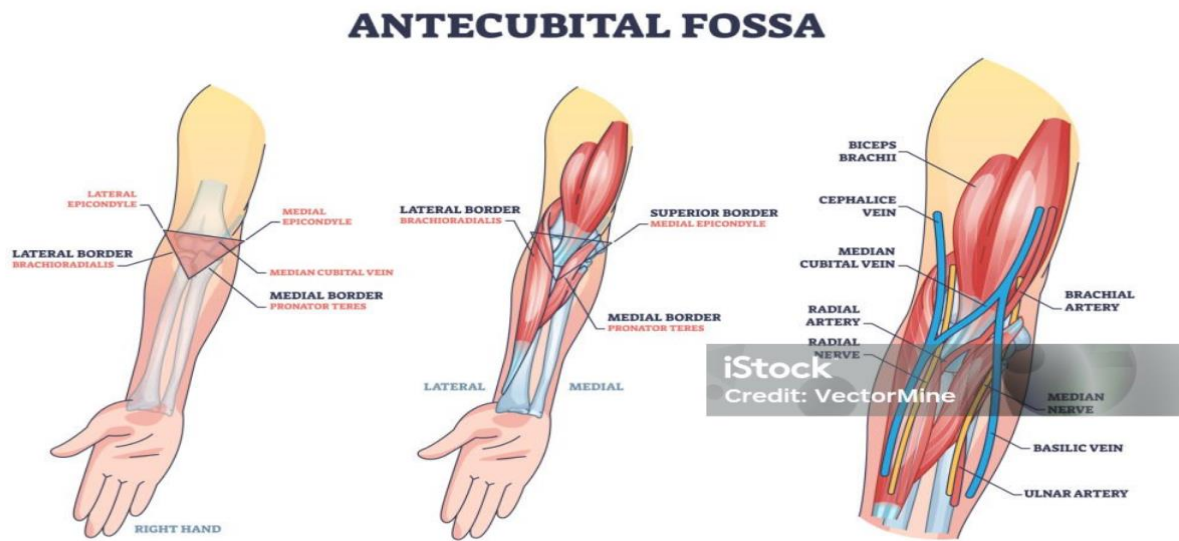


Figure I.10 : Anatomie du bras [14].

I.4.1.1 Structure Osseuse

A. Os du bras

II. L'humérus : L'humérus (du latin humérus, « épaule ») est un os pair et asymétrique du membre supérieur. Il constitue le squelette du bras (entre l'épaule et le coude).

- 1) En haut avec la scapula (omoplate) à l'articulation de l'épaule.
- 2) En bas avec l'ulna (cubitus) et le radius au niveau du coude.

III. Os de l'avant-bras

- Le radius : Os de l'avant-bras situé du côté du pouce, jouant un rôle clé dans la rotation du poignet.
- L'ulna (cubitus) : Os de l'avant-bras situé du côté opposé au pouce, formant principalement l'articulation du coude.

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

C. Os de la main

- Carpes : Les os du carpe sont les huit petits os qui composent le poignet (carpe), reliant la main à l'avant-bras (8 petits os du poignet).
- Métacarpes : sont les os formant le métacarpe squelette de la paume de la main (5 os de la paume).
- Phalanges : Les phalanges de la main sont le groupe de petits os qui constituent le noyau osseux des doigts de la main (3 pour chaque doigt sauf le pouce qui en a 2) [15].

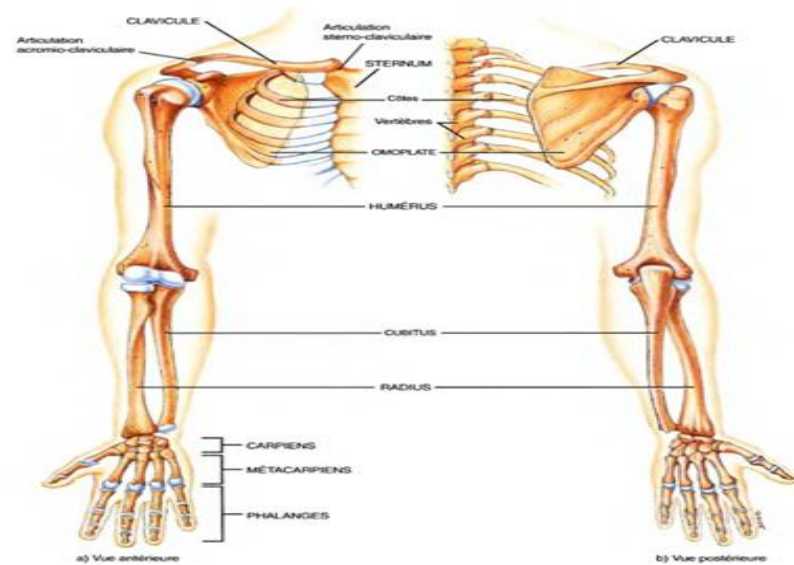


Figure II.11 : Structure Osseuse [16].

I.4.1.2 Structure musculaire

Les muscles du bras sont essentiels pour les mouvements de flexion, d'extension et de rotation [30]

A. Muscles du Bras (Partie Supérieure)

- Biceps brachial : Responsable de la flexion du coude et de la supination (rotation du poignet vers le haut).
- Triceps brachial : Permet l'extension du coude.
- Brachial antérieur : Aide à la flexion du coude
- Deltoïde : élève le bras (abduction de l'épaule).

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

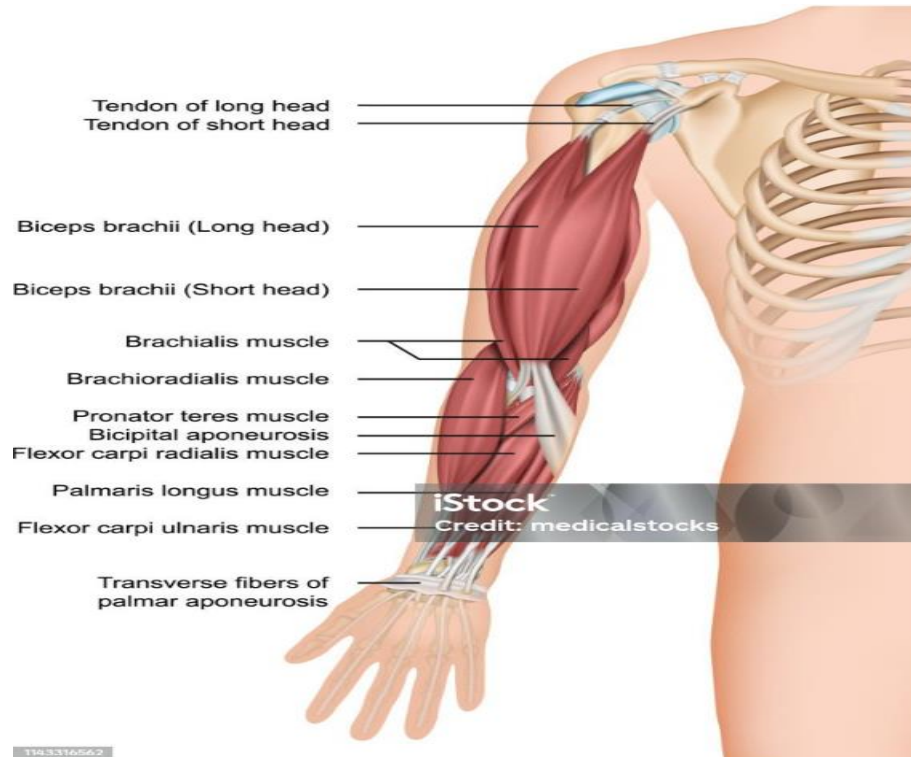


Figure I.12 : Muscles du Bras [17].

B. Muscles de l'Avant-bras

Les muscles qui permettent une commande plus précise et intuitive des doigts de la main bionique :

- Fléchisseurs (côté paume) : Impliqués dans la flexion des doigts et du poignet
- Extenseurs (côté dos de la main) : Responsables de l'extension des doigts et du poignet
- Muscles pronateurs et supinateurs : Permettent la rotation de l'avant-bras (paume vers le haut ou vers le bas) [4] [18].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

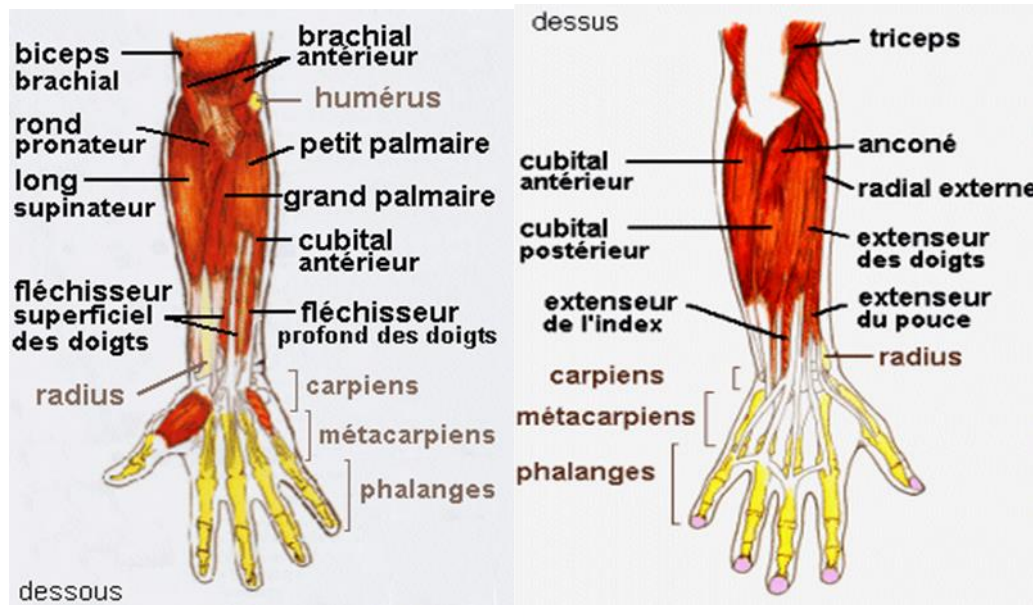


Figure I. 13 Muscles de l'avant- Bras [19]

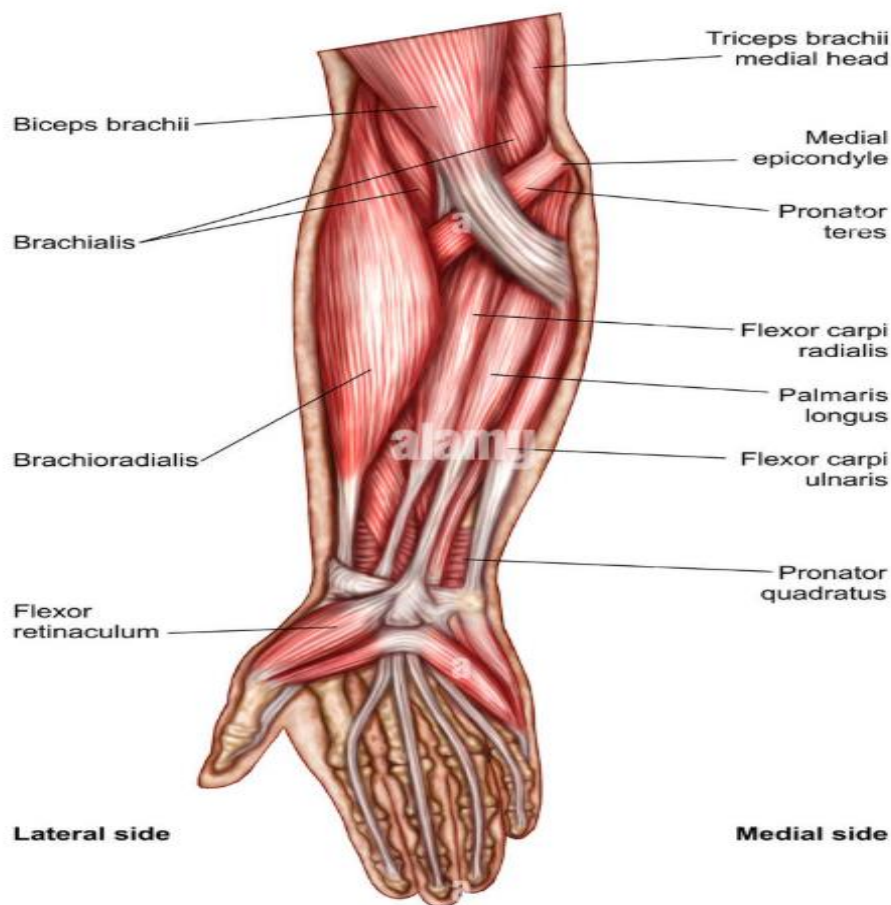


Figure I.14 : muscle avant-bras [19]

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

C. Muscle de la main

Les muscles de la main sont divisés en deux grands groupes :

- **Les muscles extrinsèques :**
 - Leur corps (masse musculaire) est situé dans l'avant-bras, mais leurs tendons s'insèrent dans la main.
 - Ils contrôlent les mouvements puissants : flexion, extension, etc.
- **Les muscles intrinsèques :**
 - Situés entièrement dans la main.
 - Ils assurent la préhension fine, la coordination et les mouvements de précision (ex : pincer, écrire, manipuler un objet) [4].

Les mouvements de la main sont effectués par neuf muscles extrinsèques et par onze muscles intrinsèques. Les muscles intrinsèques et les tendons des muscles extrinsèques sont également divisés en deux groupes :

Ceux situés sur la face palmaire et ceux de la face dorsale.

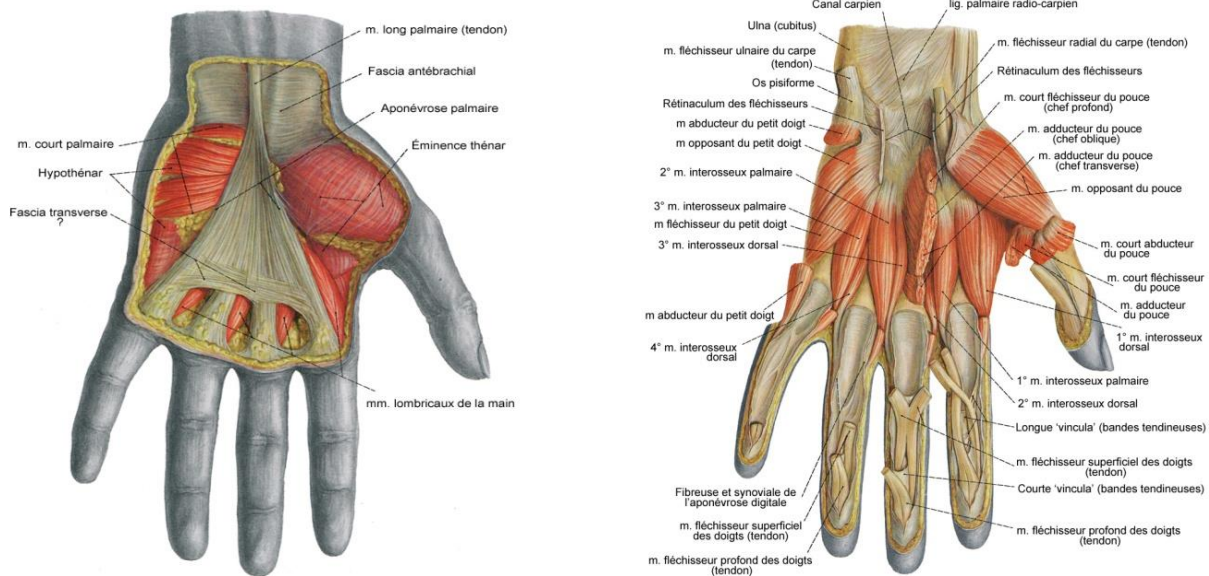


Figure I. 15 : face palmaire d'une main humaine [20]

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

Les muscles et les tendons de la face palmaire sont regroupés en quatre loges séparées par un tissu fibreux, l'aponévrose. Ces quatre loges sont : la loge thénar située sur le côté latéral de la main, la loge hypothénar située sur le côté médial, la loge centrale située entre la loge thénar et la loge hypothénar, et la loge des interosseux située sous les trois loges précédentes et qui s'étend du premier au cinquième métacarpien

Ces muscles sont également séparés en deux couches : la couche superficielle, et la couche profonde.

La face dorsale n'a qu'une loge dorsale dans laquelle passent les tendons des extenseurs [2].

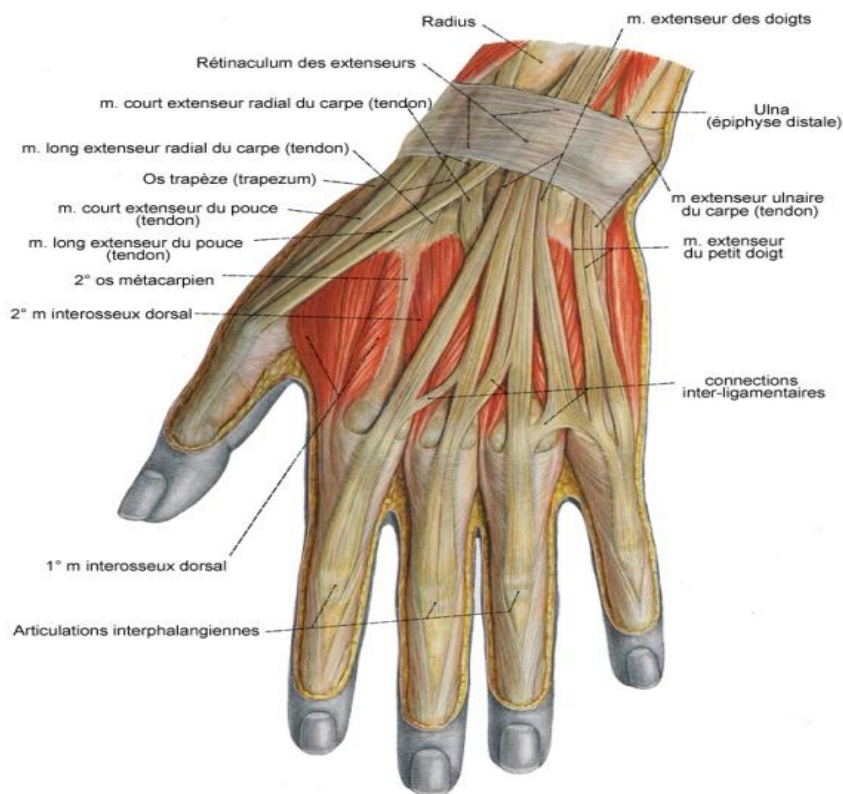


Figure I. 16 : face dorsale d'une main humaine [20]

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

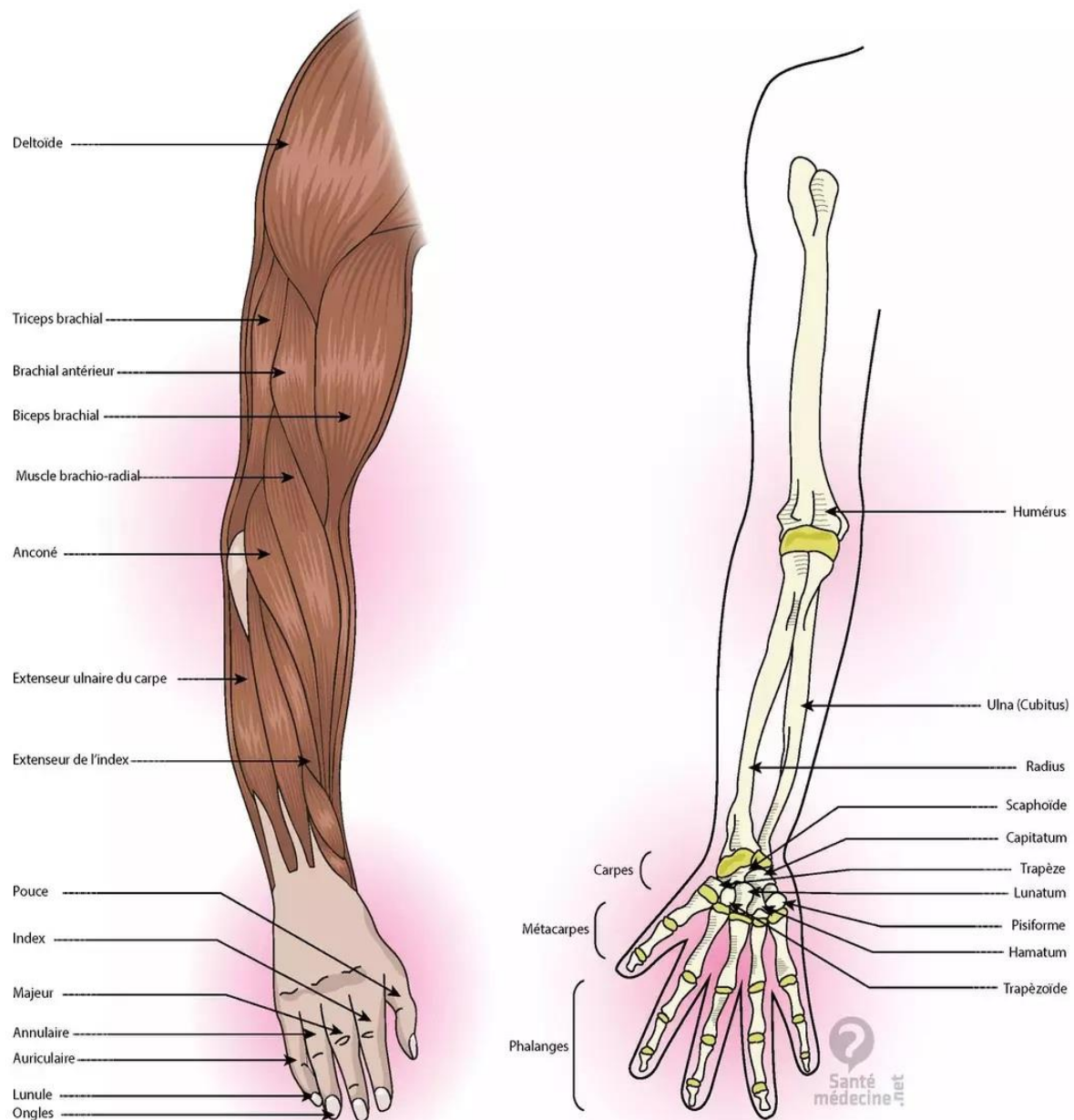


Figure I. 17 : Structure osseuse et musculaire d'un bras humain [21].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

I.4.2 Les articulations du Bras :

Les principales articulations assurant la mobilité du bras sont :

- **L'articulation de l'épaule (scapulo-humérale) :** Permet des mouvements dans toutes les directions (flexion, extension, abduction, adduction, rotation) [4].

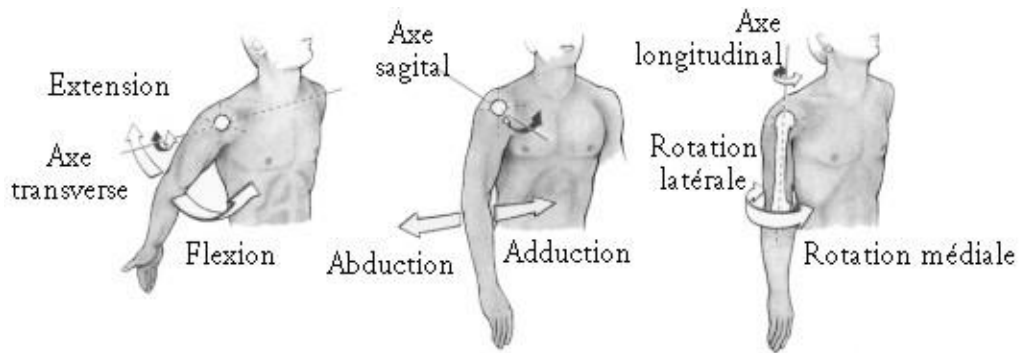


Figure I. 18 : Mouvements articulés au niveau d'épaule [22].

- **L'articulation du coude :** Formée par l'humérus, le radius et l'ulna, elle permet la flexion et l'extension de l'avant-bras.

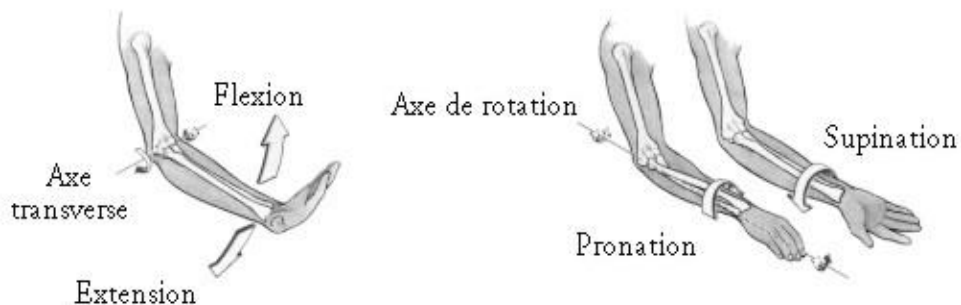


Figure I. 19 : Mouvements articulés au niveau du coude [22].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

La flexion du bras, articulé au niveau du coude, se produit lorsque le muscle biceps se contracte. Puisque le biceps est à la fois attaché au bras et à l'avant-bras, ceci a pour effet de rapprocher l'avant-bras vers le bras. Mais, pour que le mouvement puisse se produire, il faut aussi que le muscle opposé (antagoniste) se relaxe. Ainsi, le triceps relâche sa prise sur l'avant-bras ce qui permet le mouvement.

