

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة  
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا  
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك  
Département d'Électronique



## Mémoire de Master

Mention : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

YAHIA Aymen

SERIR Meriem

# *Conception et Réalisation d'une Prothèse Myoélectrique d'Avant-Bras*

Encadré par :

Pr. CHERFA Y

Pr. CHERFA A

Année Universitaire

2022/2023



## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail*

*A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études,*

*A ma chère sœur Sara pour son encouragement permanent, et leur soutien moral,*

*A mon cher frère Yassine pour son appui,*

*A mon binôme Aymen, pour son esprit de groupe, et pour son encouragement et motivation.*

*A toute ma famille et mes amis pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire,*

*Merci d'être toujours là pour moi.*

*Merci à vous chers lecteurs*

*SERIR Meriem*

## *Dédicaces*

*A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études,*

*A ma chère sœur et mes chers frères pour leurs encouragements permanents, et leur soutien moral,*

*A la famille de club scientifique ITC, qui m'a accompagné tout au long de mes années universitaires et m'a beaucoup aidé à apprendre plein de nouvelles choses.*

*A toute la nation algérienne et à l'ensemble de la communauté islamique dans le monde,*

*Que ce travail soit l'accomplissement de vos vœux tant allégués, et le fruit de votre soutien infailible,*

*Merci d'être toujours là pour moi*

*YAHIA Aymen*

## ***Remercîments***

*Nous rendons grâce au bon Dieu qui nous a donné la force, la volonté, le courage et la patience afin de mener à bien ce modeste travail.*

*Au terme de ce travail, tout d'abord, nous tenons à exprimer nos plus vifs remerciements à nos encadreurs, M. CHERFA Y et Mme. CHERFA A, pour la qualité de leur suivi ; pour toutes les leçons qu'ils nous ont données, que ce soit académiques ou de la vie, et pour partager leur précieuse expérience. Et aussi pour leurs précieuses orientations, méthodologiques notamment.*

*Ensuite, Nous remercions les membres du jury M.CHiKHI et M.HENHEN qui nous ont accordé leur attention.*

*Nous adressons nos sincères gratitudees à Dr. Chentir.A pour nous avoir enseigné et aussi pour avoir partagé son expérience avec nous. Et à M. ANOU A pour son précieux soutien*

*Nous tenons également à exprimer notre profonde gratitude envers tous les enseignants qui nous ont aidé et enseigné durant notre cursus universitaire, et en particulier pour les enseignants en Biomédicale.*

## Résumé

Cet mémoire présente la conception et la mise en œuvre d'un avant-bras prothétique myoélectrique destiné aux personnes amputées transradiales. L'objectif principal de ce projet est de capturer avec précision le signal électromyographique (EMG), de réaliser des échantillonnages et de le traiter numériquement à l'aide de la carte de développement FPGA Tang Nano 9K. En atteignant avec succès ces étapes, l'objectif est de contrôler efficacement un servomoteur pour effectuer un mouvement de rotation de base du poignet. Cependant, lors de nos expérimentations, nous avons rencontré certaines imprévisibilités dans la capture du signal EMG en raison de certaines imperfections dans notre conception et notre mise en œuvre. Néanmoins, l'utilisation de signaux sinusoïdaux purs pour simuler les fréquences du signal EMG a fourni des preuves précieuses qui confirment la faisabilité du concept et de la méthodologie utilisés dans ce projet.

**Mots-clés :** Prothèse, EMG, FPGA, servomoteur, amputation transradiale, myoélectrique.

## Abstract

This thesis presents the design and implementation of a myoelectric prosthetic forearm intended for individuals with transradial amputation. The primary objective of this project is to accurately capture the electromyography (EMG) signal, perform sampling, and digitally process it using the Tang Nano 9K FPGA development board. By successfully achieving these steps, the goal is to effectively control a servo-motor to execute a basic wrist rotation movement. However, during our experimentation, we encountered some unpredictability in capturing the EMG signal due to certain imperfections in our design and implementation. Nevertheless, the use of pure sine waves to simulate the EMG signal frequencies provided valuable evidence that validates the feasibility of the concept and methodology employed in this project.