Et, l'inverse se produit lors de l'extension du bras ; c'est le triceps qui se contracte et le biceps qui se relaxe [2] [4].



Figure I. 20 : Flexion et l'extension du bras [22].

- **L'articulation du poignet**

Ce sont les articulateurs qui relient le radius aux os du carpe et permet les mouvements de flexion, extension et rotation [2] [4].

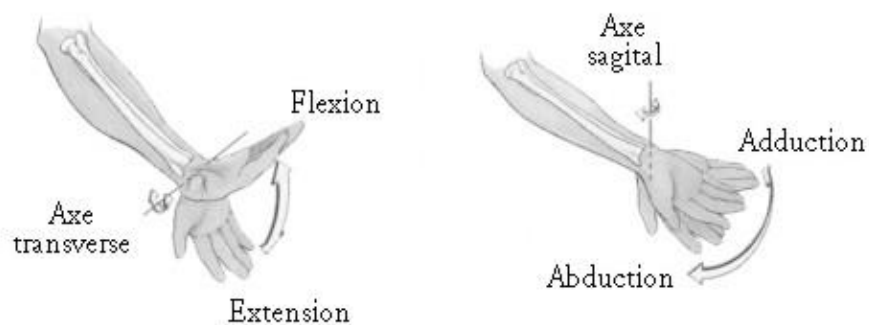


Figure I. 21 : Mouvements articulés au niveau du poignet [22].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

I.4.3 Le système nerveux

Le système nerveux est une structure essentielle de l'organisme, chargée de transmettre les informations sous forme de signaux électriques. Les nerfs assurent cette fonction en relayant les messages sensoriels et moteurs entre le corps et le cerveau.

Par exemple, ce sont les nerfs qui nous permettent de percevoir un contact sur la peau ou de commander la contraction des muscles pour effectuer un mouvement.

- **Le système nerveux central (SNC)** regroupe l'encéphale et la moelle épinière. L'encéphale, véritable centre de contrôle du corps humain, intervient dans de nombreuses fonctions : perception, mouvement, sensation, langage, pensée et mémoire. Quant à la moelle épinière, elle prolonge l'encéphale au niveau du tronc cérébral et est protégée par les vertèbres de la colonne vertébrale. Elle assure la transmission des influx nerveux entre l'encéphale et les nerfs périphériques [23].

- **Le système nerveux périphérique (SNP)** désigne l'ensemble des structures nerveuses situées en dehors du SNC. Il comprend les nerfs et les ganglions qui acheminent les informations vers le SNC et en reçoivent en retour [23].

Le SNP se divise en deux parties :

- Le système nerveux somatique, responsable des mouvements volontaires (comme marcher ou attraper un objet).
- Et le système nerveux autonome, qui gère les fonctions involontaires de l'organisme (telles que la respiration, les battements du cœur ou la digestion), sans intervention consciente.

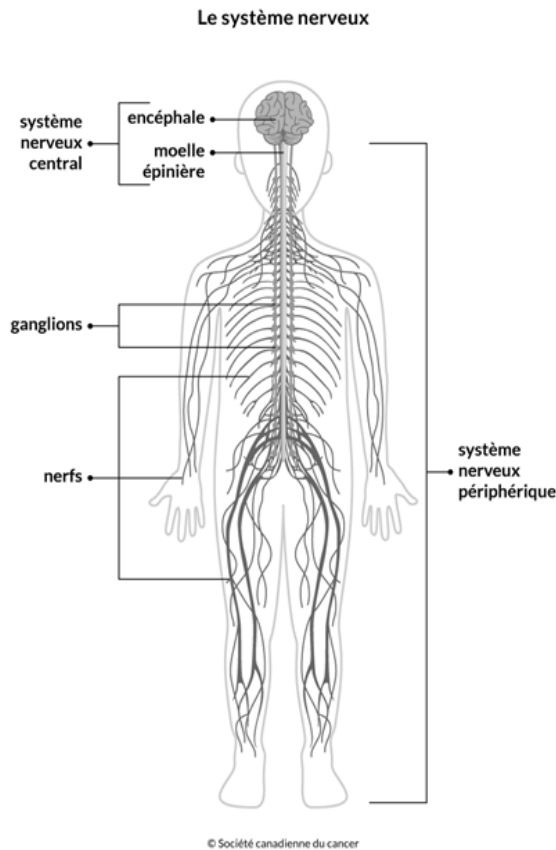


Figure I.22 : Schéma du système nerveux central [24].

I.4.3.2 Schéma d'un neurone

Le motoneurone est un type de neurone spécialisé chargé de transmettre les signaux nerveux issus du système nerveux central et périphérique vers les muscles, permettant ainsi leur contraction. Il joue un rôle fondamental dans le contrôle moteur.

L'axone, prolongement principal du corps cellulaire du neurone, conduit l'influx nerveux sous forme de signaux électriques jusqu'aux fibres musculaires. Cet axone est entouré d'une gaine de myéline, une enveloppe isolante composée principalement de lipides, qui permet d'accélérer la propagation des signaux nerveux. La myéline, en agissant comme isolant, favorise une transmission rapide et efficace de l'influx nerveux le long de l'axone [23].

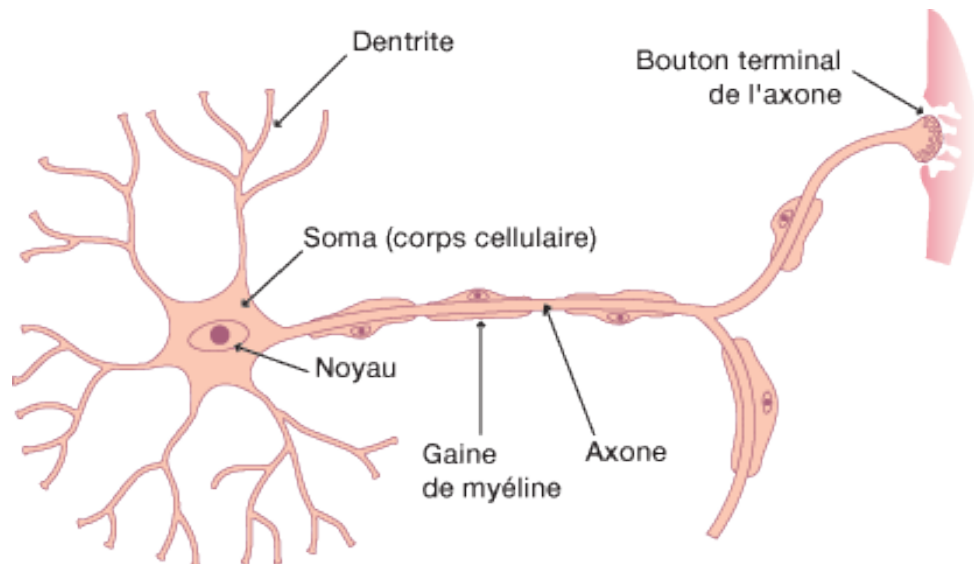


Figure I.23 : Schéma d'un neurone [25].

I.4.3.3 Contrôle de l'activité musculaire par le système nerveux

Les fibres musculaires sont activées par des motoneurones alpha (ou fibres motrices α), chacun d'eux étant capable d'innervier plusieurs fibres musculaires simultanément. Ces fibres sont activées de manière synchrone, permettant une contraction coordonnée.

La structure fonctionnelle de base en physiologie musculaire est appelée unité motrice. Elle se compose d'un motoneurone (situé dans la moelle épinière), de son axone empruntant les nerfs périphériques, et de l'ensemble des fibres musculaires qu'il contrôle. Chaque axone moteur se ramifie en plusieurs terminaisons, chacune se connectant à une fibre musculaire distincte.

Par exemple, dans le muscle biceps brachial, un seul motoneurone peut innervier en moyenne 100 fibres musculaires, qu'il active simultanément pour produire une contraction.

Lors de l'exécution d'un mouvement, le contrôle de la force musculaire dépend du nombre d'unités motrices recrutées : plus ce nombre est élevé, plus la force générée est importante [23] [24].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

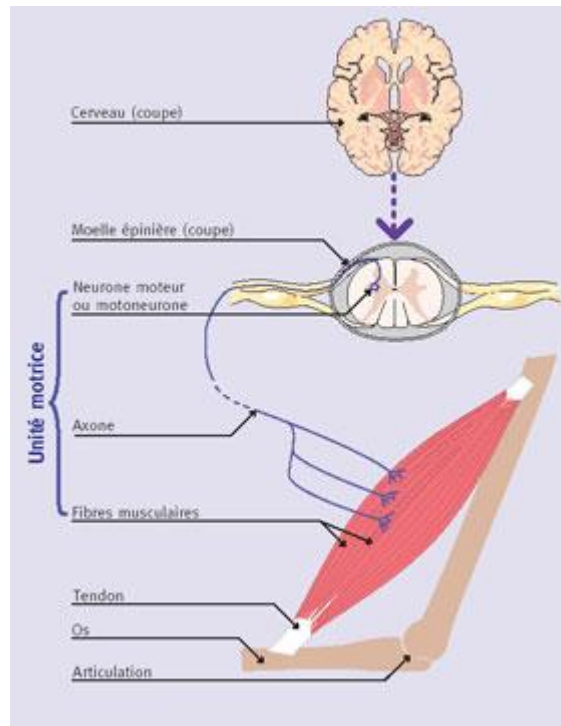


Figure I.24 : Schéma de l'activité musculaire par le système nerveux [27].

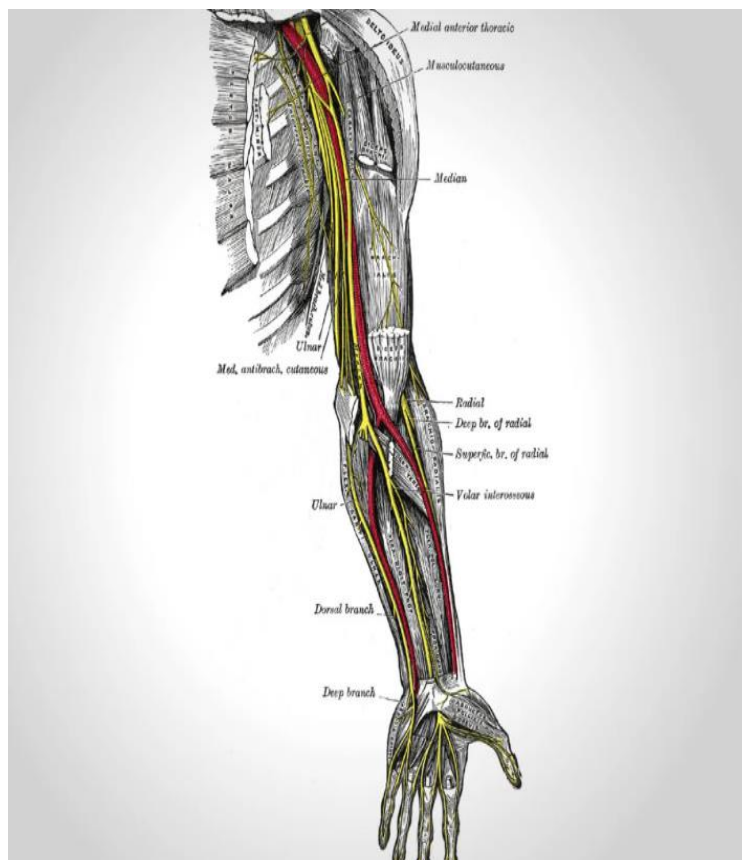


Figure I.25 : Système nerveux d'un bras [28].

Chapitre I : Généralités sur les prothèses

A. Nerfs Principaux du bras

- Nerf médian : Impliqué dans la flexion du poignet et des doigts.
- Nerf radial : Contrôle l'extension du coude, du poignet et des doigts.
- Nerf ulnaire : Responsable de certains mouvements fins des doigts et de la sensibilité de la main.
- Nerf musculo-cutané : innerve le biceps et le brachial.

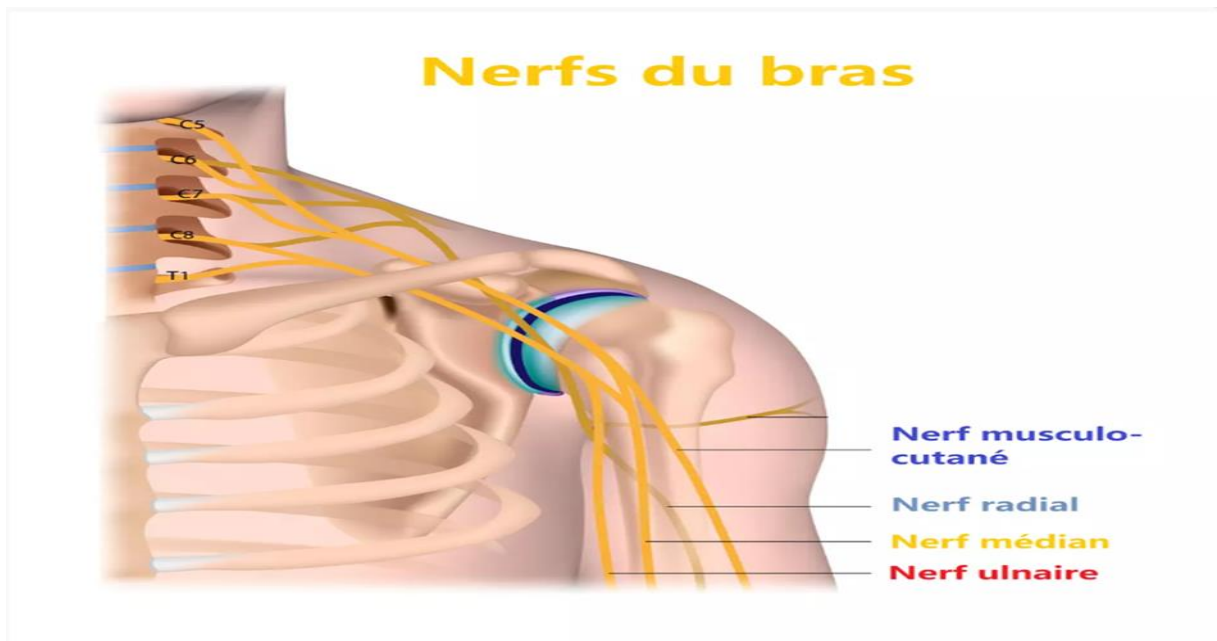


Figure I. 26 : Les nerfs principaux d'un bras humain [29].

I.5 Signaux biomédicaux :

Les signaux biomédicaux sont des manifestations physiologiques mesurées à l'aide de capteurs médicaux, dans le but de surveiller l'état de santé, d'établir un diagnostic ou d'assurer un suivi thérapeutique.

Ces signaux peuvent avoir différentes natures : électriques (comme l'ECG ou l'EMG), mécaniques (comme les mouvements respiratoires), acoustiques (comme les sons cardiaques), ou encore chimiques (comme les concentrations de gaz sanguins).

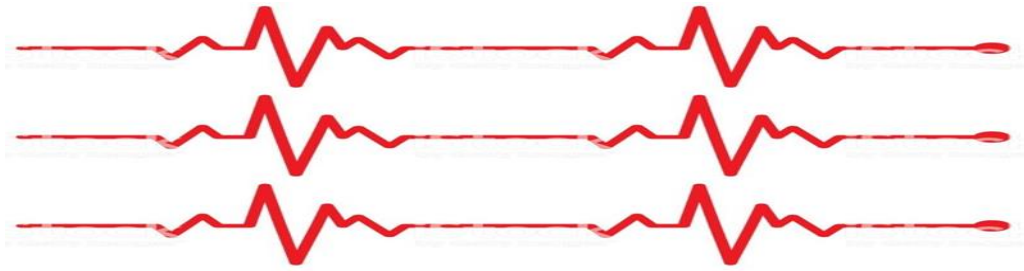


Figure I.27 : Les signaux biomédicaux [30].

En particulier, nous avons besoin d'un signal EMG

I.5.2 L'électromyogramme

Abrégé EMG, est un examen médical spécialisé réalisé généralement en milieu hospitalier par un neurologue. Il a pour objectif d'analyser l'activité électrique des muscles et des nerfs, en particulier ceux du système nerveux périphérique.

Cet examen permet de détecter et de diagnostiquer diverses affections neuromusculaires, telles que les lésions ou compressions nerveuses, ainsi que certaines myopathies ou myalgies (douleurs musculaires).

L'EMG constitue ainsi un outil fondamental pour l'exploration fonctionnelle du système neuromusculaire, en fournissant des informations précieuses sur la conduction nerveuse et la réponse musculaire [13] [23].

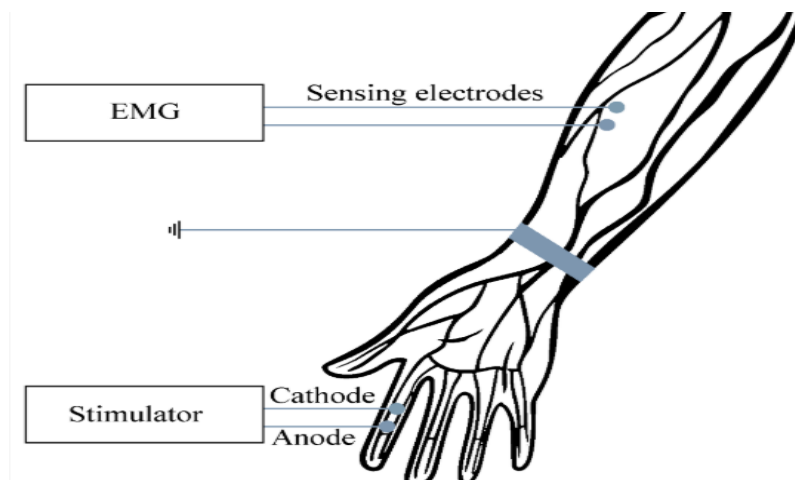


Figure I.28 : Extraction du signal EMG [31].

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

Il permet d'analyser divers points :

- L'activité électrique du muscle au repos et contracté.
- L'activité des fibres nerveuses motrices : elles conduisent les informations du centre de commande (moelle épinière, cerveau) aux muscles.
- L'activité des fibres sensibles des nerfs : il s'agit de mesurer leur conduction des sensations à la moelle épinière et au cerveau.

I.5.3 Distinction du signal EMG par rapport aux autres signaux physiologiques

Le signal électromyogramme (EMG) se différencie nettement des autres signaux physiologiques tels que l'électroencéphalogramme (EEG) ou l'électrocardiogramme (ECG), tant par son origine biologique que par ses caractéristiques physiques et son champ d'application.

Tout d'abord, le signal EMG est issu de l'activité électrique générée par les fibres musculaires lors de leur contraction volontaire ou involontaire. Il reflète ainsi le fonctionnement du système neuromusculaire, à la différence du signal ECG, qui enregistre l'activité électrique du cœur, ou de l'EEG, qui mesure celle du cerveau.

Sur le plan spectral, le signal EMG se caractérise par une bande de fréquence plus large, généralement comprise entre 20 Hz et 500 Hz. Cette plage est significativement plus élevée que celle du signal EEG (0,5 à 100 Hz) et légèrement supérieure à celle de l'ECG (0,05 à 100 Hz), traduisant la nature plus dynamique et rapide des phénomènes musculaires.

En ce qui concerne l'amplitude, le signal EMG présente des valeurs comprises entre 50 μ V et 5 mV. Ces amplitudes sont plus élevées que celles observées dans les signaux EEG (souvent inférieures à 100 μ V), mais restent généralement comparables à celles du signal ECG.

D'un point de vue morphologique, le signal EMG se distingue par son aspect aléatoire et non périodique. Contrairement au signal ECG, qui présente une structure rythmique (ondes P, QRS, T), ou à l'EEG, qui comporte des ondes définies (alpha, bêta, delta), l'EMG a une

Chapitre I :Généralités sur les prothèses

forme irrégulière, semblable à un bruit de fond, reflet de l'activation désynchronisée des unités motrices.

Enfin, en termes d'applications, le signal EMG est principalement utilisé dans le diagnostic des pathologies neuromusculaires, dans la rééducation fonctionnelle, ou encore dans le domaine du contrôle de prothèses et d'interfaces homme-machine. À l'inverse, les signaux EEG et ECG sont davantage employés dans le suivi de l'activité cérébrale ou cardiaque, respectivement.

Ces spécificités font du signal EMG un outil à part entière dans le domaine de la biomédecine et du génie biomédical, avec des contraintes et des techniques de traitement qui lui sont propres [32].

I.6 Conclusion

L'étude des différents types de prothèses a permis de mieux comprendre l'évolution des solutions technologiques destinées à compenser une perte de membre. Qu'elles soient passives, mécaniques ou bioniques, les prothèses répondent à des besoins variés, allant de l'esthétique à la restauration partielle ou complète de la fonctionnalité. Cette analyse constitue une base essentielle pour orienter la conception de la main bionique développée dans ce projet, en s'inspirant des approches les plus innovantes et adaptées aux exigences actuelles en matière de rééducation fonctionnelle.

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

II.1 Introduction :

Dans la commande des prothèses bioniques, le signal électromyographie (EMG) est un élément clé. Issu de l'activité électrique des muscles, il peut être capté à la surface de la peau pour traduire l'intention de mouvement de l'utilisateur. Ce chapitre présente les bases du signal EMG, ses caractéristiques, ainsi que les méthodes d'acquisition et de traitement utilisées pour le contrôle d'une main bionique.

II.2 Le signal électromyogramme (EMG) :

Le signal électromyogramme (EMG) est un signal bioélectrique généré par l'activité électrique des fibres musculaires lorsqu'elles sont stimulées par le système nerveux. Ce signal résulte de la sommation temporelle et spatiale des potentiels d'action musculaires. Il constitue une mesure indirecte mais précise de l'état de contraction du muscle et de la commande nerveuse correspondante.

L'enregistrement de ce signal permet d'analyser la fonction neuromusculaire, de détecter des anomalies, ou de suivre l'évolution de l'activité musculaire dans des contextes variés (cliniques, biomécaniques, robotiques, etc.) [4] [23] [33].

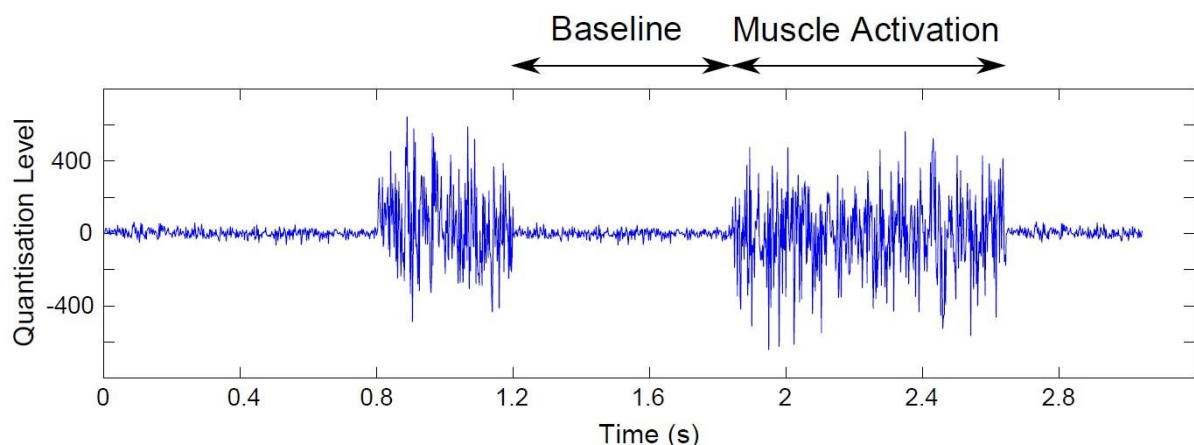


Figure II. 1 : Un signal EMG brute [34].

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

II.3 Processus complet de génération du signal EMG

Le signal EMG résulte d'une chaîne de phénomènes neurophysiologiques qui se déroulent comme suit :

- La contraction musculaire volontaire prend naissance dans le cortex moteur primaire, également appelé gyrus précentral, situé dans le lobe frontal du cerveau. Ce centre moteur élabore les commandes motrices sous forme de potentiels d'action neuronaux, émis par les neurones pyramidaux. Ces signaux descendent ensuite par la voie corticospinale, traversent le tronc cérébral et atteignent la moelle épinière.
- Au niveau de la corne antérieure de la moelle épinière, les motoneurones alpha reçoivent ces influx nerveux et génèrent à leur tour un potentiel d'action. Chaque motoneurone alpha innerve plusieurs fibres musculaires, formant ainsi une unité motrice, définie comme l'ensemble constitué d'un motoneurone et de toutes les fibres musculaires qu'il commande.
- Le potentiel d'action généré se propage ensuite le long de l'axone du motoneurone jusqu'à atteindre les jonctions neuromusculaires, qui assurent la communication entre le système nerveux et le muscle. À ce niveau, la transmission du signal s'effectue par l'intermédiaire d'un processus synaptique : le potentiel d'action entraîne l'ouverture de canaux calciques voltage-dépendants, permettant l'entrée de calcium dans la terminaison axonale. Ce calcium déclenche la libération de vésicules d'acétylcholine (ACh) dans la fente synaptique.
- L'acétylcholine se fixe ensuite sur les récepteurs nicotiniques situés sur la membrane post-synaptique de la fibre musculaire, générant un potentiel de plaque motrice. Si ce dernier atteint le seuil d'excitation, un potentiel d'action musculaire (PAM) est déclenché.
- Ce potentiel d'action se propage à la surface de la fibre musculaire, le sarcolemme, et pénètre dans les structures internes appelées tubules T. Cela provoque la libération de calcium au sein du muscle, initiant ainsi la contraction musculaire par le mécanisme de glissement des filaments d'actine et de myosine.
- Au cours de ce processus, des courants ioniques (Na^+ , K^+ , Ca^{2+}) traversent la membrane musculaire, générant des variations locales de potentiel électrique. Ces variations sont

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

à l'origine du signal électromyographie (EMG), qui peut être capté en surface pour l'analyse et le contrôle de systèmes prothétiques [23] [35].