**Keywords:** Prosthetic, EMG, FPGA, servo-motor, Transradial amputation, myoelectric.

## ملخص

تقدم هذه الأطروحة تصميمًا وتنفيذًا لذراع صناعية قائمة على تقنية تخطيط الكهربية العضلية، وهي مخصصة للأفراد الذين يعانون من بتر في المستوى الساعد. الهدف الأساسي لهذا المشروع هو التقاط إشارة الكهربية العضلية، رقمتها، ومعالجتها رقميًا باستخدام من خلال تحقيق هذه الخطوات بنجاح، الهدف هو التحكم بمحرك مؤازر بكفاءة. "Tang Nano 9K FPGA" لوحة تطوري لتنفيذ حركة دوران المعصم. ومع ذلك، خلال عمليات التجربة، واجهنا بعض عدم التنبؤية في استقبال إشارة الكهربية العضلية بسبب بعض العيوب في التصميم والتنفيذ. مع ذلك، فإن استخدام موجات الجيبية النقية لمحاكاة ترددات إشارة الكهربية العضلية، قدم دليلًا قديمًا يؤكد جدوى المفهوم والمنهجية المستخدمة في هذا المشروع

## Table des matières

Dédicaces	
Remerciements	
Résumé	
Tables des matières	
Listes des figures	
Listes des tableaux	
Listes des équations	
Listes des abréviations	
Introduction.....	1
1. Chapitre 1 :Anatomie et Prothèses .....	3
1.1. Anatomie .....	3
1.1.1. La physiologie des muscles .....	3
1.1.2. L'anatomie générale de l'avant-bras.....	5
1.2. Les types de prothèses du bras .....	11
1.2.1. Prothèses cosmétiques .....	13
1.2.2. Prothèses actionnées par le corps.....	14
1.2.3. Prothèses électriques.....	14
1.3. Les causes d'amputation de bras .....	16
1.3.1. Amputations traumatiques .....	16
1.3.2. Amputations liées au cancer .....	16
1.3.3. Amputations liées à des troubles de la circulation sanguine .....	17
2. Chapitre 2 :Etat de l'art .....	18
3. Chapitre 3: Composants de projet .....	26
3.1. FPGA.....	26
3.1.1. Carte de développement Tang nano 9K.....	27
3.1.2. IDE et synthétiseur.....	28
3.1.3. Corps de propriété intellectuelle .....	28
3.2. ADC (Convertisseur analogique-numérique).....	29
3.2.1. Architectures des ADC .....	29
3.2.2. Contraintes du projet.....	31
3.3. Actionneurs.....	32

3.3.1. Moteurs électriques.....	32
3.3.2. Comparaison et choix d'actionneurs.....	34
4. Chapitre 4 : Réalisation et résultats.....	35
4.1. Les électrodes .....	35
4.2. Pré-amplification .....	37
4.3. Filtrage analogique .....	38
4.3.1. Filtre passe-bas .....	39
4.3.2. Filtre passe-haut .....	42
4.4. Conversion analogique-numérique ADC .....	44
4.4.1. Le circuit de référence de l'ADC.....	44
4.4.2. Circuit de polarisation d'entrée .....	45
4.4.3. Circuit de l'ADC.....	46
4.5. Traitement numérique des signaux.....	48
4.5.1. Filtrage numérique.....	49
4.5.2. Rectification.....	52
4.6. Décision.....	54
4.6.1. Commande de moteur.....	55
Conclusion.....	59
Bibliographie.....	61



## Listes des figures

Figure 1-1. Les muscles squelettique, cardiaque et lisse au niveau microscopique.....	4
Figure 1-2. Les Os major de l'avant-bras (Ulna et Radius).....	5
Figure 1-3. Les 3 principaux nerfs d'avant-bras.....	6
Figure 1-4. Les muscles de flexion.....	9
Figure 1-5. Les muscles extension.....	10
Figure 1-6. Les muscles de pronatation.....	11
Figure 1-7. Une des nouvelles découvertes prothétiques. Une prothèse d'orteil en bois, découverte sur une momie égyptienne.....	12
Figure 1-8. Première main prothétique à gaz comprimé du livre allemand Ersatzglieder de 1919 sous Arbeitshilfen (Substituts de membres et aides au travail).....	12
Figure 1-9. Prothèse myoélectrique.....	15
Figure 3-1. Generic FPGA architecture.....	27
Figure 3-2. Les dimensions de la carte Tang nano 9K.....	28
Figure 3-3. Schématique d'un ADC basé sur l'architecture SAR.....	30
Figure 3-4. Moteur pas à pas de base avec un pas de 90°.....	33
Figure 3-5. Synoptique d'un servomoteur.....	33
Figure 4-1. Synoptique du projet.....	35
Figure 4-2. Transformée de Fourier(FFT) rapide du signal de bruit capturé.....	36
Figure 4-3. Fils utilisé pour fixer les électrodes.....	36
Figure 4-4. Electrode de surface.....	37
Figure 4-5. Schéma développé du circuit de l'étage de pré-amplification.....	37
Figure 4-6. Tracé du point de limite et de l'atténuation de Butterworth, par rapport à l'ordre 40	
Figure 4-7. Schéma développé du filtre passe bas Butterworth d'ordre 4.....	40
Figure 4-8. Schéma développé du filtre passe-haut Butterworth d'ordre 4.....	42
Figure 4-9. Circuit de l'étage d'amplification.....	43
Figure 4-10. Schéma développé pour le circuit tension de référence.....	44
Figure 4-11. Simulation de voltage référence utilisant Proteus.....	45
Figure 4-12. Circuit de polarisation continue.....	45
Figure 4-13. Circuit de polarisation continue (bais) Proteus.....	46
Figure 4-14. Résultat de la simulation.....	46
Figure 4-15. Configuration du CAN (ADC0804) en mode de fonctionnement continu.....	47
Figure 4-16. La période de signal indicateur.....	48
Figure 4-17. Synoptique des fonction de la carte FPGA.....	49
Figure 4-18. Les paramètres à remplir de l'IP coré.....	50
Figure 4-19. Réponse fréquentielle de filtre digital.....	51
Figure 4-20. Simulation des résultats du filtre avec des fréquences de 300 Hz et 600 Hz.....	51

Figure 4-21. Sortie de FPGA à 300 Hz et à 600 Hz.....	52
Figure 4-22. Signal redressé pour des fréquences d'entrée de 300 Hz et 600 Hz. ....	53
Figure 4-23. Digramme simplifier de l'algorithme utilisé.....	55
Figure 4-24. Relation entre le signal PWM et l'angle du servomoteur .....	55
Figure 4-25. Configuration monostable pour la modulation d'impulsion en durée (PWM) du servomoteur. ....	56
Figure 4-26. Signal EMG en cas de mouvement. ....	57
Figure 4-27. Signal EMG en cas de repos.....	57
Figure 4-28. Le prototype de la prothèse de l'avant-bras. ....	58

## Listes des tableaux

Tableau 1.1. Innervation des muscles de l'avant-bras .....	7
Tableau 4.1. Table de vérité de la sortie de commande de l'FPGA. ....	56

## Listes des équations

Equation (4-1) .....	38
Equation (4-2) .....	39
Equation(4 3).....	39
Equation(4 4).....	40
Equation (4-5) .....	41
Equation (4-6) .....	41
Equation (4-7) .....	41
Equation(4-8) .....	41
Equation (4-9) .....	41
Equation (4-10) .....	41
Equation (4-11) .....	42
Equation (4-12) .....	42
Equation (4-13) .....	43
Equation (4-14) .....	43
Equation (4-15).....	47
Equation (4-16) .....	47
Equation (4-17) .....	52
Equation (4-18) .....	53

## Listes des abréviations

A/D - Analogique/Numérique (Analog-to-Digital).

ADC - Convertisseur Analogique/Numérique (Analog-to-Digital Converter).

ANN - Réseau de Neurones Artificiels (RNA) (Artificial Neural Network).

CC – Courant Continue (Continus Current).

CI - Interface de Contrôle (Control Interface).

CLB - Bloc Logique Configurable (Configurable Logic Block).

CMRR- Taux de Réjection du Mode Commun (Common-Mode Rejection Ratio).

CPU - Unité Centrale de Traitement (Central Processing Unit).

DAC - Convertisseur Numérique/Analogique (Digital-to-Analog Converter).

DC - Courant Continu (Direct Current).

DSP - Processeur de Signal Numérique (Digital Signal Processor).

ECG - Électrocardiogramme (Electrocardiogram).

EEG - Électroencéphalogramme (Electroencephalogram).

EMG - Électromyogramme (Electromyogram).

E/S - Entrée/Sortie (Input/Output).

FFT- Transformée de Fourier Rapide (Fast Fourier Transform).

FPGA-Circuit Logique Programmable sur le Terrain (Field-Programmable Gate Array).