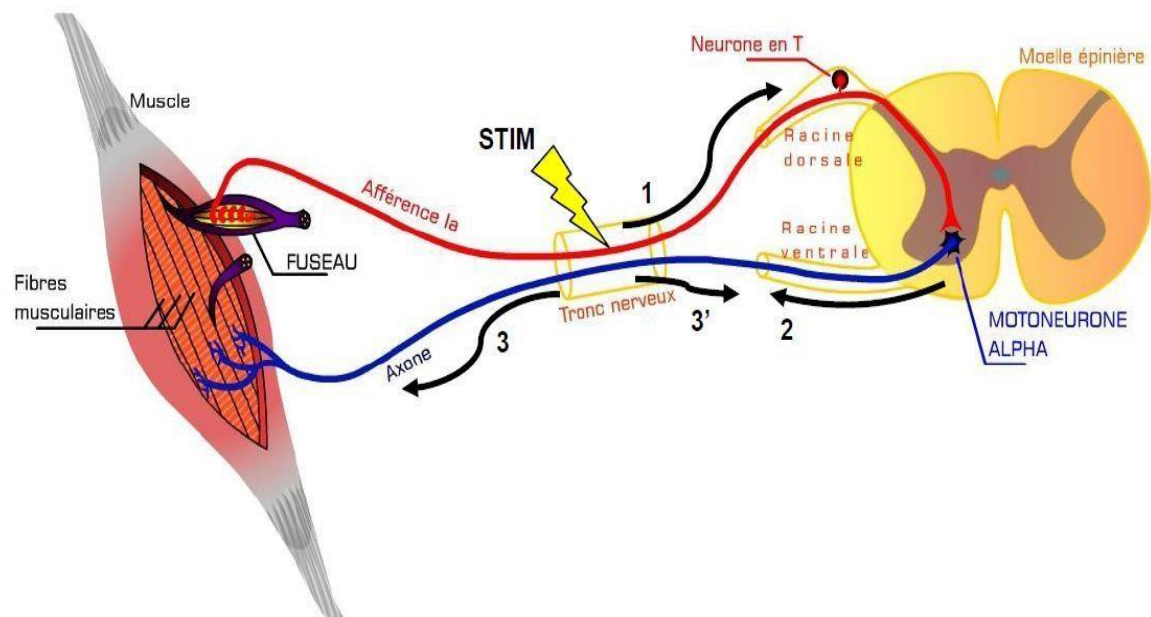


Figure II. 2 : Processus de génération signal EMG [36].

II.1 : Tableau recapitulatif du processus de génération signal EMG

Étape	Description	Résultat
Cortex moteur	Génère un potentiel d'action volontaire	Commande motrice initiée
Voie corticospinale	Transmission du signal par le tronc cérébral	Signal moteur descend vers la moelle
Moelle épinière (corne antérieure)	Moelle épinière (corne antérieure)	Génération d'un nouveau PA
Axone du motoneurone	Propagation du PA vers le muscle	Signal nerveux arrive au muscle
Jonction neuromusculaire	Libération d'ACh, activation du muscle	Déclenchement du potentiel musculaire
Fibre musculaire (sarcolemme)	Propagation du PA sur la fibre	Début de la contraction

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

Tubules T et réticulum sarcoplasmique	Libération de $\text{Ca}^{2+} \rightarrow$ contraction musculaire	Glissement actine/myosine
Échanges ioniques (Na^+ , K^+ , Ca^{2+})	Créent des variations de potentiel électrique	Signal EMG détectable

Tableau II.2 : Résumé des courants ioniques :

Phase	Ion en mouvement	Sens du mouvement	Effet électrique
Potentiel de repos	K^+ , Na^+	Maintien actif	Intérieur négatif (–90 mV)
Dépolarisation Na^+	Na^+	Entrée	Intérieur devient positif
Propagation du PA	Na^+	Onde de dépolarisation	Courant bioélectrique
Repolarisation K^+	K^+	Sortie	Retour à –90 mV
Rétablissement repos	Na^+/K^+	ATPase Actif (3 Na^+ / 2 K^+)	Maintien du potentiel

II.3.2 Caractéristiques du signal EMG

-Amplitude : de 50 μV à 10 mV selon le type de muscle et la méthode d'enregistrement.

-Fréquence : de 10 Hz à 500 Hz, avec un pic d'énergie souvent entre 50 Hz et 150 Hz.

-Signal brut : bruité, complexe, et non stationnaire. Nécessite un traitement du signal (filtrage, rectification, enveloppe, etc.).

-Forme : aléatoire, mais corrélée au niveau de contraction musculaire.

II.4 Détection par les électrodes EMG

On a plusieurs types d'électrodes qui détectent les différences de potentiel électrique générées par le passage de ces courants ioniques à travers la membrane et à ce sujet on distingue principalement deux grandes catégories d'électrodes :

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

II.4.1 Électrodes de surface (sEMG)

Les électrodes de surface sont placées directement sur la peau au-dessus du muscle ciblé. Elles mesurent le signal EMG global, c'est-à-dire la somme de l'activité de plusieurs unités motrices [4] [23] [35].

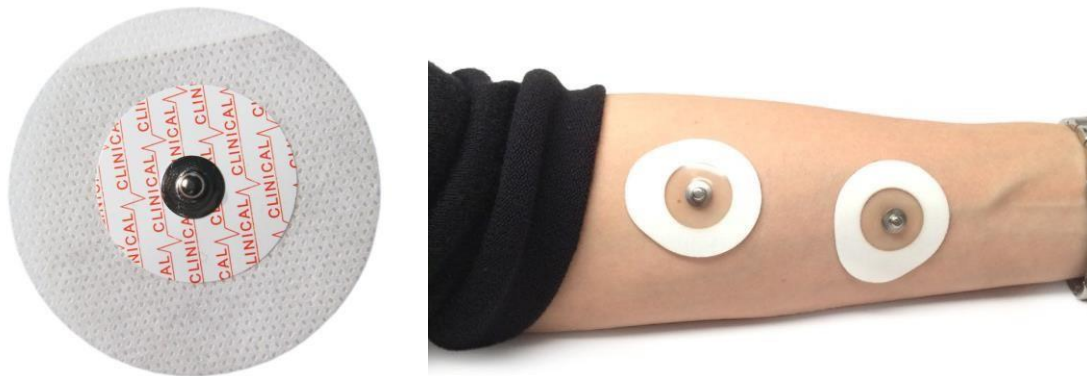


Figure II. 3 : Les électrodes de surface EMG [37].

A. Matériaux courants :

- Ag/AgCl (Argent-Chlorure d'argent)
- Conducteur en or ou en carbone
- Support autocollant avec gel conducteur

B. Configuration typique :

- Deux électrodes actives (entrée + / -)
- Une électrode de référence (masse), placée sur une zone osseuse (styloïde radiale, malléole, etc.)

Chapitre II :Adaptation et filtrage du signal EMG

II.4.2 Électrodes intramusculaires (EMG aiguille ou filaire)

Ces électrodes sont insérées directement dans le muscle à l'aide d'une aiguille. Elles permettent de mesurer l'activité d'une seule ou de quelques unités motrices, avec une très grande précision [4] [23] [35].

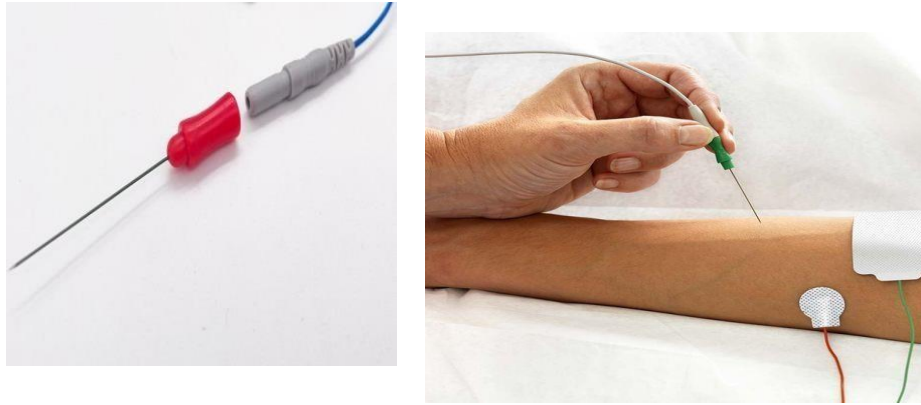


Figure II. 4 : Electrodes aiguille EMG [38].

Types d'électrodes intramusculaires :

- Aiguille mono polaire :
 - Une seule électrode active
 - Référence externe sur la peau
- Aiguille concentrique :
 - Électrode centrale entourée d'une gaine métallique servant de référence
- Fil fin implanté (fine wire) :
 - Fils souples implantés via une aiguille fine, souvent utilisés chez l'animal ou en recherche .

II.5. Amplification :

Après avoir suivi toutes les procédures nécessaires pour améliorer l'adhérence des électrodes exemple (l'enlèvement des poils, nettoyage de la peau et le bon placement des électrodes) on passera à L'étape d'amplification

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

II.5.1. Définition

L'amplification est le processus électronique par lequel l'amplitude d'un signal faible est augmentée sans en altérer sa forme, afin qu'il devienne suffisamment fort pour être traité, visualisé ou enregistré [13] [23] [35] [39].

A. Définition de l'amplificateur d'instrumentation

Un amplificateur d'instrumentation (en anglais Instrumentation Amplifier, ou IA) est un circuit électronique différentiel conçu pour amplifier la différence de potentiel entre deux signaux tout en rejetant les signaux communs (comme les interférences électriques ou le bruit de fond) .

C'est un type spécial d'amplificateur à hautes performances, caractérisé par :

- Un gain précis et réglable
- Une impédance d'entrée très élevée (idéal pour capteurs biologiques)
- Un très bon rejet du mode commun (CMRR, souvent supérieur à 80 dB)
- Une faible dérive thermique et une grande stabilité temporelle.

B. Schéma fonctionnel détaillé d'un amplificateur d'instrumentation (AI)

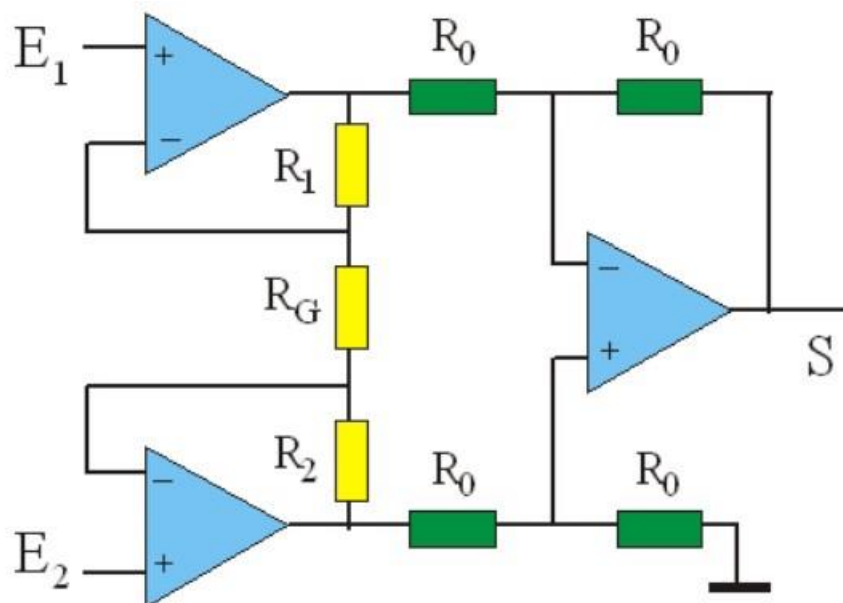


Figure II.5 : Amplificateur d'instrumentation [39].

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

Composé de :

- 3 amplificateurs opérationnels :
 - Deux amplis op d'entrée (buffers) → impédance d'entrée très élevée
 - Un troisième ampli op différentiel en sortie → calcul de la différence et gain final
- De résistances très précises et équilibrées (souvent internes), Parfois d'entrées symétriques blindées.

C. Principe de fonctionnement

- Il mesure la différence de tension entre deux entrées (V1 et V2),
- Cette différence est amplifiée par un facteur de gain (G),
- Les signaux parasites communs aux deux entrées (ex : bruit secteur) sont largement rejetés.

Formule de sortie :

$$V_{out}=G \cdot (V1-V2)$$

Gain de l'AI :

$$G=1+(2R2/R1)$$

Où :

$R1$: résistance fixe interne,

RG : résistance de gain externe (modifiable par l'utilisateur)

D. Composants réels utilisés

1. **L'AD8832** : également connu sous le nom de capteur d'électromyographie, est un capteur qui mesure les petits signaux électriques générés par vos muscles

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG



Figure II. 6 : Muscle sensor KitAd8832 [40].

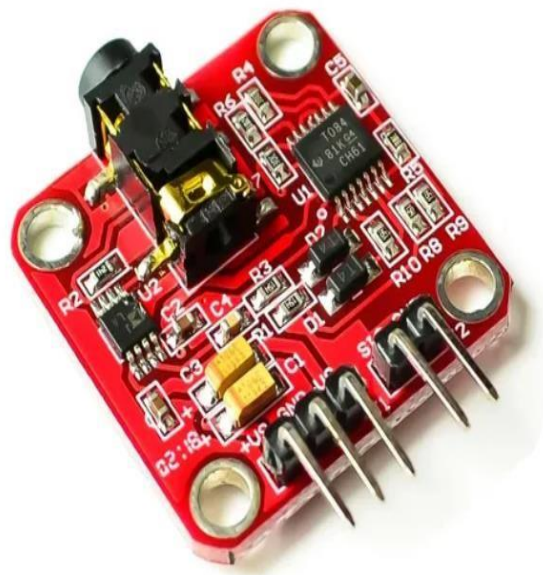


Figure II. 7: Ad8832 [41].

2. L'AD8221 : Est un amplificateur d'instrumentation de précision, conçu par Analog

Devices, destiné à l'amplification de signaux faibles en présence de bruit, tout en maintenant une très haute réjection du mode commun (CMRR).

L'AD8221 assure la pré-amplification du signal faible issu de la différence de potentiel mesurée entre les électrodes, permettant ainsi une première mise en forme du signal EMG.

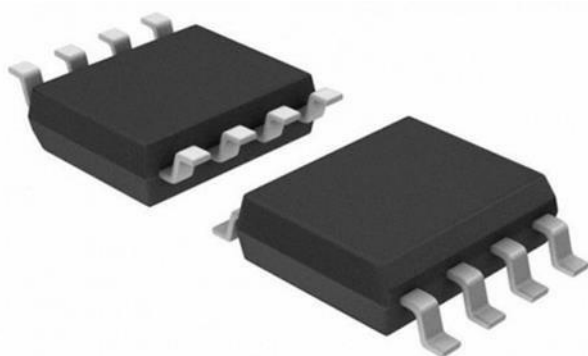


Figure II. 8 : Figure AD8221 [42].

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

II.5.2. Le rôle de l'amplification du signal EMG:

- Rendre le signal exploitable :

Le signal EMG brut est naturellement très faible, souvent de l'ordre de quelques microvolts (μV). Sans amplification, ce signal serait trop petit pour être enregistré, affiché ou analysé.

- Augmenter le rapport signal/bruit :

En amplifiant correctement le signal EMG, on cherche aussi à mieux séparer le signal utile (l'activité musculaire) du bruit de fond (parasites électriques, interférences, etc.).

- Préparer le signal pour le traitement :

Après amplification, le signal devient suffisamment fort pour subir d'autres traitements, comme la filtration, la rectification (prendre la valeur absolue), ou encore le lissage (calcul d'une enveloppe).

- Éviter la perte d'information :

Un signal trop faible pourrait être perdu dans les imperfections du système de mesure. L'amplification garantit que toutes les petites variations du signal musculaire soient bien captées.

II.6 Traitement du signal EMG

L'analyse du signal EMG implique plusieurs étapes :

- **Filtrage** : élimination des artéfacts (mouvement, interférences électriques).
- **Rectification** : conversion du signal en valeurs absolues.
- **Extraction de l'enveloppe** : mesure de l'intensité globale du signal.
- **Analyse temporelle et fréquentielle** : estimation de la fatigue, du temps de réaction, etc.
- **Détection de l'activation musculaire** : par seuillage ou méthodes statistiques.

II.6.1 Filtrage analogique :

Le filtrage analogique est un procédé électronique consistant à sélectionner ou supprimer certaines composantes fréquentielles d'un signal électrique en utilisant des circuits analogiques [13] [23] [35] [33].

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

Tableau II.3 : Type de bruit

Type de bruit	Fréquence typique	Origine principale	Solution de réduction
Bruit de Mouvement (Motion Artifacts)	< 20 Hz Signal à grande amplitude, basse fréquence	Déplacement des électrodes	Filtre passe-haut, fixation rigide
Bruit Électronique (Thermique ou Johnson Noise)	> 500 Hz Spectre large, bruit blanc, Amplitude faible	Composants électroniques	Filtre passe-bas, composants faible bruit
Cross-talk (Bruit dû à l'activité musculaire voisine)	20–450 Hz Similaire au signal utile, difficile à séparer Peut déformer l'interprétation du muscle activé	Muscles voisins non ciblés	Positionnement précis des électrodes
Bruit de Ligne (Power Line Interference)	50 / 60 Hz Sinusoïde stable mais perturbatrice	Appareils et alimentation secteur	Filtre notch, blindage, câblage soigné

II.6.1.1 Filtre Passe-Haut (High-Pass Filter – HPF)

A. Définition :

Un filtre passe-haut est un circuit qui laisse passer les hautes fréquences et atténue les basses fréquences en dessous d'une fréquence de coupure f_c

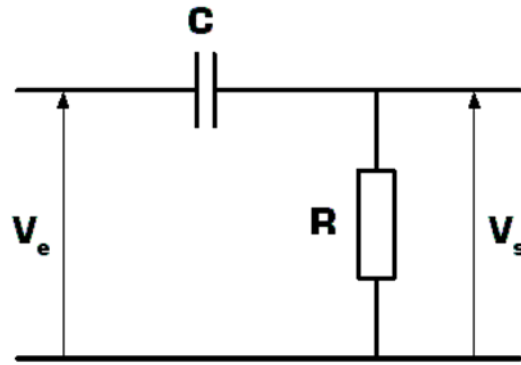


Figure II.9 : Filtre passe haut [43].

B. Fonctionnement :

Le condensateur bloque les basses fréquences (les charges ne se déplacent pas assez vite), mais laisse passer les hautes .

Formule de fréquence de coupure :

$$f_c = 1/2\pi RC$$

f_c :Fréquence de coupure

R : Résistance

C : capacité

II.6.1.2 Filtre Passe-Bas (Low-Pass Filter – LPF)

A. Définition :

Un filtre passe-bas laisse passer les basses fréquences et atténue les hautes fréquences au-delà d'une fréquence de coupure f_c

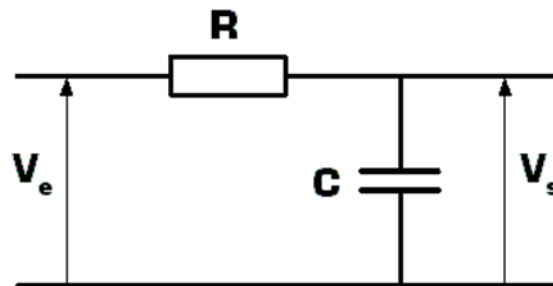


Figure II.10 : Filtre passe bas [44].

B. Fonctionnement :

Le condensateur court-circuite les hautes fréquences vers la masse .

II.6.1.3 Filtre Passe-Bande (Band-Pass Filter – BPF)

A. Définition :

Un filtre passe-bande laisse passer uniquement une plage de fréquences (bande passante) située entre deux fréquences de coupure f_{bas} et f_{haut}

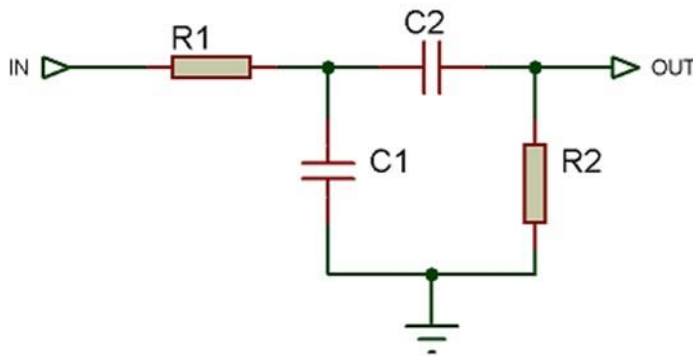


Figure II.11 : Filtre passe bande passif [45].

B. Fonctionnement :

- Combine un filtre passe-haut et un filtre passe-bas.
- Peut être analogique (RC ou amplificateur) ou numérique .

II.6.1.4 Filtre Notch (Réjecteur de Bande)

A. Définition :

Un filtre Notch est un filtre très sélectif qui supprime une seule fréquence bien précise, sans affecter le reste du signal.

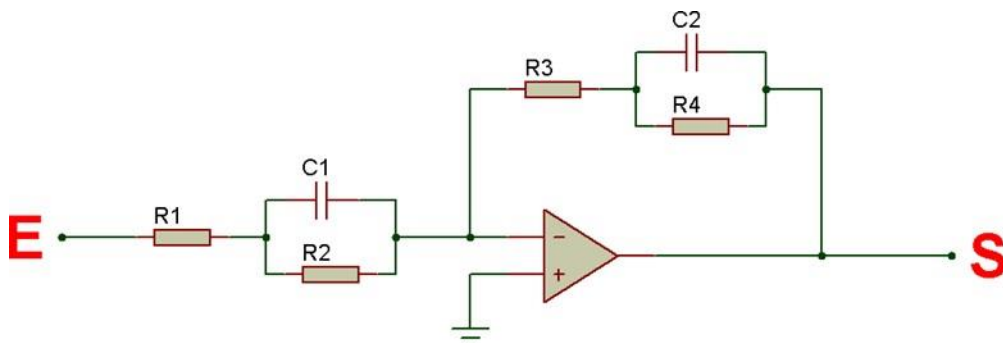


Figure II.12 : Filtre coupe bande [46].

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

B. Fonctionnement :

- Utilise une configuration appelée double T RC en analogique.
- En numérique, il est souvent implémenté par un filtre IIR .

➤ Rôle dans le signal EMG :

Éliminer les interférences dues au secteur électrique :

50 Hz (Europe, Afrique, etc.)

60 Hz (États-Unis, Canada)

Notch centré sur 50 Hz avec bande de rejet ± 1 Hz

II.6.2 L'Offset :

L'Offset est un processus de traitement du signal électromyogramme (EMG) qui consiste à transformer toutes les valeurs négatives du signal en valeurs positives. Cette opération est indispensable pour l'analyse quantitative du signal, notamment pour le calcul de l'amplitude moyenne, de l'énergie, ou encore de l'enveloppe du signal [23] [35].

II.6.2.1 Types de rectification

A. Rectification pleine (ou absolue)

- Méthode la plus utilisée en EMG de surface.
- Chaque valeur instantanée du signal est remplacée par sa valeur absolue.
- Elle conserve l'intégralité de l'information d'amplitude.

Formule mathématique :

$$x_{\text{rect}}(t) = |x(t)|$$

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

B. Rectification demi-onde

- Seules les valeurs positives sont conservées, les négatives sont mises à zéro.
- Moins précise, perte d'information importante.
- Parfois utilisée pour simplifier certains circuits analogiques.

Formule :

$$x_{\text{rect}}(t) = \begin{cases} x(t) & \text{si } x(t) > 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

C. Rectification analogique

- **Rectification simple à diode (demi-onde)**

Composants : 1 diode + 1 résistance + une source sinusoïdale (EMG simulé)

- **Rectification complète (double alternance)**

On Utilise un pont de Graetz (4 diodes en pont)

- **Rectification de précision (pour signal faible comme EMG)**

On utilise un amplificateur opérationnel (AOP) + 1 ou 2 diodes Résistances pour mise en forme du gain + Condensateur si besoin

II.6.3. L'extraction de l'enveloppe

L'extraction de l'enveloppe d'un signal EMG est un processus de traitement du signal qui vise à isoler la composante d'amplitude globale du signal myoélectrique au cours du temps. Elle permet de représenter l'intensité de l'activation musculaire de manière continue, tout en supprimant les oscillations rapides dues à la nature brute du signal EMG [23].

Chapitre II : Adaptation et filtrage du signal EMG

- **Filtrage passe-bas (extraction de l'enveloppe)**
 - Supprime les composantes rapides restantes
 - Conserve uniquement la tendance générale d'amplitude
 - Fréquence de coupure typique : 3–10 Hz
 - Lisse le signal
 - Donne une enveloppe temporelle claire

Formule simple pour une extraction numérique (filtrage exponentiel)

$$y[n] = \alpha \cdot |x[n]| + (1 - \alpha) \cdot y[n - 1]$$

Pour implémenter une enveloppe dans MATLAB ou Python :

Avec :

$x[n]$: signal EMG brut

$y[n]$: enveloppe

α : constante de lissage (typiquement 0,01 à 0,1)

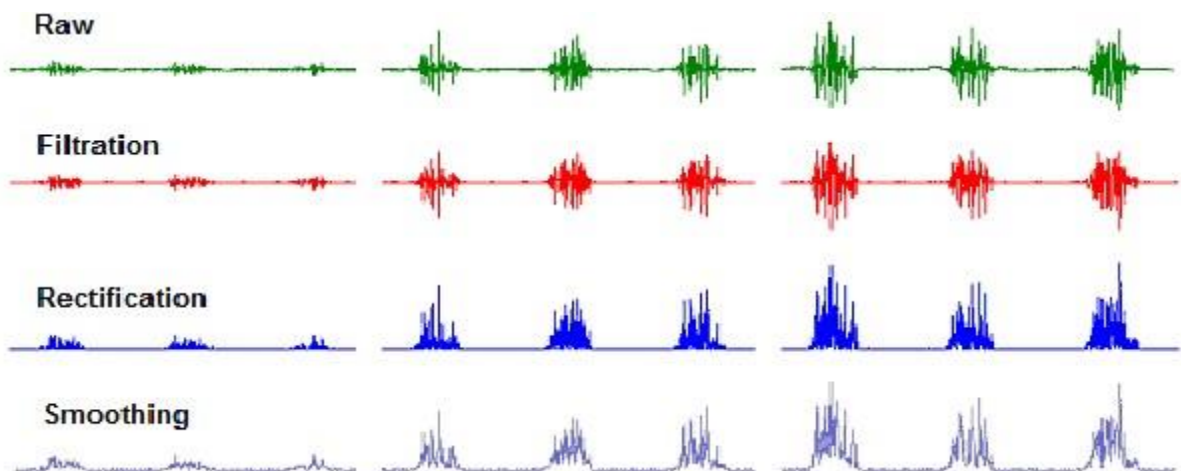


Figure II. 13: Signal EMG traité [47].

Chapitre II :Adaptation et filtrage du signal EMG

D'après la figure II. On constate que :

Vert : signal brut, aucun traitement n'a été appliqué jusqu'à ce moment.

Rouge : signal filtré, une limite a été créée pour le signal, excluant tout ce qui en sort.

Bleu : signal rectifié, toutes les valeurs négatives ont été transformées en positives et additionnées.

Violet : signal lissé, une enveloppe linéaire a été créée et les parties extrêmes du signal ont été exclues

II.7 Conclusion :

Ainsi, après avoir prétraité, filtré et extrait les caractéristiques essentielles du signal EMG, nous disposons désormais d'un signal exploitable, prêt à être interprété par le microcontrôleur pour piloter la main bionique."

Chapitre III : Conception mécanique et électronique d'une main bionique

III.1 Introduction :

La conception d'une main bionique nécessite l'intégration harmonieuse d'éléments mécaniques et électroniques. La partie mécanique vise à reproduire les mouvements humains avec précision, tandis que la partie électronique assure la détection, le traitement et l'interprétation des signaux musculaires pour contrôler les actionneurs.

Ce chapitre expose les choix de conception adoptés pour garantir à la fois performance fonctionnelle et efficacité du système.

III.2 Conception mécanique

La conception mécanique d'une prothèse bionique désigne l'ensemble des étapes visant à concevoir, modéliser et assembler les composants physiques d'un dispositif artificiel (comme une main) capable de reproduire les mouvements et fonctions d'un membre humain.

Ce processus comprend la modélisation 3D des pièces (doigts, articulations, paume, etc.), le choix des matériaux, la définition des degrés de liberté, et la mise en place des mécanismes de mouvement (engrenages, câbles, servomoteurs), tout en respectant des contraintes biomécaniques, ergonomiques et fonctionnelles.

III .2.1 Processus de conception mécanique

L'analyse fonctionnelle est une étape essentielle permettant de définir les fonctions principales et contraintes liées à la prothèse.

L'objectif principal est de restaurer la capacité de préhension chez une personne ayant perdu l'usage de sa main.

A. Modélisation 3D

Afin de développer un modèle de conception du bras bionique, il faut d'abord déterminer les caractéristiques structurelles du bras humain. En d'autres termes, il est nécessaire de déterminer le nombre d'articulations, les paramètres de longueur, de largeur de chaque doigt ainsi que la longueur et la circonférence de l'avant bras. Afin d'obtenir un bras artificiel de la même taille qu'un bras humain, les caractéristiques d'un bras d'un homme adulte (des valeurs moyennes) on a :

- Longueur du bras (épaule jusqu'au poignet) : environ 60 cm en moyenne.
- Longueur de l'avant-bras (coude au poignet) : environ 25 à 30 cm.
- Dimensions de la paume :
 - Largeur moyenne : environ 8 cm.
 - Longueur de la paume (poignet jusqu'à la base des doigts) : environ 12 cm.

On a plusieurs logiciels à utiliser par exemple Ultimaker SolidWorks ..., Solidworks est le plus reconnu comme l'un des outils de conception les plus utilisés par les ingénieurs et concepteurs dans les phases de développement [4] [13].

B. SolidWorks

SolidWorks est un **logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO en 3D)** développé par Dassault Systèmes. Il est principalement utilisé par les ingénieurs, les concepteurs et les industriels pour modéliser, simuler, documenter et gérer des produits mécaniques ou techniques grâce à sa richesse fonctionnelle [13] [48].

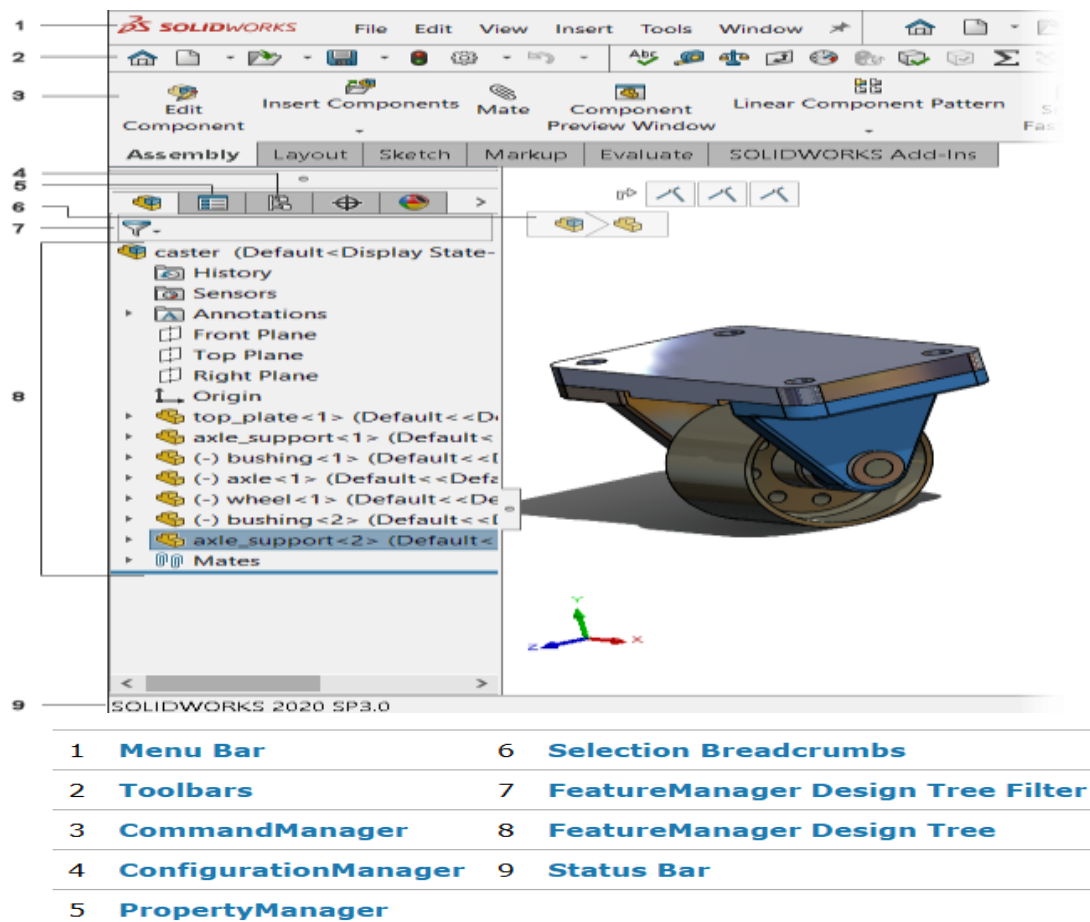


Figure III.1: Logiciel SOLIDWORKS [49].

Caractéristiques de SOLIDWORKS

- Conception CAO 3D simple mais sophistiquée
- Utilisation de modèles et de la bibliothèque CAO pour une meilleure efficacité
- Automatisation et réutilisation des conceptions pour accélérer le processus
- Des outils d'estimation des coûts vous permettent de suivre l'évolution en temps réel
- Assurez-vous que les risques potentiels sont détectés rapidement grâce au contrôle des interférences
- Produisez rapidement des dessins 2D pour la production
- Créez facilement des animations et des rendus photoréalistes

Pour la structure de la main, on utilise le modèle CAO open source du projet InMoov, qui offre l'avantage de permettre un mouvement indépendant de chaque doigt grâce à un système de tendons individuels assurant à la fois la contraction et l'extension.

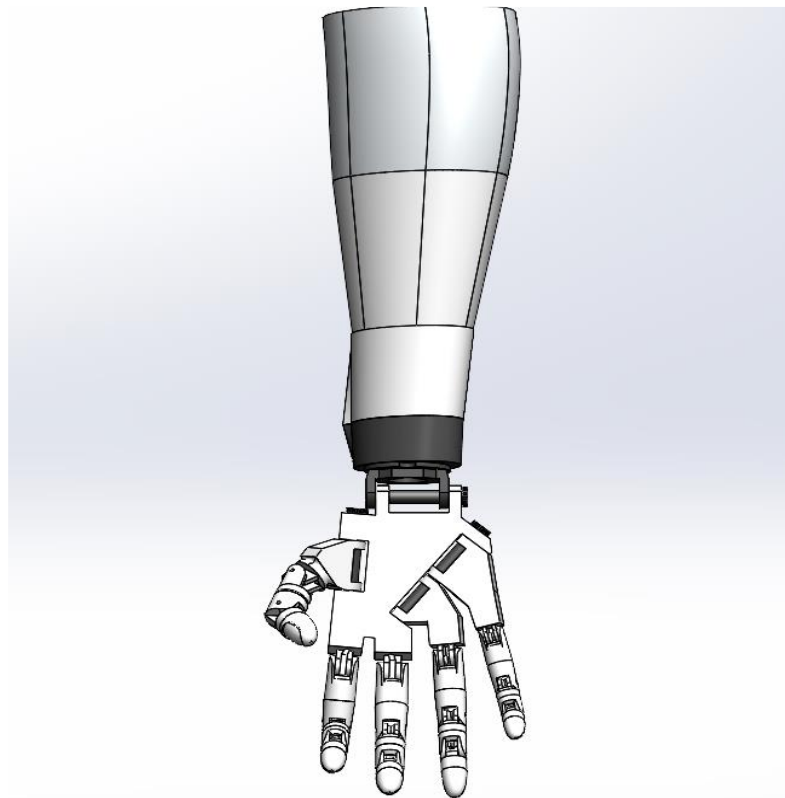


Figure III.2 : Représentation de la main bionique sous SOLIDWORK [50].

Chapitre III : Conception mécanique et électronique d'une main bionique

La main bionique peut être contrôlée en contractant les muscles qui sont utilisés de la même manière que pour ouvrir et fermer une main humaine. La figure ci-dessous montre une vue isométrique des différentes positions de notre main bionique

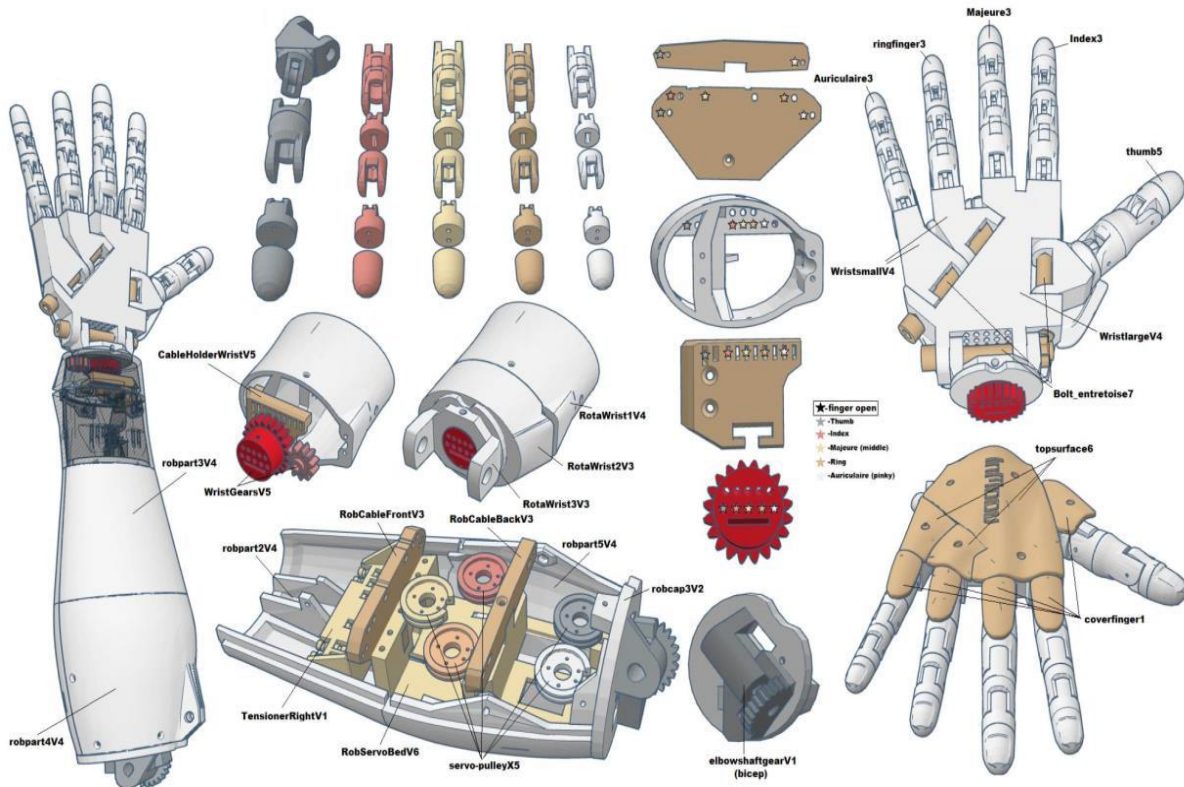


Figure III.3 : Pièces de la prothèse et leurs placements [51].

C. L'impression 3D

L'impression 3D utilise la technologie FDM (Fused Deposition Modeling). Cette technologie a été privilégiée en raison de sa disponibilité, de son faible coût et de sa capacité à produire des pièces robustes et fonctionnelles dans un délai raisonnable.

Le matériau utilisé pour l'ensemble des pièces est le PLA (acide polylactique), un bioplastique d'origine végétale, choisi pour ses caractéristiques favorables à l'impression (faible retrait, rigidité, facilité d'adhésion au plateau) et pour sa compatibilité mécanique avec l'usage envisagé. Dans certains cas spécifiques, notamment pour les pièces soumises à des efforts répétés (comme les articulations ou les supports moteurs), des renforts ou des doublages ont été intégrés dans la conception pour accroître la durabilité [4] [13].

- **Imprimante 3D Prusa i3 MK3S**

La Prusa i3 MK3S est particulièrement adaptée pour l'impression de composants de la main bionique grâce à sa précision, sa capacité à gérer des filaments techniques, et sa compatibilité avec les fichiers CAO exportés depuis SolidWorks (via un slicer comme PrusaSlicer). Elle permet de produire des pièces robustes, fonctionnelles et personnalisables à moindre coût.



Figure III.4 : Imprimante 3D Prusa i3 MK3S [52]

- **Caractéristiques techniques principales :**

Tableau III.1 : Caractéristique technique d'impression 3D

Technologie d'impression	FDM (dépôt de filament fondu)
Volume d'impression	250 x 210 x 210 mm
Épaisseur de couche	0,05 mm à 0,35 mm, offrant une très haute résolution
Vitesse d'impression	Jusqu'à 200 mm/s
Filaments compatibles	PLA, ABS, PETG, TPU, ASA, PC, et autres
Lit chauffant	Magnétique avec surface amovible en acier PEI pour une excellente adhérence
Détection de fin de filament	Incluse, avec pause automatique pour remplacement
Capteur de filament	Détecte la présence et le mouvement du filament

Reprise après coupure de courant	Le système mémorise la progression et reprend l'impression
Système de calibration	Système automatique du plateau
Carte mère	Silencieuse, avec pilotes Trinamic pour un fonctionnement quasi inaudible
Contrôle	Ecran LCD et carte SD, USB en option

- **PLA (L'acide polylactique) :**

L'acide polylactique (PLA) est un bioplastique fabriqué à partir de ressources renouvelables telles que l'amidon de maïs, la canne à sucre ou la betterave. Il s'agit d'un polymère biodégradable appartenant à la famille des polyesters.

Contrairement aux plastiques issus du pétrole, le PLA est considéré comme plus respectueux de l'environnement, car il est biosourcé et compostable industriellement.

Le PLA est un matériau idéal pour l'impression rapide, précise et écologique de pièces non structurales, ce qui en fait un excellent choix pour les prototypes ou certaines parties du bras bionique [13].



Figure III.5 : PLA [53].

- **Les étapes d'impression 3D**

La première étape de l'impression 3D débute généralement par la conception assistée par ordinateur (CAO). Dans le cadre de notre projet, nous avons utilisé le logiciel SolidWorks pour modéliser les différentes pièces mécaniques.

Une fois la conception terminée, le modèle 3D est exporté au format STL (Standard Tessellation Language), un format standard qui décrit la géométrie de l'objet.

L'étape suivante consiste à sélectionner le matériau d'impression. Le PLA (acide polylactique), un polymère biodégradable largement utilisé en impression 3D pour sa facilité d'utilisation et sa bonne rigidité.

Le fichier STL est ensuite importé dans un logiciel de tranchage (slicer), tel que Cura ou PrusaSlicer.

Ce logiciel convertit le modèle 3D en G-code, un langage machine contenant les instructions précises que l'imprimante suivra (trajectoires de la buse, vitesses, températures, etc.).

Enfin, le processus d'impression peut commencer. L'imprimante 3D construit l'objet couche par couche, selon les instructions du G-code. Le temps nécessaire dépend de plusieurs facteurs, tels que la taille de l'objet, la résolution choisie, le type de matériau, et les caractéristiques de l'imprimante. L'impression peut durer de quelques minutes à plusieurs heures.

Quand on assure que l'imprimante à imprimer toutes les pièces nécessaires on passe à l'étape finale qui est l'assemblage de la main bionique.

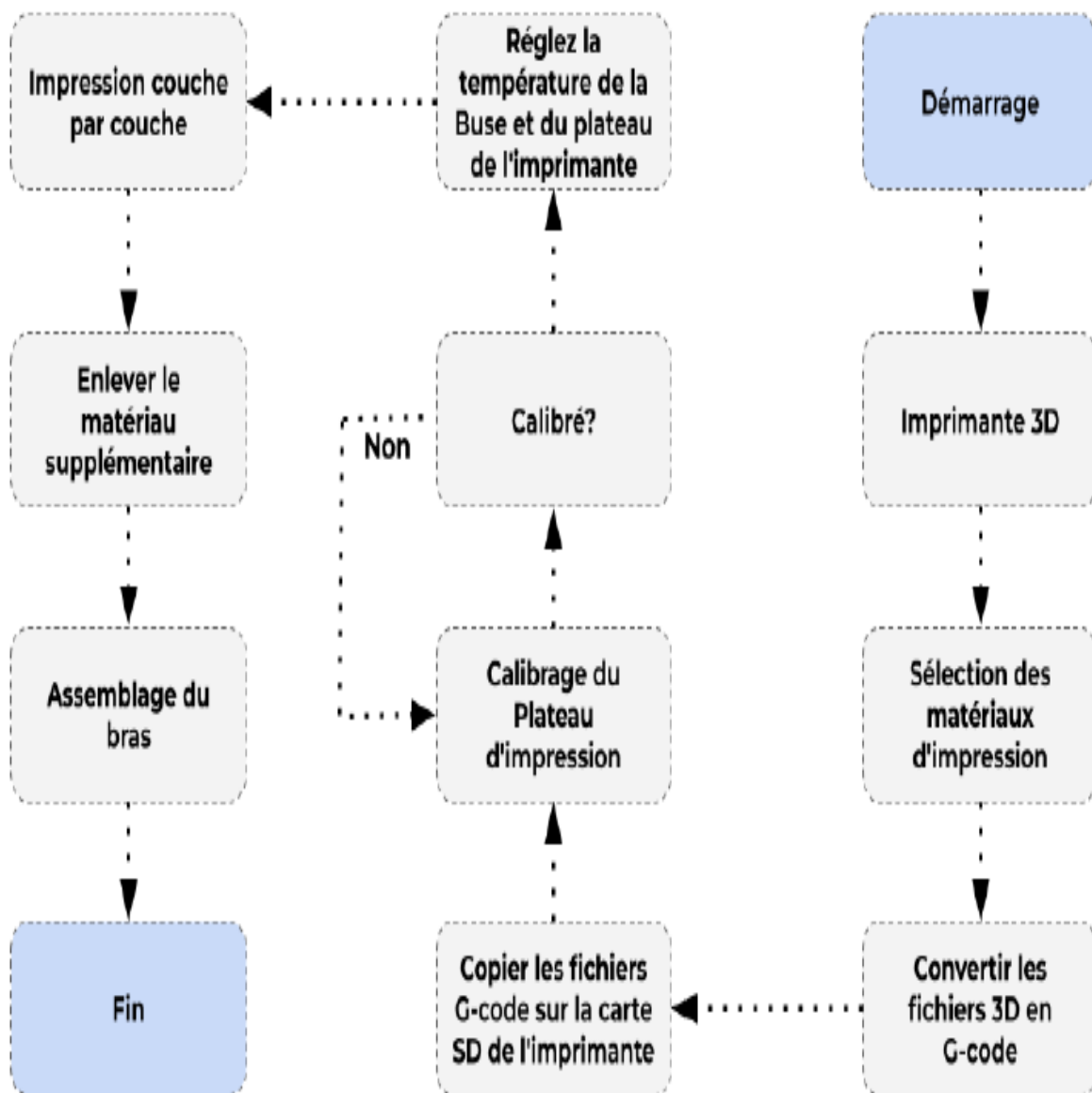


Figure III.6 : Processus d'impression [54].

III.3 Conception électronique :

III.3.1 Servomoteur :

A. Définition :

Un servomoteur est un dispositif électromécanique qui permet de contrôler précisément la position angulaire d'un axe de rotation. Il est constitué principalement d'un moteur à courant continu (DC), d'un ensemble d'engrenages pour la réduction de vitesse et l'augmentation du couple, ainsi que d'un système de retour d'information (généralement un potentiomètre) permettant de comparer la position réelle à la position désirée [2] [4].

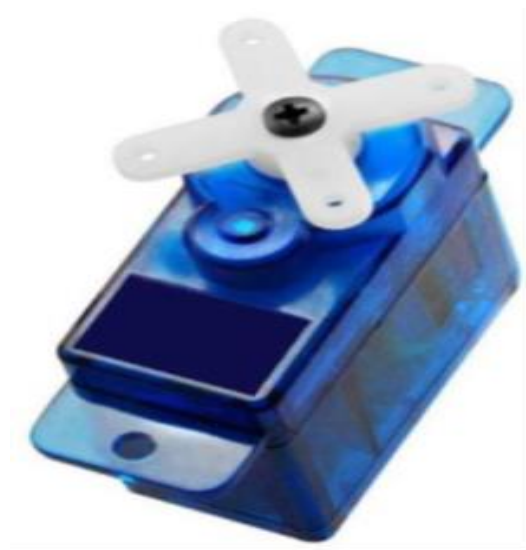


Figure III.7 : Servomoteur [56].

B. Architecture interne d'un servomoteur

Le servomoteur standard (comme le SG90 ou le MG996R) est composé des éléments suivants :

- Moteur DC :
 - Fournit la force mécanique brute.
- Réducteur (engrenage) :
 - Réduction de la vitesse de rotation du moteur
 - Augmentation du couple (force utile)
- Capteur de position (potentiomètre) :
 - Connecté mécaniquement à l'arbre de sortie
 - Retourne une tension proportionnelle à la position angulaire
- Circuit de contrôle interne :
 - Compare la tension du potentiomètre avec celle issue du signal de commande (PWM)
 - Ajuste la vitesse et le sens du moteur pour minimiser l'erreur de position

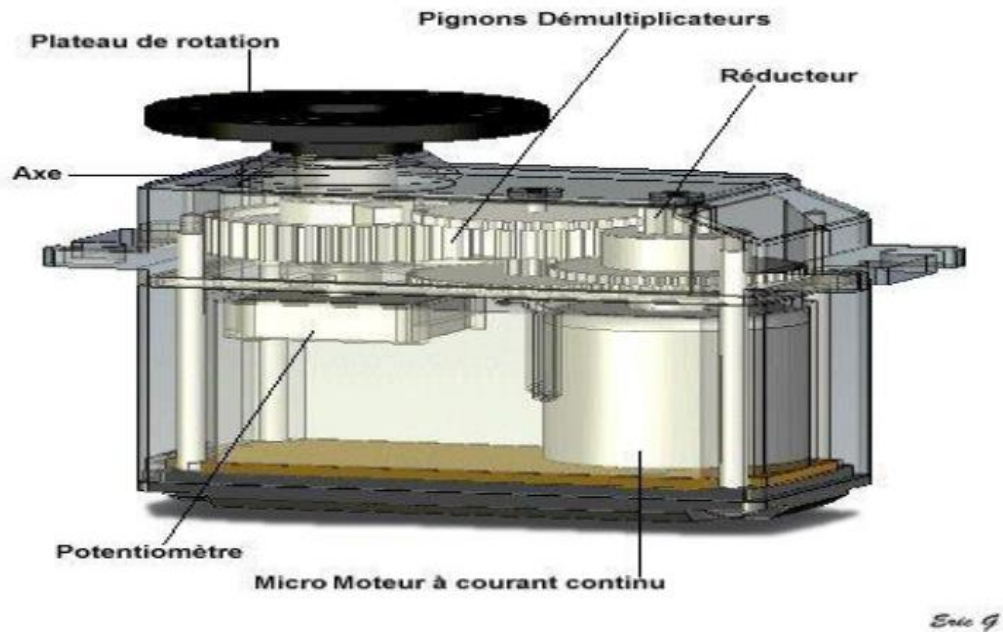


Figure III.8 : Architecture servomoteur [57].

C. Caractéristique d'un servomoteur

Chaque servomoteur classique est caractérisé essentiellement par :

- La tension d'alimentation V_{cc} de 4 à 9V continu
- Le signal PWM de commande 1/0
- L'intensité nominale
- La vitesse de rotation nominale
- Le poids

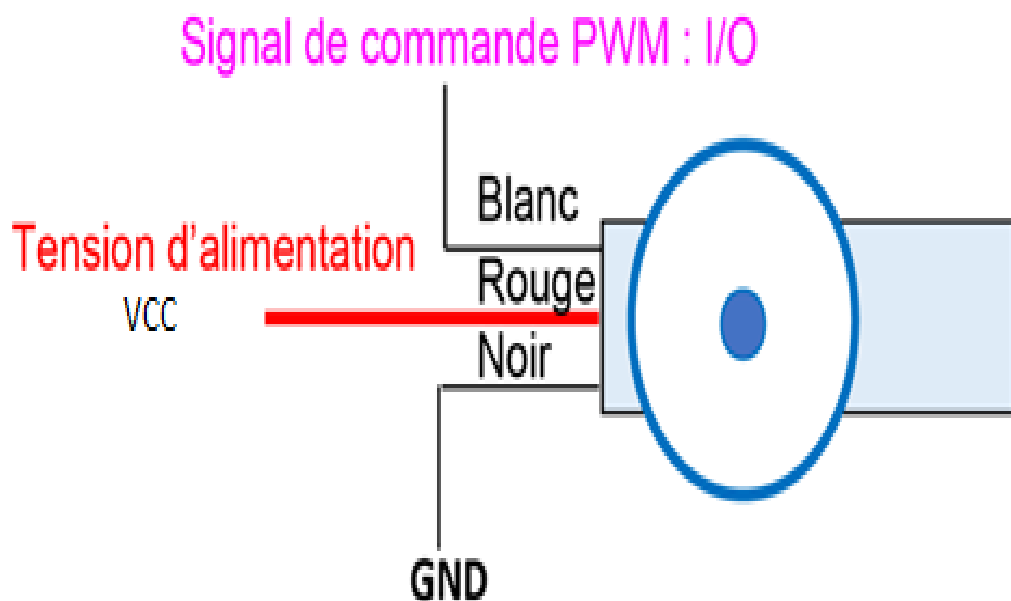


Figure III.9 : Caractéristiques d'un servomoteur [56].

D. Commande d'un servomoteur

Le servomoteur est commandé par un signal PWM (modulation de largeur d'impulsion), où la largeur de l'impulsion détermine l'angle de rotation. Contrairement aux moteurs classiques, le servomoteur ne tourne pas librement en continu : il se positionne à un angle spécifique selon le signal reçu, ce qui le rend idéal pour des applications nécessitant un contrôle de position, comme les bras robotiques, les systèmes de visée, ou encore les mains bioniques [2] [58].

Paramètres du signal PWM (pour servos standards) :

- Fréquence : 50 Hz (Période = 20 ms)

Le signal que nous allons devoir générer doit avoir une fréquence fixe de 50 Hz. Autrement dit, le temps séparant deux fronts montants est de 20 ms. Je rappelle la formule qui donne la

relation entre la fréquence (F) et le temps de la période du signal (T) : $F = 1/T$



Figure III.10 : Période T du PWM pour un servomoteur [58].

- Largeur d'impulsion :
 - 1 ms = 0°
 - 1.5 ms = 90°
 - 2 ms = 180°

La durée de l'état HAUT compose l'essentiel du signal. Car c'est selon elle que le servomoteur va savoir comment positionner son bras à un angle précis. En fait, un signal ayant une durée d'état HAUT très faible donnera un angle à 0°, le même signal avec une durée d'état HAUT plus grande donnera un angle au maximum. Le servo est limité entre une valeur de 1ms au minimum et au maximum de 2ms.

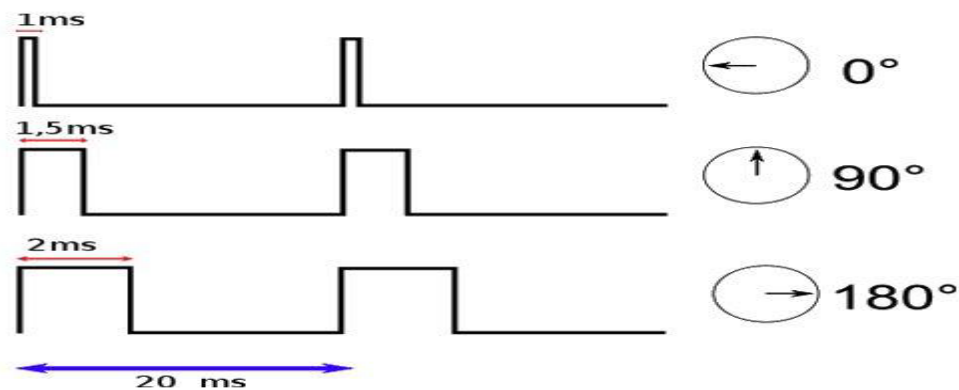


Figure III.11 : Rapport cyclique en angle [58].

Si maintenant on veut fixer notre servomoteur sur un angle précis, il va falloir faire jouer le temps de l'état HAUT.

$$t_{on} = Q \cdot T / 180^\circ$$

III.3.2 Signal PWM (Pulse Width Modulation)

A. Définition :

Le PWM (en français : modulation de largeur d'impulsion) est une méthode de commande largement utilisée en électronique embarquée pour simuler un signal analogique à l'aide d'un signal numérique. Le principe de fonctionnement repose sur l'émission d'un signal rectangulaire (ou signal carré) dont la fréquence est constante mais dont la durée pendant laquelle le signal reste à l'état haut (niveau logique 1 ou tension élevée) peut varier. Cette durée est appelée TON, et la période totale du signal est notée T [58] [59].

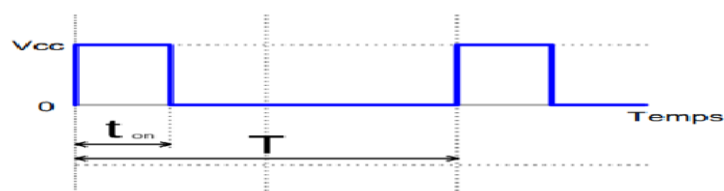


Figure III.12 : PWM [60].

Le rapport entre ces deux grandeurs est appelé rapport cyclique ou duty cycle, noté, défini par la relation suivante :

Duty Cycle = (On time of signal / total timer period of signal) (%)

$$\alpha = t_{on} / T \times 100$$

Ce rapport est exprimé en pourcentage.

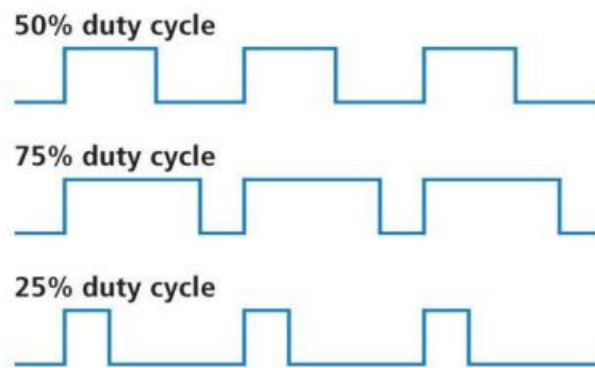


Figure III.13 : Rapport cyclique en pourcentage [61].

On a :

Si $t_{on}=0$ alors $\alpha=0\%$ et la tension moyenne de sortie est nulle.

Si $t_{on}=T$ alors $\alpha=100\%$ et la tension moyenne de sortie est égale à V_{cc} [60].

$$V_{MOY} = (T_{on} \times V_{cc}) / T$$

B. Techniques de génération de modulation de largeur d'impulsion

Deux méthodes sont utilisées pour générer la PWM :

1. La génération de PWM en utilisant des circuits numériques comme le microcontrôleur.
2. La génération de PWM à l'aide de circuits analogiques tels que les amplificateurs opérationnels et les circuits comparateurs.

C. Processus de génération du MLI

1. Entrée analogique (RA0/AN0) :

Le signal analogique arrive sur la broche ex : RA0, configurée comme entrée analogique AN0.

Cette broche est reliée en interne au module ADC du PIC.

2. Sélection du canal ADC (ADCON0) :

- Le registre ADCON0 sélectionne quel canal analogique est actif (ici AN0).
- Le même registre active l'ADC et démarre la conversion.

Ce qui se passe physiquement :

Un multiplexeur analogique interne connecte la broche AN0 au convertisseur ADC.

3. Conversion analogique-numérique (ADC)

- Le module ADC mesure la tension analogique
- Il la compare à une référence de tension interne
- Il convertit cette tension en une valeur numérique sur 10 bits

À l'intérieur :

Un comparateur et un compteur successif divisent la tension de référence jusqu'à ce qu'elle "corresponde" au signal.

C'est le principe de la conversion SAR (Successive Approximation Register).

4. Résultat ADC (ADRESH & ADRESL)

- Le résultat de la conversion est placé dans deux registres :
- ADRESH : les 8 bits de poids fort
- ADRESL : les 2 bits de poids faible (si justifié à droite)

Ce que ça signifie :

Le PIC "sait" maintenant, sous forme numérique la valeur combien

5. Traitement logiciel (dans le CPU)

- Le CPU du PIC lit la valeur ADRESH, ADRESL
- Il effectue un calcul dans ses registres internes (généralement une division ou mise à l'échelle)
- Il prépare une valeur pour le duty cycle du PWM

À ce moment-là :

Le PIC a une valeur entre 0 et 1023 qu'il veut traduire en largeur d'impulsion PWM.

6. Configuration du module PWM (CCP)

- Le module PWM est contrôlé par :
- Le registre CCPR1L (8 bits poids fort du duty)
- Le registre CCP1CON (2 bits poids faible du duty)
- Le timer interne Timer2 définit la période du signal PWM
- Le PIC combine ces valeurs pour générer une impulsion de largeur variable.

TABLE 15-1: CCP MODE – TIMER RESOURCE

CCP/ECCP Mode	Timer Resource
Capture	Timer1 or Timer3
Compare	Timer1 or Timer3
PWM	Timer2

Figure III.14 : TIMER associer au PWM [62].

7. Génération du signal PWM (sortie RC2)

- À chaque cycle du Timer2, le module CCP :
- Commence l'impulsion (niveau haut)
- Compare le compteur du Timer2 avec la valeur du duty cycle
- Passe au niveau bas quand le compteur atteint la valeur
- Ce cycle se répète, générant un signal carré avec un rapport cyclique variable

Ce signal sort physiquement de la broche [62] [63] [64].

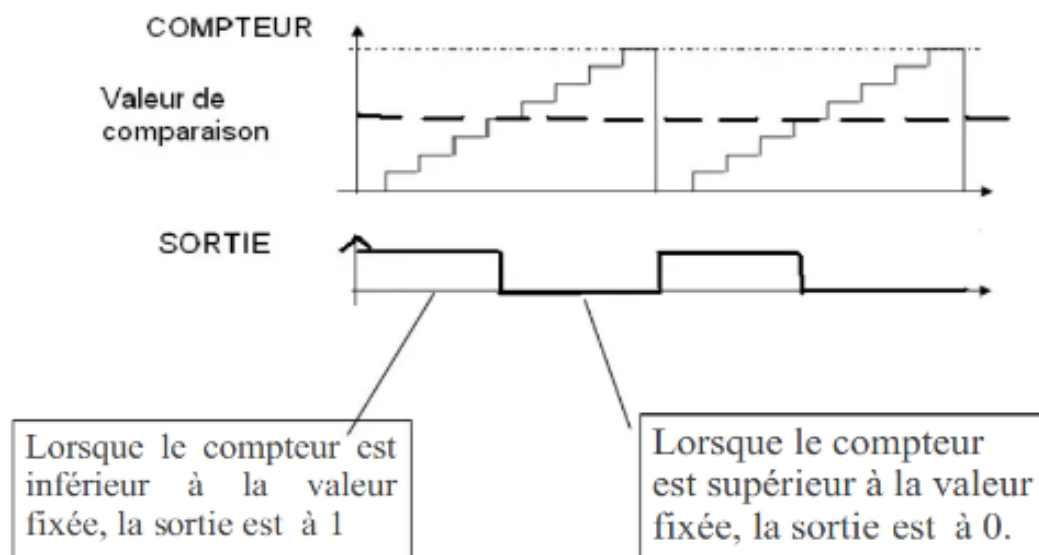


Figure III.15 : Principe de génération PWM [62].

FIGURE 8-3: SIMPLIFIED PWM BLOCK DIAGRAM

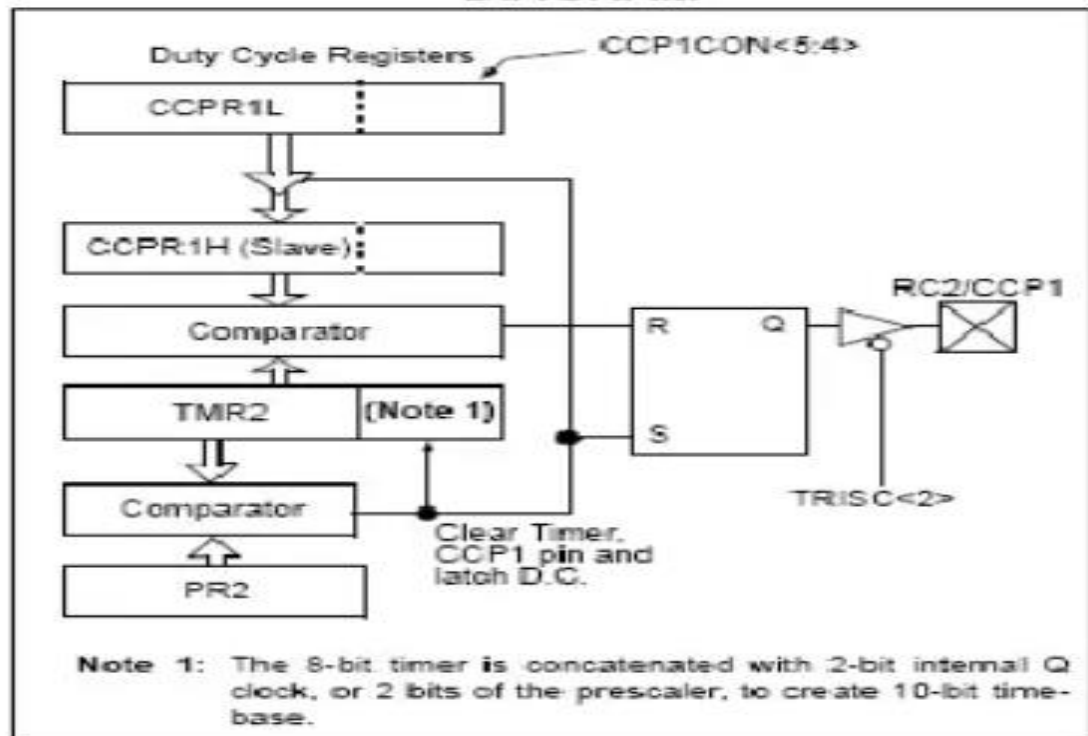


Figure III.16 : Schéma block de génération PWM [62].

Fréquence :

Valeur de comptage max
fixée par le registre PR2
du Timer 2

Rapport cyclique :

Valeur de comparaison
fixée par le registre CCPR1H
du module CCP

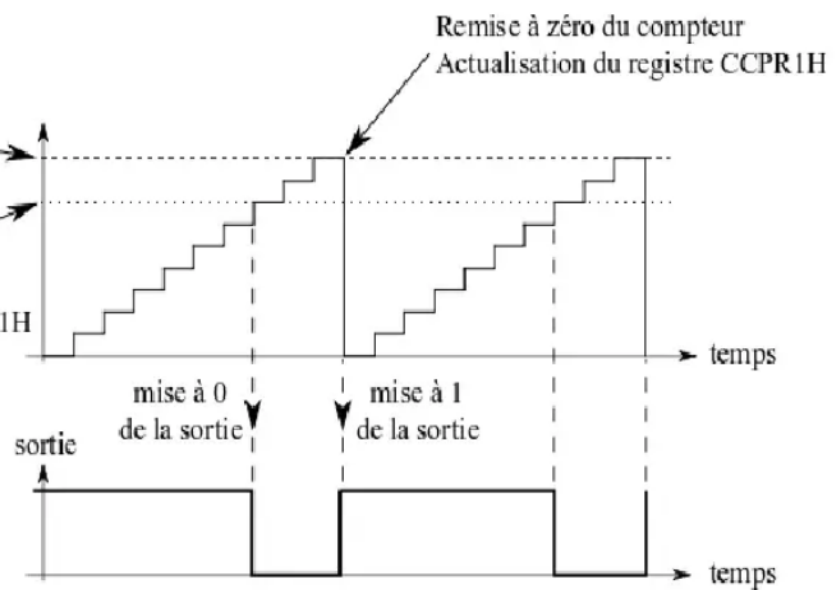


Figure III.17 : Processus de génération MLI [62].

III.3.3 Microcontrôleur ATMEGA 328P

III.3.3.1 Définition:

Le microcontrôleur ATmega328P est un circuit intégré programmable appartenant à la famille des microcontrôleurs AVR 8 bits développée par Microchip Technology. Il repose sur une architecture RISC (Reduced Instruction Set Computing), optimisée pour l'exécution rapide d'instructions en un seul cycle d'horloge. Doté de 32 Ko de mémoire Flash, de 2 Ko de SRAM et de 1 Ko d'EEPROM, il permet le stockage et l'exécution de programmes embarqués tout en conservant une faible empreinte mémoire.

Fonctionnant à une fréquence pouvant atteindre 20 MHz, ce microcontrôleur intègre également plusieurs périphériques matériels tels que des convertisseurs analogique-numérique (ADC) 10 bits, des interfaces de communication série (UART, SPI, I²C), ainsi que des timers permettant la gestion précise du temps et la génération de signaux PWM. Grâce à sa faible consommation énergétique et à sa compatibilité avec les plateformes de prototypage comme Arduino, l'ATmega328P constitue une solution fiable et accessible pour les applications embarquées, notamment dans les domaines de la robotique, de l'automatisation, de la domotique et de l'acquisition de données biomédicales [65].

III.3.3.2 Structure interne du microcontrôleur ATmega328P

L'ATmega328P est un microcontrôleur 8 bits appartenant à la famille AVR de Microchip Technology, conçu pour offrir un bon compromis entre performances, consommation énergétique et simplicité de mise en œuvre. Son architecture repose sur un modèle Harvard modifié, qui sépare physiquement la mémoire de programme et la mémoire de données, ce qui permet une exécution plus rapide des instructions.

La structure interne de l'ATmega328P se compose de plusieurs blocs fonctionnels interconnectés, chacun jouant un rôle précis dans le fonctionnement global du microcontrôleur [65] [66].

1. Unité centrale de traitement (CPU)

Le cœur du microcontrôleur est le CPU AVR 8 bits, qui exécute les instructions stockées dans la mémoire Flash.

- Basé sur une architecture RISC (Reduced Instruction Set Computing), il exécute la majorité des instructions en un seul cycle d'horloge.
- Il dispose de 32 registres de travail généraux (R0 à R31), directement connectés à l'unité arithmétique et logique (ALU).
- L'unité de contrôle du CPU gère :
 - Le décodage des instructions.
 - L'exécution logique et arithmétique.
 - La gestion des interruptions et des sauts.

2. Mémoires intégrées

Le microcontrôleur ATmega328P intègre trois types de mémoire :

- Mémoire Flash (32 Ko) :
 - Non volatile, utilisée pour stocker le programme.
 - Réinscriptible jusqu'à 10 000 fois.
 - 0.5 Ko est souvent réservé au bootloader (dans le cas d'une carte Arduino).
- Mémoire SRAM (2 Ko) :
 - Volatile, utilisée pour stocker les variables en cours d'exécution.
 - Accès rapide pour le CPU.
- Mémoire EEPROM (1 Ko) :
 - Non volatile, utilisée pour stocker les données utilisateur persistantes (paramètres, configurations...).
 - Réinscriptible jusqu'à 100 000 fois.

3. Oscillateur et système d'horloge

Le fonctionnement du microcontrôleur dépend d'une horloge principale qui cadence toutes les opérations internes.

- L'ATmega328P peut utiliser :
 - Un oscillateur interne RC (8 MHz ou 128 kHz).
 - Un oscillateur externe à quartz (jusqu'à 20 MHz, 16 MHz dans la plupart des cartes Arduino).
- Des préscaleurs permettent de diviser la fréquence de l'horloge pour optimiser la consommation.

4. Timers / Compteurs

Le microcontrôleur intègre trois minuteriers :

- Deux timers 8 bits (Timer0 et Timer2).
- Un timer 16 bits (Timer1).

Ces timers permettent :

- La génération de signaux PWM (pour moteurs, LEDs...).
- La mesure du temps (délais, événements).
- Le comptage d'impulsions.
- Le déclenchement d'interruptions périodiques.

5. Convertisseur Analogique – Numérique (ADC)

L'ATmega328P intègre un convertisseur ADC 10 bits, permettant de convertir un signal analogique en une valeur numérique comprise entre 0 et 1023.

- Jusqu'à 8 canaux d'entrée (sur boîtier DIP) ou 10 canaux (sur boîtier TQFP).
- Tension de référence sélectionnable (AVcc, AREF externe, tension interne de 1.1V).
- Fréquence d'échantillonnage typique de 10 kSPS

6. Interfaces de communication

Le microcontrôleur dispose de plusieurs interfaces matérielles pour la communication série :

- USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter) :
 - Pour la communication série avec un PC, un module Bluetooth, etc.
 - Utilise les broches RX (PD0) et TX (PD1).

- SPI (Serial Peripheral Interface) :
 - Communication synchrone maître/esclave.
 - Utilisée avec des mémoires externes, modules radio, etc.
- I²C (appelé TWI – Two Wire Interface) :
 - Protocole de communication série sur deux fils (SDA et SCL).
 - Utilisé pour communiquer avec des capteurs, EEPROM, etc.

7. Ports d'entrée/sortie numériques (I/O)

Le microcontrôleur dispose de 23 lignes d'E/S numériques, réparties sur trois ports :

- PORTB, PORTC, PORTD.

Chaque broche peut être configurée individuellement comme :

- Entrée, Sortie, ou Entrée avec résistance de pull-up.
- Certaines broches ont des fonctions secondaires : PWM, ADC, communication série, etc.
- Les opérations de lecture/écriture sont directes via les registres PORTx, PINx, DDRx.

8. Système d'interruptions

L'ATmega328P prend en charge les interruptions, permettant de répondre rapidement à des événements internes ou externes sans interrompre totalement le programme principal.

- Interruptions externes : INT0, INT1.
- Interruptions internes : timers, ADC, transmission série, etc.
- Les priorités d'interruption sont fixes.

9. Système de gestion de l'alimentation

Pour les applications sur batterie ou basse consommation, le microcontrôleur offre plusieurs modes de veille :

- Idle : CPU arrêté, périphériques actifs.
- ADC Noise Reduction : réduit le bruit pendant les conversions analogiques.
- Power-down / Power-save : consommation minimale, réveil par interruption.

- Standby : oscillateur actif, réveil rapide.

Ces modes permettent de prolonger la durée de vie énergétique du système.

10. Bloc de programmation (ISP)

Le microcontrôleur peut être programmé via une interface In-System Programming (ISP), ce qui permet de le reprogrammer directement sur le circuit sans le retirer [66]

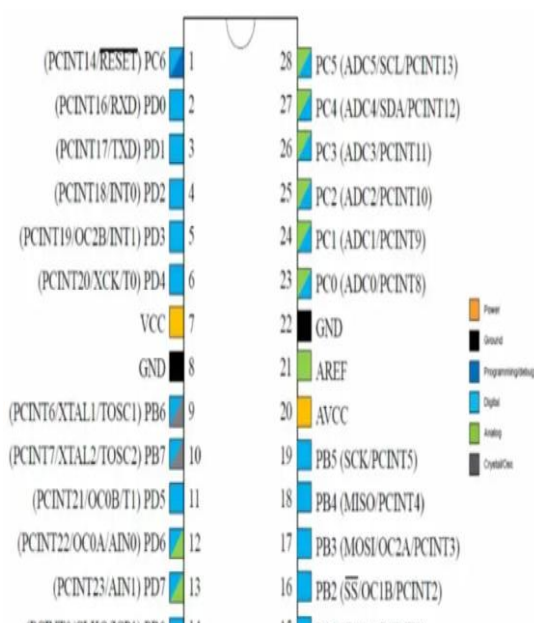


Figure III.18 : ATMEGA 328P [66].

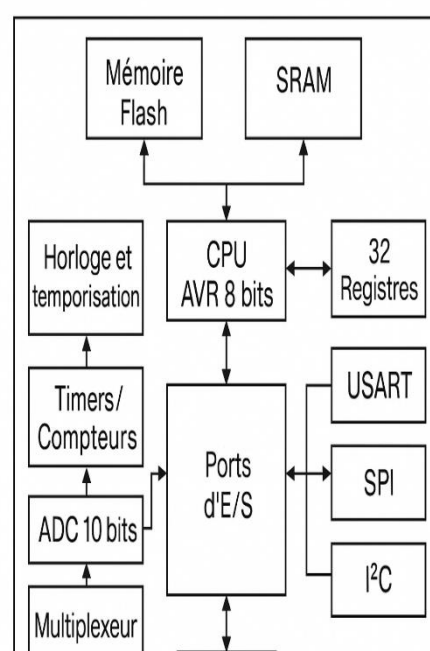


Figure III.19: Schéma bloc d'ATMEGA 328P

Tableau III.2: Récapitulative des broches du microcontrôleur ATmega328P (Boîtier DIP 28)

Broche	Nom	Function principal	Function secondaire
1	PC6	RESET	Entrée de réinitialisation
2	PD0	RX	Réception UART
3	PD1	TX	Transmission UART
4	PD2	INT0	Interruption externe 0
5	PD3	INT1 / OC2B	Interruption 1 / PWM Timer2B

6	PD4	T0 / XCK	Timer 0 / Clock UART externe
7	VCC	—	Tension d'alimentation +5V
8	GND	—	Masse
9	PB6	XTAL1	Entrée oscillateur (quartz)
10	PB7	XTAL2	Sortie oscillateur
11	PD5	OC0B / T1	PWM Timer0B / Compteur T1
12	PD6	OC0A / AIN0	PWM Timer0A / Comparateur analogique
13	PD7	AIN1	Comparateur analogique
14	PB0	ICP1 / CLKO	Capture Timer1 / Horloge système
15	PB1	OC1A	PWM Timer1A
16	PB2	SS / OC1B	SPI Slave Select / PWM Timer1B
17	PB3	MOSI / OC2A	SPI MOSI / PWM Timer2A
18	PB4	MISO	SPI MISO
19	PB5	SCK	SPI horloge
20	AVCC	—	Alimentation ADC
21	AREF	—	Référence tension ADC externe
22	GND	—	Masse ADC
23	PC0	ADC0	Entrée analogique 0
24	PC1	ADC1	Entrée analogique 1
25	PC2	ADC2	Entrée analogique 2
26	PC3	ADC3	Entrée analogique 3

27	PC4	ADC4 / SDA	Entrée analogique 4 / I ² C SDA
28	PC5	ADC5 / SCL	Entrée analogique 5 / I ² C SCL

III.3.3.3 Fonctionnement du microcontrôleur ATmega328P

Le fonctionnement de l'ATmega328P repose sur une série d'étapes internes coordonnées par l'horloge du système et exécutées par les différents blocs fonctionnels. L'ensemble permet au microcontrôleur de lire des entrées, exécuter un programme et agir sur des sorties en temps réel.

A. Initialisation

Lorsque le microcontrôleur est alimenté ou réinitialisé (via la broche RESET), il exécute les étapes suivantes :

- Le bootloader (si présent) s'exécute en premier et permet éventuellement la reprogrammation du microcontrôleur.
- Le microcontrôleur initialise ses registres internes, configure les ports d'E/S selon le code utilisateur, et commence l'exécution du programme à l'adresse 0x0000 de la mémoire Flash.

B. Exécution du programme

Le programme utilisateur est stocké dans la mémoire Flash. L'unité centrale (CPU) lit les instructions une par une et les exécute selon une boucle de traitement appelée cycle d'instruction, généralement en un seul cycle d'horloge.

Les étapes typiques sont :

- Lecture d'une instruction (depuis la Flash).
- Décodage de l'instruction.
- Exécution par l'unité logique et arithmétique (ALU).
- Mise à jour des registres ou de la mémoire.

C. Gestion des entrées et sorties (E/S)

Le microcontrôleur lit les états logiques de ses broches configurées en entrée (ex. : boutons, capteurs) via les ports PORTx/PINx.

Il peut aussi agir sur des sorties (ex. : allumer une LED, activer un moteur) en changeant les niveaux logiques des broches de sortie.

Les ports peuvent être utilisés pour :

- Contrôle numérique (0 ou 1).
- Sortie de signaux PWM pour commande analogique simulée.
- Communication via UART, SPI ou I²C.

D. Lecture de signaux analogiques (ADC)

Le bloc ADC (convertisseur analogique-numérique) permet de convertir des tensions analogiques (ex. : capteur EMG, température) en valeurs numériques de 0 à 1023 (10 bits).

E. Génération de signaux PWM (Pulse Width Modulation)

Les timers internes peuvent générer des signaux PWM en sortie, utilisés pour :

- Contrôler la vitesse d'un moteur.
- Diminuer la luminosité d'une LED.
- Générer un signal de commande proportionnel à une variable (ex. signal EMG traité).

F. Gestion des interruptions

Le microcontrôleur peut interrompre l'exécution normale du programme pour traiter un événement urgent via une routine d'interruption.

Cela permet de répondre rapidement à des événements sans attendre dans une boucle de surveillance.

G. Communication avec d'autres composants

L'ATmega328P peut échanger des données avec d'autres dispositifs (microcontrôleurs, modules sans fil, capteurs intelligents, etc.) via :

- UART (série asynchrone) : communication avec un ordinateur ou un module Bluetooth.
- SPI (série synchrone) : pour les capteurs/mémoires rapides.
- I²C (TWI) : pour les capteurs, afficheurs, EEPROM externes, etc.

H. Modes de veille (low power)

Pour les applications sur batterie ou à faible consommation, le microcontrôleur peut entrer en mode veille :

- Il désactive certains blocs (CPU, ADC, timers).
- Réduction de la consommation jusqu'à quelques microampères.
- Réveil possible via interruptions [66] [69].

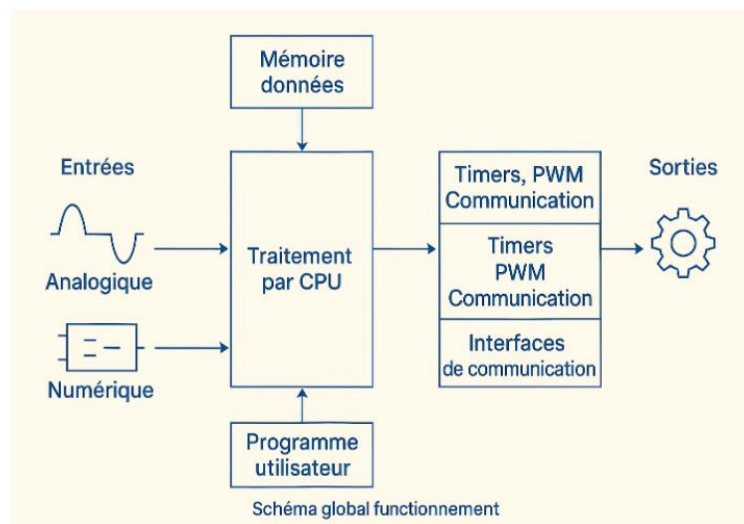


Figure III.20 : Schéma illustre fonctionnement global du UC

Schéma global du fonctionnement (résumé) :



Figure III.21 : schéma illustre un résumé du fonctionnement global du uc

III.3.4 Logiciel Proteus :

III.3.4.1 Définition

Proteus est un logiciel de conception électronique assistée par ordinateur (EDA – Electronic Design Automation) développé par la société Labcenter Electronics. Il est principalement utilisé pour la modélisation, la simulation et la conception de circuits électroniques ainsi que pour la programmation de systèmes embarqués.

Le logiciel se compose de plusieurs modules intégrés, dont les plus utilisés sont :

- ISIS (Intelligent Schematic Input System) : Permet de créer des schémas électroniques complets.
- ARES (Advanced Routing and Editing Software) : Utilisé pour la conception de circuits imprimés (PCB).
- VSM (Virtual System Modelling) : Module de simulation qui permet d'exécuter des microcontrôleurs (comme PIC, AVR, ARM...) dans un environnement virtuel interactif, en lien avec les composants du schéma.

III.3.4.2 Détails sur l'environnement de simulation de proteus

Voici à quoi ressemble le logiciel une fois installé :

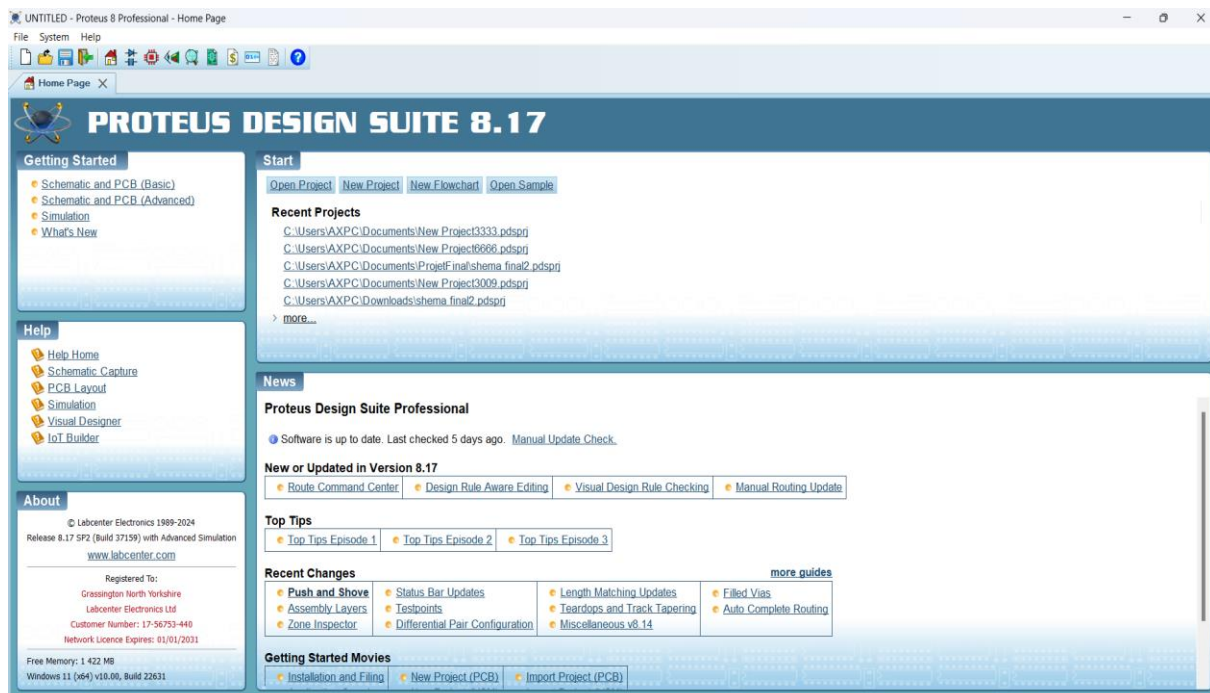


Figure III.22 : Interface Proteus

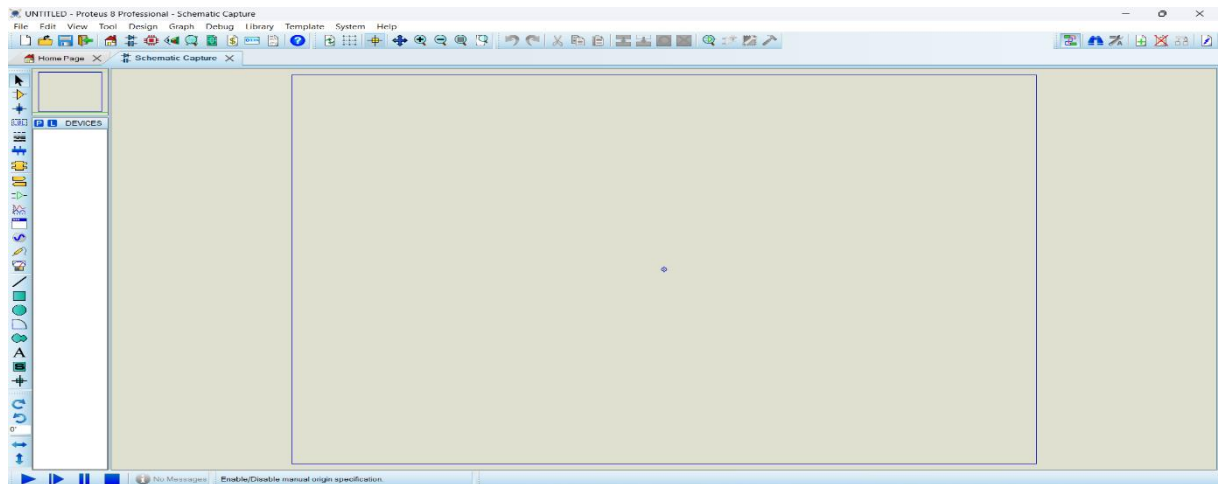


Figure III.23 : Page du nouveau projet



Figure III .24 : Barres d'outils

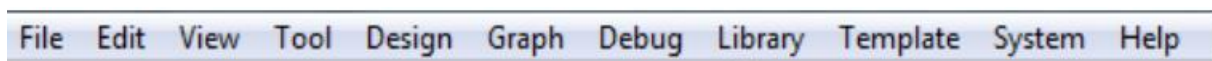


Figure III.25 : Barre de menus

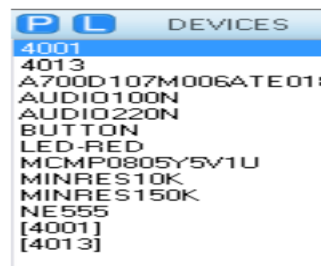


Figure III.26 : Sélecteur d'objets



Zone de travail ou d'édition des schémas :

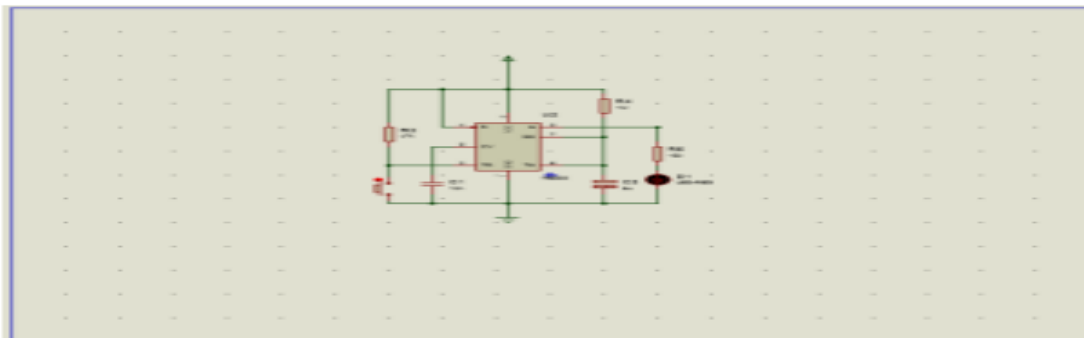


Figure III.27 : Zone de travail

III.3.4.3 Objectifs et avantages :

- Simuler des circuits numériques et analogiques en temps réel.
- Tester des codes embarqués (par exemple, en langage C ou Arduino) sur des microcontrôleurs virtuels.
- Éviter les erreurs matérielles avant la réalisation physique.
- Créer des prototypes virtuels fonctionnels avec interaction visuelle.

III.4 Conclusion

La phase de conception, tant sur le plan mécanique qu'électronique, a permis de définir les éléments essentiels à la réalisation de la main bionique.

La partie mécanique a abouti à une structure articulée capable de reproduire des mouvements fonctionnels simples, tandis que la conception électronique a permis de mettre en place une chaîne de commande efficace, centrée sur le microcontrôleur ATmega328P et le traitement du signal EMG.

Ces fondations solides assurent l'intégration cohérente du système dans son ensemble, en vue de la simulation, de la programmation, puis de la validation expérimentale.

Chapitre IV : Simulation et résultats

Chapitre IV : Simulation et résultats

IV.1 Introduction

Après avoir défini et mis en œuvre l'ensemble des aspects mécaniques et électroniques de la main bionique, il est indispensable de valider le bon fonctionnement du système à travers des simulations numériques.

Ce chapitre est consacré à la simulation du comportement du système global ainsi qu'à l'analyse des résultats obtenus, des simulations ont été réalisées à l'aide du logiciel Proteus, afin de vérifier la logique de fonctionnement du circuit, le traitement du signal EMG, la génération du signal PWM, ainsi que la commande des servomoteurs.

IV.2 Diagramme de conception:

La Figure IV.1 : représente les étapes suivies pour aboutir au résultat final venant du signal EMG jusqu'à la commande des servomoteurs

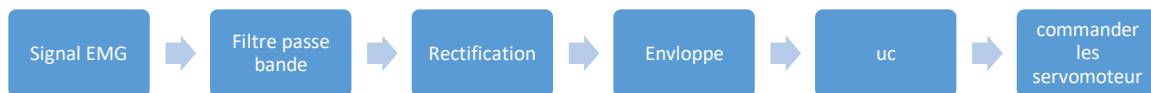


Figure IV.1 : Diagramme de conception

Chapitre IV : Simulation et résultats

- Etape de filtrage avec passe bande :

Dans cette étape on filtre notre signal EMG avec un filtre passe bande 20Hz – 450Hz a fin d'éliminer toute perturbation et pour bien le préparer à la prochaine étape la rectification

- Etape rectification :

Cette étape est essentielle dans notre signal ou on élimine les valeurs négatives de notre signal et le préparer pour la conversion analogique numérique

- Etape enveloppe :

Cette étape consiste a filtré le signal rectifier avec une passe bas de 10 Hz

- Uc :

Le microcontrôleur est le Cerveau il transforme les valeur analogique EMG reçues en valeur numériques sur 10 bits (1024) pour les traiter , après avoir terminer cette étape maintenant notre microcontrôleur arrive à les lire et ce qui se passe c'est qu'il prend ses valeurs il les transforme en signal de commande PWM

- Servomoteur :

C'est l'étape final ou nos servomoteurs reçoivent le signal de commande PWM venant du uc et le traduisent en degré de rotation comprise entre 0 – 180 degré

IV.3 L'organigramme de la commande d'une main bionique :

IV.3.1.Diagramme de génération PWM avec UC :

La Figure IV.2 : Représente les étapes suivis par un microcontrôleur pour transformer une entrée analogique (EMG) en signal de commande

Chapitre IV : Simulation et résultats

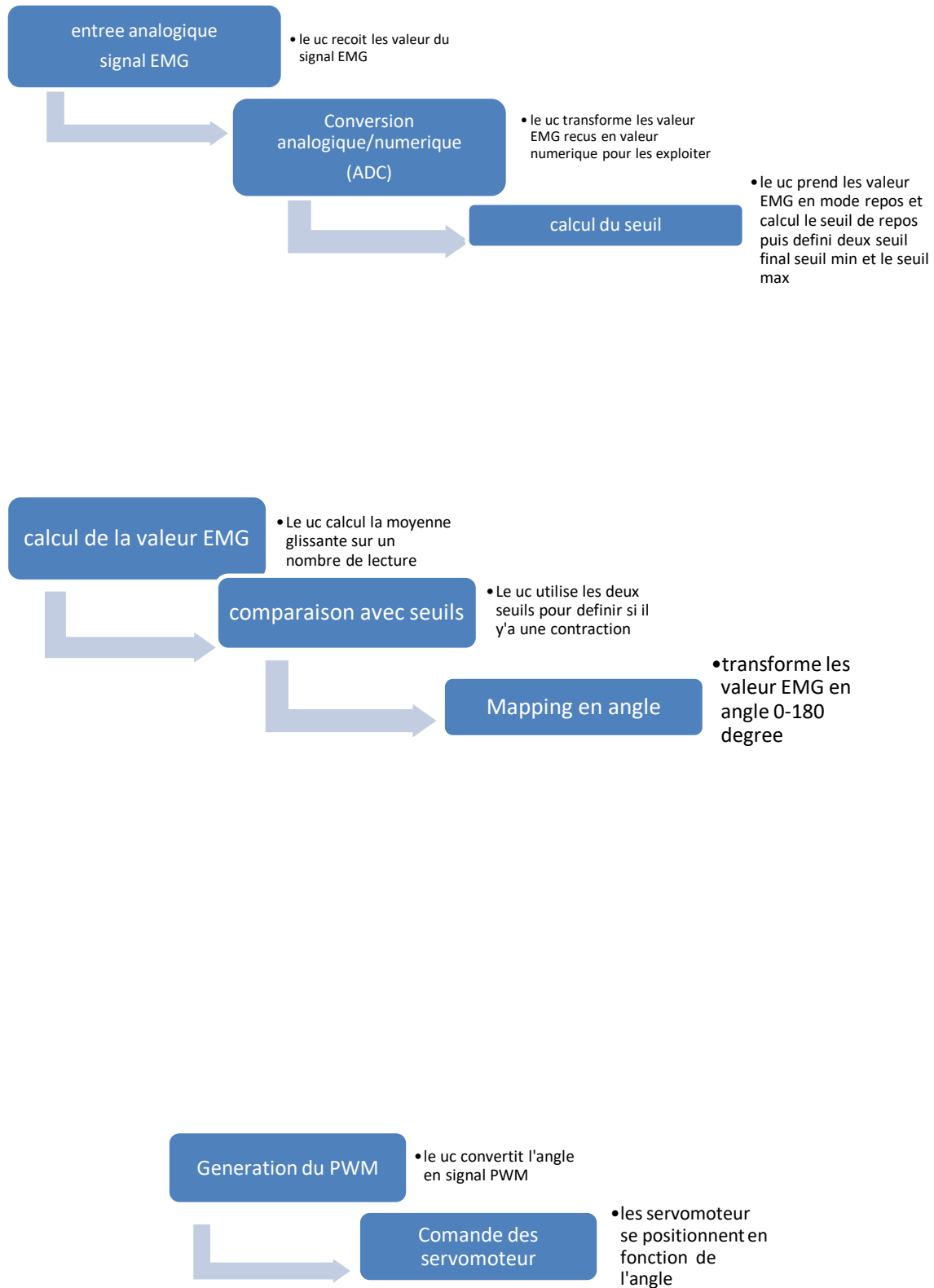


Figure IV.2 : Processus de génération PWM avec un uc en utilisant signal EMG

Chapitre IV : Simulation et résultats

IV.3.2 Diagramme de génération PWM avec l'ATMEGA 328P :

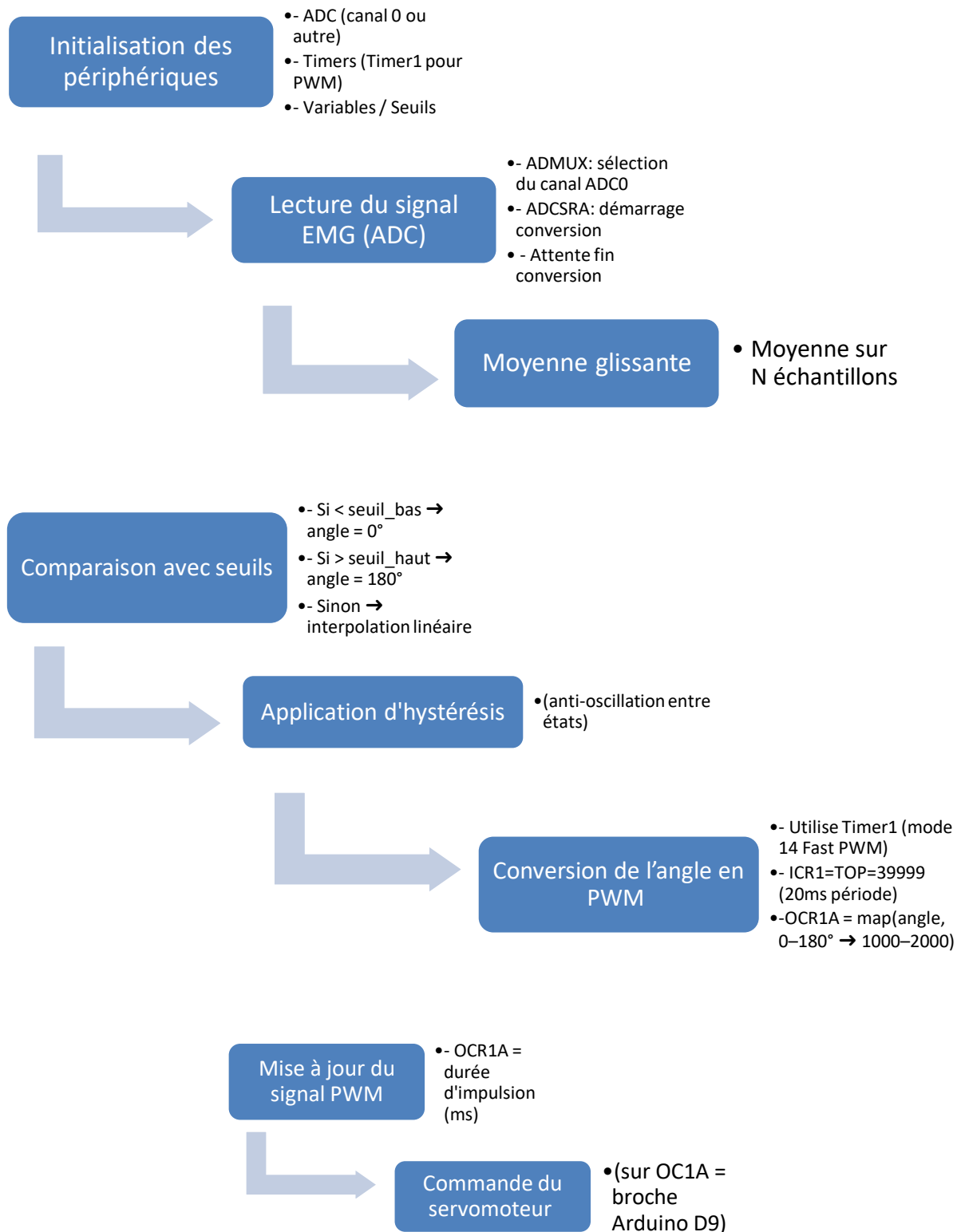


Figure IV.3 : Processus de génération PWM avec l'ATMEGA 328P en utilisant signal EMG

Chapitre IV : Simulation et résultats

L'étape 1 – Initialisation des périphériques son but est Préparer les modules internes nécessaires :

- ADC (convertisseur analogique-numérique) activé, sur canal ADC0 (A0/PC0).
- Timer1 configuré en mode Fast PWM (mode 14) pour générer le signal de commande du servo.
- Définition de variables :
 - emgValue, thresholdHigh, thresholdLow, angle, etc.
 - Initialisation des ports, interruptions si besoin.

Étape 2 – Lecture du signal EMG (via ADC) son but est de lire la tension EMG

- Le signal analogique est appliqué à A0 (ADC0).
- On démarre la conversion ADC.
- On attend que la conversion soit terminée.
- On lit le résultat (10 bits).

Étape 3 – Moyenne glissante son but est de réduire les variations parasites, on utilise une moyenne glissante sur N lectures (ex : 10) cela stabilise la valeur d'entrée.

Étape 4 – Comparaison avec les seuils a pour but de déterminer le niveau d'activation musculaire

- Si la valeur est en dessous du seuil bas : signal = repos → angle = 0°.
- Si au-dessus du seuil haut : contraction forte → angle = 180°.
- Sinon (valeur intermédiaire) → on interpole.

Étape 5 – Application de l'hystérésis pour éviter les allers-retours entre états à cause du bruit

Chapitre IV : Simulation et résultats

On ajoute une zone tampon autour des seuils.

Ex : si $\text{thresholdHigh} = 600$, on attend que la valeur redescende sous 550 pour revenir à l'état précédent.

Étape 6 – Conversion angle $\rightarrow$ PWM (Timer1)

- Timer1 fonctionne avec $\text{TOP} = 39999 \rightarrow 20 \text{ ms}$ (50 Hz).
- L'angle est converti en durée d'impulsion (1000 à 2000 μs).
- Cette durée est mise dans le registre OCR1A.

Étape 7 – Mise à jour du signal PWM

- La nouvelle valeur dans OCR1A ajuste la largeur d'impulsion PWM.
- Le servomoteur lit ces impulsions pour se positionner.

Étape 8 – Commande du servomoteur on va actionner le servo à l'angle calculé

- Le servo est connecté à la broche OC1A = PD5 = Arduino pin 9.
- Le signal PWM reçu commande son axe (entre 0° et 180°).

IV.3.3 L'organigramme de la commande de position Servo

La Figure IV.4 : représente L'organigramme de la commande de notre main bionique d'où ;

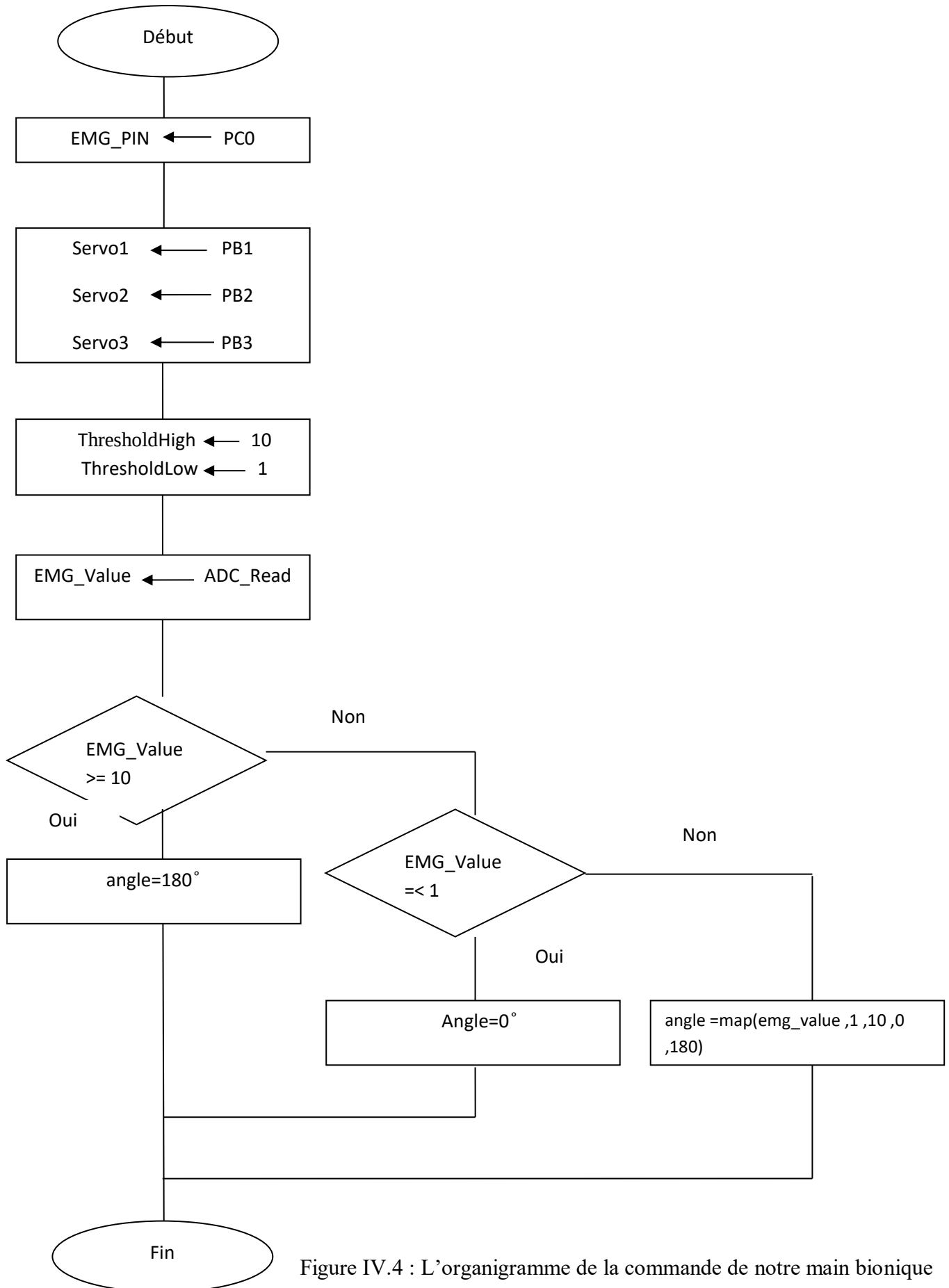
- Au début on a déclaré les entres/sortie on a relié notre signal EMG au port PC0 du ATMEGA 328P qui est une entrée analogique et pour nos trois servomoteurs (servo1

Chapitre IV : Simulation et résultats

control le pouce, servo2 control index et majeur, servo3 control annulaire, auriculaire) on les a placer comme sorties dans les port PB1, PB2, PB3 qui sont des sortie PWM, on a déclaré aussi le seuil max et le seuil min(1 et 10) .

- Dans la suite le UC lit les valeurs EMG reçues dans le port d'entrée avec la fonction ADC_Read et il les transforme en valeur numérique sur 10 bits.
- Il calcul la moyenne glissante chaque 10 ms.
- Les emg_value obtenues il les compare au seuil qu'on a déclaré au début et la transforme en angle On a :
 - Si emg_value $\leq$ seuil bas donc l'angle prend la valeur 0 degré
 - Si emg_value $\geq$ seuil haut l'angle deviendra 180 degré
 - Sinon si emg_value est entre eux il calculera l'angle avec la fonction angle = map(average, thresholdLow, thresholdHigh, 0, 180)
- Après avoir terminé des angle il les transforme en impulsion PWM (0 degré = 1000us et 180degré = 2000 us) en utilisant la fonction OCR1A = map(angle, 0, 180, 1000, 2000)
- le signal PWM obtenu au final sort vers les servomoteur et du coup il tourne et affiche le degré de rotation selon la largeur de notre signal PWM (rapport cyclique)

Chapitre IV :Simulation et résultats



Chapitre IV : Simulation et résultats

IV.4.1 Etage filtrage :

La Figure IV.6 représente le filtre passe bande (20Hz- 450Hz) a deux étages et le fichier signal EMG, le rôle du deuxième étage c'est d'assurer que notre signal est bien filtrer

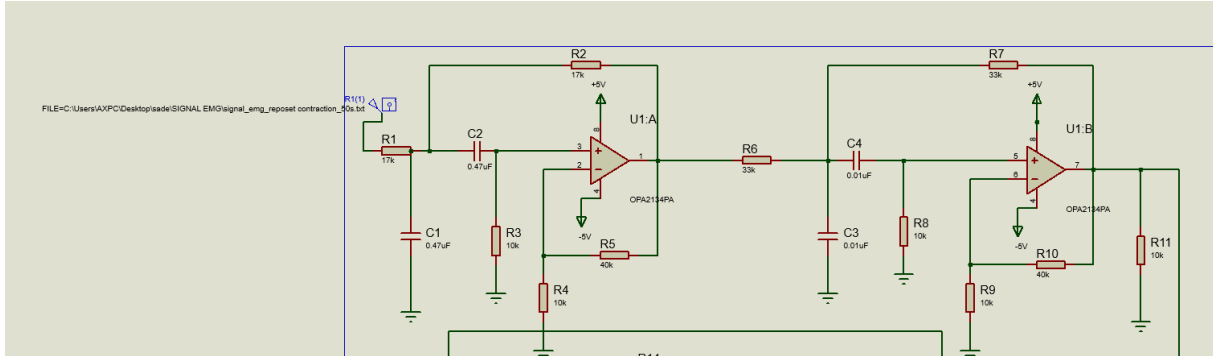


Figure IV.6 : bloc filtrage

Tableau IV.1 : valeur et composant utiliser dans le filtrage passe bande a deux étages

valeur composant	Résistance (Ohm)	Condensateur (F)	AOP	Tension (V)
1 ^{er} étage	R1, R2=17K R3, R4=100K R5 =40K	C1,C2=0.47uF	OPA2134PA	+5V -5V
2eme étage	R6, R7=33K R8, R9, R11=10K R10=40K	C1,C2=0.01uF	OPA2134PA	+5V -5V

IV.4.2 Etage rectification :

La Figure IV.7 : représente l'étage de rectification dans cette étape on a utilisé une Rectification de précision ou on a utilisé un amplificateur opérationnel (AOP) avec 2 diode

Chapitre IV : Simulation et résultats

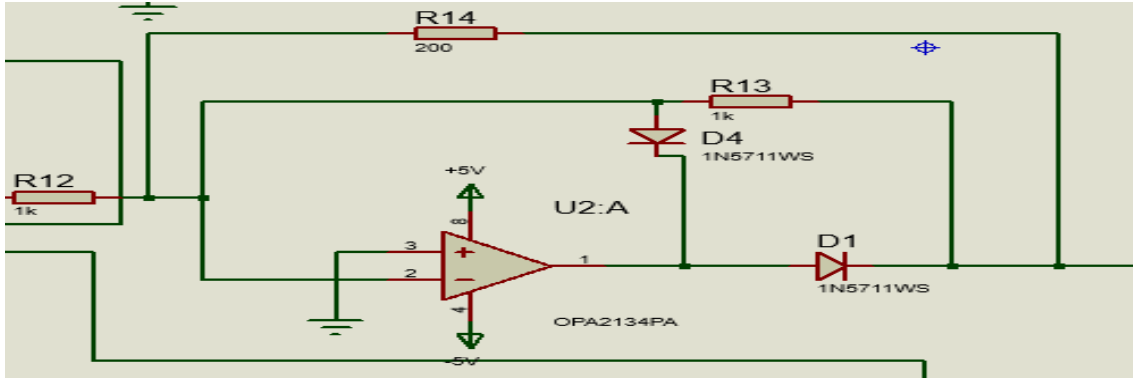


Figure IV.7 : bloc rectification

Fonctionnement de l'étage :

- Lorsque le signal d'entrée est positif, l'AOP pousse sa sortie plus haute que V_{in} (en ajoutant la tension de seuil de la diode), ce qui force la diode à conduire.
- Lorsque le signal est négatif, l'AOP sature en sortie, mais la diode bloque, donc la sortie = 0.

L'AOP agit comme un compensateur de seuil de diode, annulant sa chute de tension ($\approx 0,3V$).

Le signal sort donc rectifier même s'il fait seulement quelques mV.

Tableau IV.2 : valeur et composant utilisé dans la rectification

Résistance (Ohm)	Diode	AOP	Tension (V)
R12, R13=1K R14=200	1N5711Ws	OPA2134PA	+5V -5V

IV.4.3 Etage enveloppe :

La figure IV.8 représente étape enveloppe qui a pour but de lisser le signal rectifier, elle vise à isoler la composante d'amplitude globale du signal Myoélectrique au cours du temps.

Elle permet de représenter l'intensité de l'activation musculaire de manière continue, tout en supprimant les oscillations rapides dues à la nature brute du signal EMG.

Pour cela on a utilisé un **filtre passe bas** (10 Hz) pour les éliminer.

Chapitre IV : Simulation et résultats

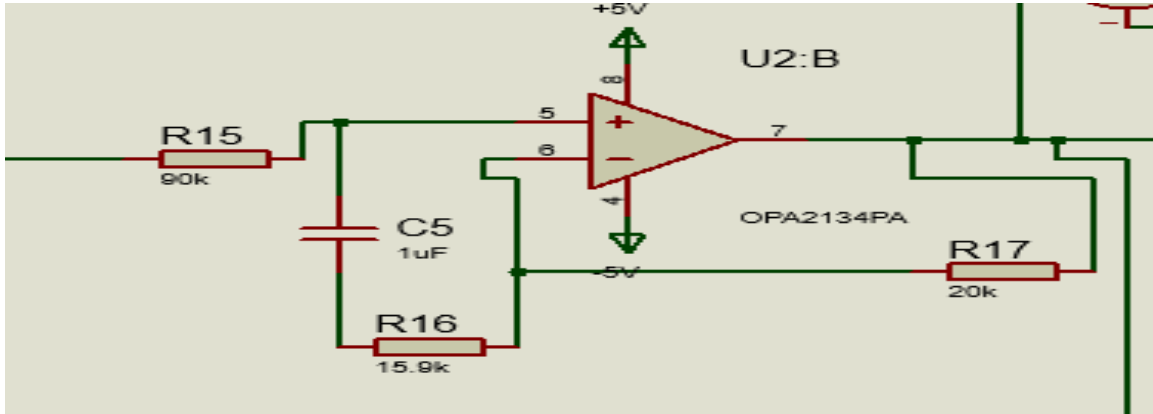


Figure IV.8 : bloc lissage

Tableau IV.3: valeur et composant utilisé dans la rectification

Résistance (Ohm)	Condensateur (F)	AOP	Tension (V)
R15=90K, R16=15.9K R17=20K	C5=1uF	OPA2134PA	+5V -5V

Calcul de fréquence de coupure :

$$f_c = 1/2\pi RC$$

On a les valeurs :

$$R16 = 15.9K\Omega = 15900\Omega$$

$$C5 = 1\mu F = 1.10^{-6}F$$

$$f_c = 1/ (2\pi.15900.1.10^{-6}F)$$

$$f_c = 10.01 \text{ Hz}$$

IV.5 Résultats :

Le signal EMG brut injecté dans le système simulé a d'abord été soumis à une chaîne de traitement analogique comprenant :

Chapitre IV : Simulation et résultats

- Un filtre passe-bande (20 Hz – 500 Hz) : qui a permis d'éliminer les composantes de bruit basse fréquence (mouvement, respiration) et haute fréquence (parasites électromagnétiques).
- Une amplification : qui a adapté le niveau du signal EMG à une plage exploitable par le microcontrôleur (typiquement 0–5V).
- Une rectification et un lissage : qui ont permis de transformer le signal EMG alternatif en un signal continu représentant l'intensité de la contraction musculaire.

À chaque étape, les signaux observés sur l'oscilloscope virtuel de Proteus montrent un comportement conforme à la théorie. Le signal final, après lissage, est suffisamment stable pour être échantillonné par le microcontrôleur.

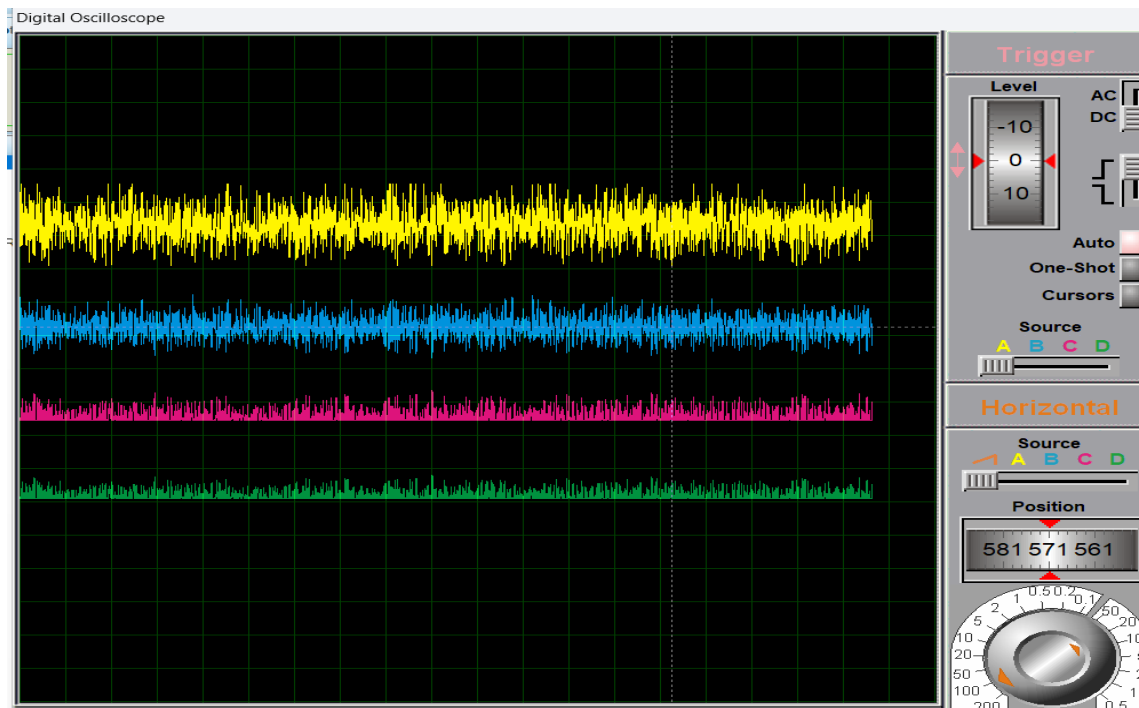


Figure IV.9 : les signaux EMG brute, filtrer, rectifier et lisser obtenus dans l'oscilloscope

- Le signal en **jaune** c'est le signal EMG brute.
- Le signal en **bleu** c'est le signal EMG filtré.
- Le signal en **rouge** c'est le signal EMG rectifié.
- Le signal en **vert** c'est le signal EMG lissé.

Chapitre IV : Simulation et résultats

Le signal PWM obtenu en mode repos ainsi que l'angle de rotation des servomoteurs :

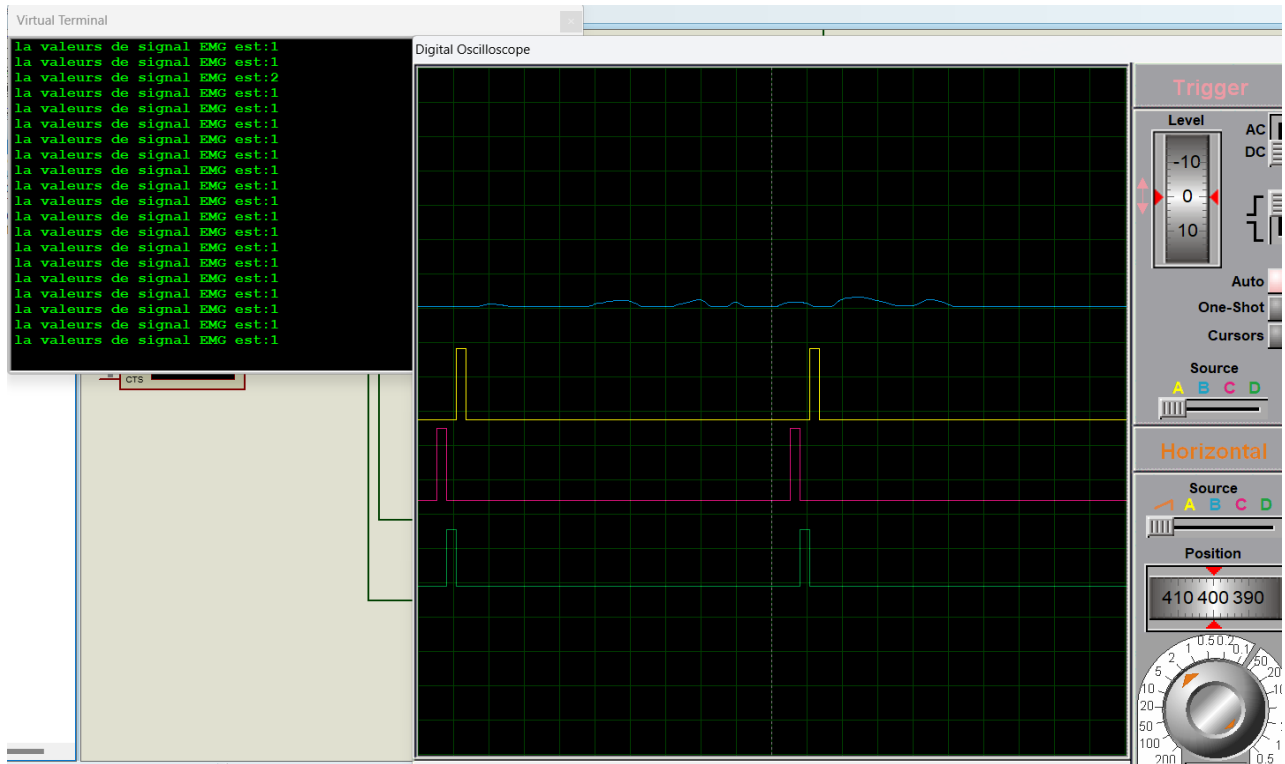


Figure IV.10 : signal PWM de la sortie du UC et les valeurs EMG obtenue lors de repos

D'après la Figure IV.10 On remarque

- Un petit décalage entre Les trois signaux PWM obtenu
- Rapport cyclique des PWM est trop petit due au valeur EMG lues
- Les valeurs EMG en repos trop petite reste entre 0 ,1 et 2
- Les angles affichés sur les servomoteurs sont de 0 degré (Figure IV.5)

Chapitre IV : Simulation et résultats

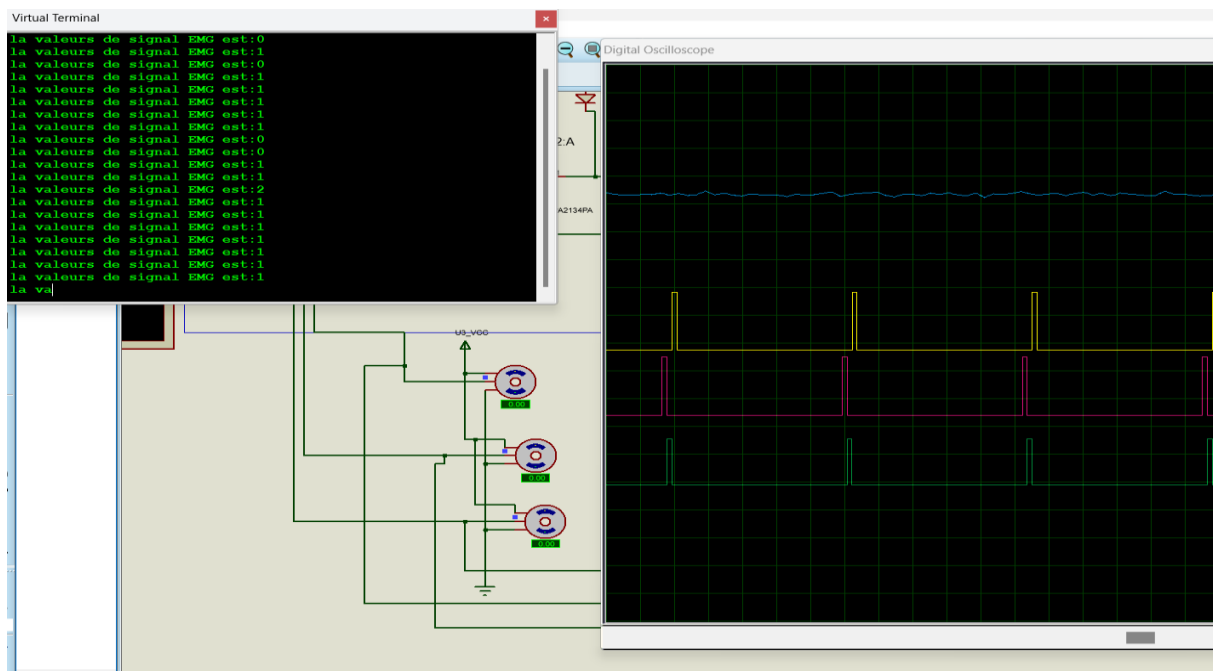


Figure IV.11 : angle afficher sur les servomoteurs lors de repos

Le signal PWM obtenu en mode contraction ainsi que l'angle de rotation des servomoteurs :

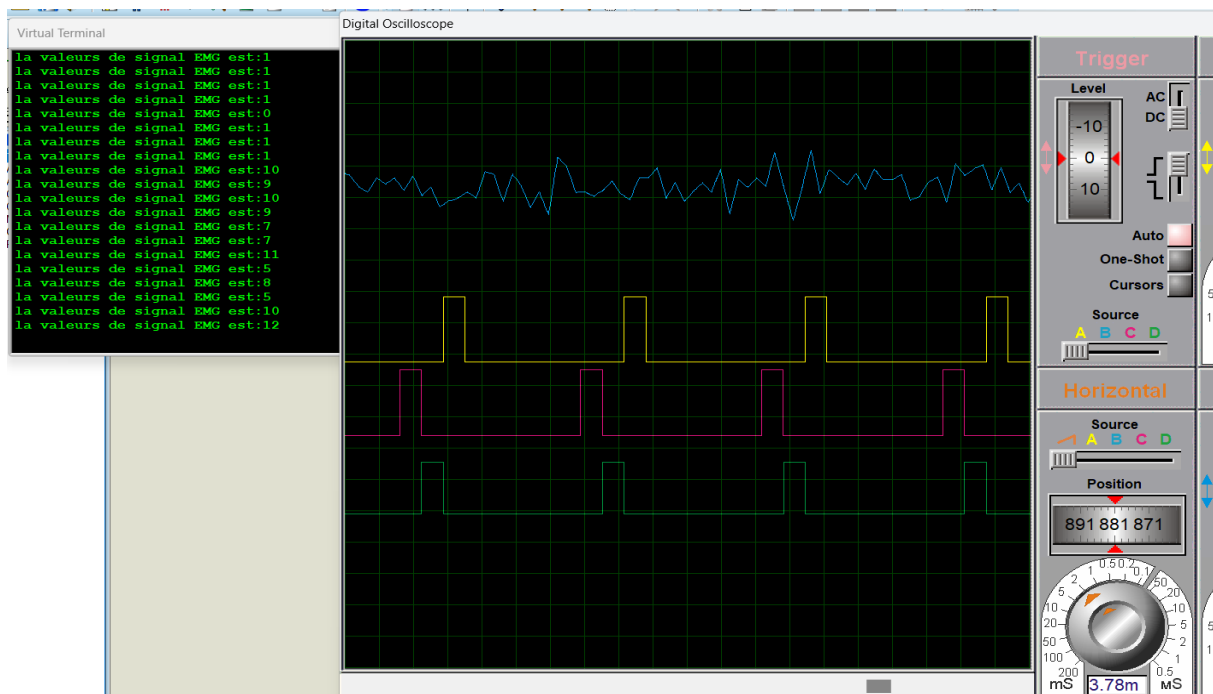


Figure IV.12 : signal PWM de la sortie du UC et les valeurs EMG obtenue lors de contraction

Chapitre IV : Simulation et résultats

D'après la Figure IV.12 On remarque que

- Les trois signaux PWM obtenu on changer sont devenues plus large
- Rapport cyclique des PWM change selon les valeur EMG lues
- Les valeurs EMG en contraction sont plus grandes et changes
- Les angles affichés sur les servomoteurs varie selon la valeur EMG obtenue (max 180 degré) (Figure IV.13)

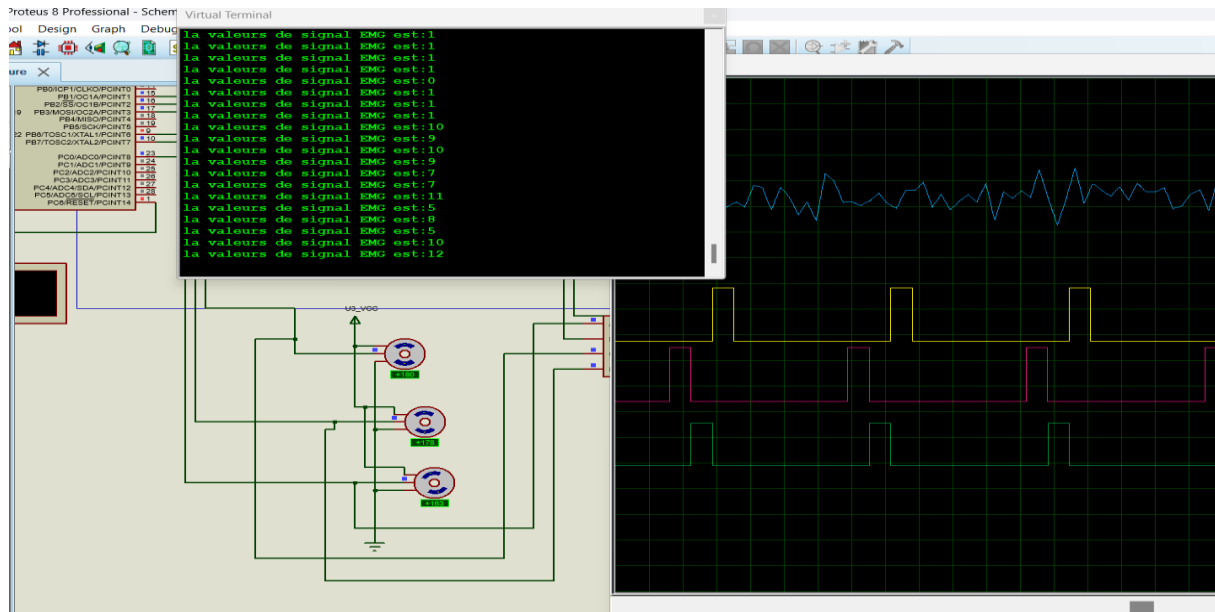


Figure IV.13 : angle afficher sur les servomoteurs lors de contraction

Discussion des résultats:

- Le microcontrôleur (ATmega328P) a correctement interprété la tension d'entrée correspondant à l'activité musculaire. Selon le seuil de détection programmé dans le code, différentes valeurs de PWM ont été générées. Le signal PWM s'est avéré stable, avec des largeurs d'impulsions correspondant à différents niveaux de contraction musculaire.
- Les servomoteurs ont réagi correctement aux signaux PWM générés. On observe que :
 - Une faible activité musculaire entraîne une petite rotation.
 - Une activité moyenne provoque un angle moyen.
 - Une forte contraction déclenche la rotation maximale.

Chapitre IV : Simulation et résultats

Les déplacements simulés des servomoteurs dans Proteus sont en parfaite corrélation avec les niveaux de signal EMG simulés, ce qui confirme la bonne synchronisation entre le traitement du signal et la commande.

IV.6 Conclusion

Les résultats obtenus à travers la simulation sur Proteus ont démontré la cohérence et l'efficacité de l'architecture développée. Le système a correctement interprété les signaux d'entrée et commandé les servomoteurs en réponse, conformément aux attentes. Ces résultats valident les choix techniques effectués tout au long de la conception, et constituent une étape clé vers la réalisation physique du montage. La simulation a ainsi permis d'anticiper d'éventuelles erreurs et d'optimiser le fonctionnement global du système.

Conclusion générale

Conclusion générale

Le présent mémoire a permis de concrétiser la conception d'une main bionique fonctionnelle, contrôlée par microcontrôleur à partir du signal électromyogramme et pilotée par un microcontrôleur. L'ensemble des étapes depuis la conception mécanique jusqu'aux simulations électroniques et aux tests expérimentaux ont abouti à la mise en œuvre d'un prototype répondant aux exigences fonctionnelles et technologiques fixées au départ.

Ce travail a mis en lumière l'importance d'une intégration cohérente entre les domaines mécanique, électronique et informatique embarquée. L'utilisation d'un microcontrôleur comme unité centrale de commande s'est révélée à la fois flexible et performante, tandis que la chaîne de traitement du signal EMG a permis d'assurer une réponse fiable du système aux intentions de l'utilisateur.

Cependant, certaines limites persistent, notamment en termes de robustesse face aux parasites du signal EMG ou de précision dans les mouvements complexes. Ces éléments ouvrent la voie à plusieurs perspectives d'amélioration, telles que l'optimisation des algorithmes de filtrage, l'intégration de capteurs de rétroaction (tactile, position), ou encore le recours à des architectures matérielles plus avancées (comme les microcontrôleurs ARM ou les FPGA).

En somme, cette étude constitue une base solide pour le développement de prothèses intelligentes accessibles, et s'inscrit dans une dynamique d'innovation au service de l'humain.

Référence bibliographique

Références bibliographiques

- [1] : [https://fr.wikipedia.org/wiki/Proth%C3%A8se_\(m%C3%A9decine\)#:~:text=Une%20proth%C3%A8se%20est%20un%20dispositif,%C2%AB%20action%20d'ajouter%20%C2%BB](https://fr.wikipedia.org/wiki/Proth%C3%A8se_(m%C3%A9decine)#:~:text=Une%20proth%C3%A8se%20est%20un%20dispositif,%C2%AB%20action%20d'ajouter%20%C2%BB) , Consulter le 10 février 2025
- [2] : YAHIA .A , SERIR .M , ‘ ‘ Conception et Réalisation d’une Prothèse Myoélectrique d’Avant-Bras ’ ’ , Université SAAD DAHLAB de BLIDA , pp.87 , 2023
- [3] : AIT OUALI. F, ‘ ‘ Prothèse d’une main contrôlée par signaux EMG ’ ’ , Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem, pp.42, 2023
- [4] : Barkat. F , ‘ ‘ Conception Et Réalisation D'une Prothèse Bionique Basée A L'intelligence Artificielle ’ ’ , Université Oran 1, Ahmed Ben Bella , pp. 85 , 2024
- [5] : <https://opr35.com/sport-technologies-bretagne-normandie-orthopedie/> , Consulter le 10 février 2025
- [6] : https://www.ahp-europe.com/wp-content/uploads/2022/11/cropped-IMG_6223-scaled-6-1536x1094.jpg , Consulter le 10 février 2025
- [7] : <https://www.neozone.org/innovation/steampunk-ingenieur-concu-fabrique-propre-prothese-main-robotisee-entierement-fonctionnelle/> , Consulter le 11 février 2025
- [8] : https://static.wixstatic.com/media/e71ff6_8162c2d4bace439c9e1475e9bf9af1e3~mv2.jpg/v1/fit/w_960,h_539,q_90/e71ff6_8162c2d4bace439c9e1475e9bf9af1e3~mv2.webp , Consulter le 12 février 2025
- [9] : <https://www.3dnatives.com/psyonic-impression-3d-protheses-031020228/#:~:text=Cette%20proth%C3%A8se%20bionique%20a%20%C3%A9t%C3%A9%20con%C3%A7ue%20et,de%20fabrication%20hybride%2C%20y%20compris%20l'impression%203D.&text=Avec%20l'utilisation%20de%20la%20fabrication%20additive%2C%20Psyonic,la%20FDA%20et%20couverte%20par%20l'assurance%20maladie> , Consulter le 12 février 2025
- [10] : Laidaoui .S , ‘ ‘ Conception et réalisation d’un système de controle pour une prothèse myoélectrique ’ ’ , UMMTO , pp. 77 , 2020
- [11] : <https://www.ottobock.com/fr-ca/product/8E70> , Consulter le 15 février 2025
- [12] : <https://www.futura-sciences.com/tech/actualites/robotique-premiere-prothese-bras-robotisee-controlee-pensee-43369/> , Consulter le 15 février 2025

Références bibliographiques

- [13] : Bedraoui . A , “ Étude, conception et réalisation d’un prototype de bras bionique contrôlé par électromyographie pour les amputations transradiales ” , Université Hassan 1er Faculté des sciences et techniques- Settat , pp. 59 , 2023
- [14] : <https://www.istockphoto.com/fr/search/2/image?mediatype=illustration&phrase=avant+bras> , Consulter le 15 février 2025
- [15] : <https://www.kenhub.com/fr/library/anatomie/os> , , Consulter le 15 février 2025
- [16] : <https://in.pinterest.com/pin/611574824376391109/> , Consulter le 15 février 2025
- [17] : https://fr.123rf.com/photo_124273641_bras-muscle-anatomie-3d-m%C3%A9dical-vector-illustration-avant-bras.html , Consulter le 17 février 2025
- [18] : <https://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/muscle/14657> , consulter 17 février 2025
- [19] : <https://www.alamyimages.fr/photo-image-anatomie-de-l-avant-bras-des-muscles-superficiels-vue-anterieure-59361330.html> , Consulter le 17 février 2025
- [20] : <https://www.pinterest.com/pin/770748923701263514/> , Consulter le 17 février 2025
- [21] : <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2789845-avant-bras-definition-et-schema/> , Consulter le 17 février 2025
- [22] : <https://lebrasbionique.weebly.com/partie-1.html> , Consulter le 17 février 2025
- [23] : KASSOU .O , RAHMANI .Y , “ ETUDE ET REALISATION D’UN SYSTEME D’ACQUISITION DU SIGNAL EMG PAR BLUETOOTH ” , Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen , pp. 93, 2015
- [24] : <https://cdn.cancer.ca/-/media/cams/neuroblastoma/39c12c90-5312-11eb-8c37-0242902869b1-fr.png?mw=1586&rev=63e00be9c52f4f6f88a1bea65972ffb7&hash=3FE663AD62C7EBF967A3B06E1267BE74> , Consulter le 17 février 2025
- [25] : <https://www.institut-myologie.org/enseignement/connaissances-sur-le-muscle/> , Consulter le 20 février 2025
- [26] : EL BORDJI . A , BELLOUATIC . H , “ Analyse et Traitement du Signal ECG et EMG pour Estimer l’Activité Physique ” , Centre Universitaire Belhadj Bouchaïb - Ain Témouchent , pp. 60 , 2015

Références bibliographiques

- [27] : https://www.institut-myologie.org/wp-content/uploads/2015/02/muscle_nerf.jpg , Consulter le 20 février 2025
- [28] : <https://www.physioactif.com/douleurs-traitees/coude/nevralgie-ou-brachialgie-du-bras/> , Consulter le 20 février 2025
- [29] : <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2802543-nerfs-bras-definition-role-schema/> , Consulter le 01 mars 2025
- [30] : <https://fr.dreamstime.com/ligne-logo-pulsation-image-vectorielle-symboles-vecteur-image207444730> , Consulter le 01 mars 2025
- [31] : <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/18/6064> , Consulter le 01 mars 2025
- [32] : <https://fr.scribd.com/document/513657661/etude-sur-les-signaux-ECG-EMG-EEG> , Consulter le 01 mars 2025
- [33] : Benguenab.B, ” Détection d’activité dans les signaux EMG ”, Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem, pp. 53,2021
- [34]: https://ir.swu.ac.th/jspui/bitstream/123456789/15545/3/Eng_Sarinya_C.pdf , Consulter le 20 mars 2025
- [35] : DOUIDI . L et ELHAMDI .S, ” Analyse spectro-temporelle des signaux électromyogrammes (EMG). ” , Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen ,pp. 115 , 2015
- [36]: <https://www.acaps.asso.fr/neurophysiologie-indice-de-la-transmission-spinale-le-reflexe-h/> , Consulter le 20 mars 2025
- [37]: <https://docs.backyardbrains.com/retired/products/emglargeelectrodes> , Consulter le 20 mars 2025
- [38]: <https://www.medicalexpo.fr/prod/shenzhen-besdata-technology/product-301554-1024387.html> , Consulter le 28 mars 2025
- [39] : JEANDEL . S, “ Développement d’une méthode pour évaluer l’impact de la suppression de la douleur sur l’activité musculaire chez des personnes arthrosiques : résultats préliminaires ” , ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE UNIVERSITÉ DU QUÉBEC , pp. 166 , 2018
- [40]: <http://m.fr.led-diode.com/development-board/muscle-signal-sensor-emg-sensor-for-arduino.html> , Consulter le 28 mars 2025

Références bibliographiques

- [41]: https://www.raspberry.ma/capteur-emg-pour-ardu37-signal-musculaire-test-et-avis/?srsltid=AfmBOopjxpdas9zpke-Fp_fklEg6iKgJtOQwpGNli0mTzRDzj93SnHSZ , Consulter le 28 mars 2025
- [42]: <https://fr.rs-online.com/web/p/capteurs-de-courant/1464509> , Consulter le 28 mars 2025
- [43]: https://staff.univbatna2.dz/sites/default/files/chabane_mabrouk/files/qee.chap4_.pdf , Consulter le 28 mars 2025
- [44]: https://www.monlyceenumerique.fr/maths_snir2/transformee_Z/transformee_Z_definition.php , Consulter le 12 avril 2025
- [45] : <https://www.ferdinandpiette.com/blog/2012/04/filtre-passe-bande-passif-filtre-en-double-l/> , Consulter le 12 avril 2025
- [46]: http://www.gecif.net/articles/genie_electrique/filtre/ , Consulter le 12 avril 2025
- [47] : <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/705/1/012010/pdf> , Consulter le 12 avril 2025
- [48] : <https://pressbooks.pub/solidworks1/chapter/solidworks-user-interface/> , Consulter le 18 avril 2025
- [49] : https://help.solidworks.com/2021/english/SolidWorks/sldworks/c_user_interface_overview.htm , Consulter le 24 avril 2025
- [50]: https://www.researchgate.net/figure/La-version-finale-du-prototype_fig26_361670628 , Consulter le 24 avril 2025
- [51]: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-49407-9_57 , Consulter le 24 avril 2025
- [52]: <https://www.prusa3d.com/fr/drivers/> , Consulter le 28 avril 2025
- [53] : https://ressources.unisciel.fr/TraitementDuSignal/Semaine02/co/module_Semaine02_16.html , Consulter le 06 mai 2025
- [54]: https://www.researchgate.net/figure/Processus-dimpression-des-pieces-en-3D_fig16_361670628 , Consulter le 06 mai 2025
- [55] : Regainia . D,” Commande de servomoteurs par une carte Arduino ” , UNIVERSITÉ BADJI MOKHTAR - ANNABA ,pp.93 ,2021
- [56] : https://tech3elec.education.tn/TH8_cours/TH8_Aid_Projet/Aid_Projet6.pdf , Consulter le 17 mai

Références bibliographiques

- [57] : <https://fr.slideshare.net/slideshow/cours14-prsentation-dun-servomoteur/17067998> , Consulter le 17 mai 2025
- [58] ; <https://fr.scribd.com/document/560572192/12-PWM-2> , bahloul.A , PWM, pp 11
- [22] :<https://www.f-legrand.fr/scidoc/srcdoc/sciphys/arduino/ondepwm/ondepwm-pdf.pdf>, Consulter le 17 mai
- [60] : https://sin.ledantec-numerique.fr/wp-content/uploads/cours_MLI.pdf
Lycee felix , Modulation de largeur d'impulsion ,pp 2
- [61]:<https://www.electronicrevolution.bg/bg-news-details-63.html> , Consulter le 17 mai 2025
- [62] : <https://fr.scribd.com/document/268367651/Cours-PWM> , le module de generation des signaux pwm , pp 43
- [63] : GUELLIL.A , ‘’ Etude et réalisation d’une carte de commande PWM, PFM universelle ’’ , UMMTO, pp. 92 , 2010
- [64] :file:///C:/Users/AXPC/Downloads/G%C3%A9n%C3%A9rer%20une%20onde%20PWM%20avec%20un%20microcontr%C3%B4leur%20PIC%C2%A0_%206%20%C3%A9tapes%20-%20Instructables.html , consulter le 19 mai
- [65] :<https://persolaris.univangers.fr/~delanoue/polytech/microcontroleur/ArduinoCotentenceau19-20.pdf> Consulter le 26 mai 2025
- [66] : <https://fr.scribd.com/document/641048812/Untitled> , Consulter le 26 mai 2025
- [67] :https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf ,ATMEL, ATMEGA328P ,pp 294
- [68] : <https://www.alldatasheet.fr/datasheet-pdf/pdf/392289/ATMEL/ATMEGA328P-PU.html> , Consulter le 13 juin 2025
- [69] : <https://fr.scribd.com/document/641048812/Untitled> , Consulter le 13 juin 2025
- [70] : COULIBALY.M , ‘’ Détection du complexe QRS par la Méthode de Laguna’’, UNIVERSITE BADJI MOKHTAR ANNABA ,pp. 57.2019

Résumé (Français)

Ce mémoire présente l'étude, la conception et la simulation d'une main bionique commandée par un microcontrôleur à partir d'un signal électromyogramme (EMG). L'objectif principal est de développer un système capable de capter l'activité musculaire résiduelle d'un utilisateur, de traiter ce signal via une chaîne analogique (amplification, filtrage, rectification) puis de le convertir en commandes numériques pour actionner des servomoteurs. La partie mécanique concerne la modélisation d'une main articulée reproduisant des mouvements simples de préhension. Du côté électronique, le microcontrôleur ATmega328P est utilisé pour générer les signaux PWM nécessaires au contrôle des moteurs. Le système a été simulé via le logiciel Proteus et validé expérimentalement, montrant une réponse satisfaisante aux signaux EMG.

Ce projet s'inscrit dans la perspective de développement de prothèses intelligentes, accessibles et fonctionnelles.

Mots-clés : Main bionique, EMG, microcontrôleur, ATmega328P, servomoteur, prothèse, simulation.

Abstract (English)

This thesis presents the study, design, and simulation of a bionic hand controlled by a microcontroller using an electromyographic (EMG) signal. The main objective is to develop a system capable of capturing the user's residual muscular activity, processing the signal through an analog chain (amplification, filtering, rectification), and converting it into digital commands to drive servomotors.

The mechanical part involves the modeling of an articulated hand capable of reproducing simple grasping movements. On the electronic side, the ATmega328P microcontroller is used to generate the PWM signals required for motor control. The system was simulated using Proteus software and validated experimentally, showing a satisfactory response to EMG signals.

This project contributes to the development of intelligent, accessible, and functional prostheses.

Keywords: Bionic hand, EMG, microcontroller, ATmega328P, servomotor, prosthesis, simulation.

الملخص (العربية)

يعرض هذا البحث دراسة وتصميم ومحاكاة يد بيونيه يتم التحكم فيها بواسطة متحكم دقيق بناءً على إشارات العضلات الكهربائية (EMG). يهدف المشروع إلى تطوير نظام قادر على التقاط النشاط العضلي المتبقي، ومعالجة الإشارة عبر سلسلة تناظرية (تضخيم، ترشيح، تقويم)، ثم تحويلها إلى أوامر رقمية تتحكم في محركات مؤازرة (سيرفو). تشمل الناحية الميكانيكية تصميم يد مفصلية تحاكي حركات القبض الأساسية، بينما تتضمن الناحية الإلكترونية استخدام المتحكم ATmega328P لإنتاج إشارات PWM اللازمة لتشغيل المحركات. تمت محاكاة النظام باستخدام برنامج Proteus، وتم التحقق من فعاليته تجريبياً، حيث أظهر استجابة جيدة لإشارات EMG. يساهم هذا العمل في تطوير أطراف صناعية ذكية وفعالة وقليلة التكلفة.

الكلمات المفتاحية: يد بيونية، إشارات EMG، متحكم دقيق، ATmega328P، محرك سيرفو، طرف صناعي، محاكاة.