HDL - Langage de Description Matérielle (Hardware Description Language).

IDE - Environnement de Développement Intégré (Integrated Development Environment).

IP core - Intellectual Property corps (Intellectual Property core).

JTAG - Groupe d'Action de Test en Commun (Joint Test Action Group).

LUT - Table de Recherche (Look-Up Table).

MLP-NN - Réseau de Neurones Artificiels à Perceptron Multicouche (Multilayer Perceptron Neural Network).

MSPS - Méga-Échantillons par Seconde (Mega-Samples Per Second).

MSB - Bit le Plus Significatif (Most Significant Bit).

PWM - Modulation de Largeur d'Impulsion (Pulse Width Modulation).

RMS - Racine Carrée de la Moyenne (Root Mean Square).

SADC - Convertisseur Analogique/Numérique par Approximations Successives (Successive Approximation Analog-to-Digital Converter).

SAR - Registre d'Approximation Successive (Successive Approximation Register).

SDAC - Convertisseur Analogique/Numérique Sigma-Delta (Sigma-Delta Analog-to-Digital Converter).

SEMG - Électromyographie de Surface (Surface Electromyography).

SHA - Algorithme de Hachage Sécurisé (Secure Hash Algorithm).

SNR - Secure Hash Algorithm (Signal-to-Noise Ratio).

TR - Transradiale unilatérale.

UART - Émetteur-Récepteur Asynchrone Universel (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter).

USB - Bus Série Universel (Universal Serial Bus).

VHDL - Langage de Description Matérielle pour Circuit Intégré Très Haute Vitesse (Very – High-Speed Integrated Circuit Hardware Description Language).

---

# Introduction

---

La main humaine est une merveille anatomique extraordinaire, qui a joué un rôle fondamental, dans l'évolution de l'humanité, et qui continue de façonner notre vie quotidienne. La conception complexe de la main, met en évidence la complexité de l'anatomie et de la physiologie humaines, ce qui en fait un sujet de recherche, et d'exploration approfondies. La dextérité et les capacités sensorielles de la main, ont permis de mieux comprendre la cognition humaine, et le contrôle moteur.

Malheureusement, la possibilité de perdre une main, suite à une amputation, est une réalité brutale, pour de nombreuses personnes. Les amputations de la main, principalement les amputations transradiales, peuvent survenir, pour diverses raisons, notamment des accidents traumatiques, des anomalies congénitales, des infections, des maladies vasculaires et des tumeurs. Perdre une main a des impacts physiques, émotionnels et psychologiques profonds, car cela affecte considérablement, les activités quotidiennes, l'indépendance et la qualité de vie globale.

Pour les personnes ayant subi de telles amputations, plusieurs options sont disponibles, pour aider à restaurer la fonctionnalité de la main, et pour améliorer leur vie quotidienne. Ces options comprennent des prothèses esthétiques, des prothèses à commande mécanique, qui utilisent des systèmes mécaniques, et des mouvements du corps, permettant aux individus, de contrôler les mouvements de la main prothétique, par le biais de mouvements corporels.

Cependant, les avancées récentes, ont conduit au développement de prothèses myoélectriques, qui utilisent les signaux musculaires, pour contrôler les mouvements, et offrir une expérience utilisateur, plus intuitive. Ces prothèses peuvent imiter divers mouvements de la main, et offrir une large gamme de capacités fonctionnelles, telles que la préhension, la manipulation d'objets, et même la restitution sensorielle.

Dans le cadre de ce projet, nous visons à explorer le potentiel de la technologie de prothèse myoélectrique, pour l'avant-bras, en tant que moyen d'atténuer, les effets de l'amputation transradiale, et de permettre aux individus, de retrouver des capacités perdues, leur indépendance et un sentiment de normalité dans leur vie. De plus, l'objectif est de localiser cette technologie en Algérie. Dans ce projet, nous concevons, et réalisons une prothèse myoélectrique pour l'avant-bras, capable d'effectuer, un mouvement de rotation simple du poignet. Ces prothèses nécessitent, non seulement un haut niveau d'intégration de circuits, en raison des contraintes de taille, imposées par les dimensions du corps humain, mais également des techniques de traitement avancées des signaux. Par conséquent, ce projet vise également à atteindre son objectif, en développant une prothèse myoélectrique pour l'avant-bras, utilisant des FPGA (Field-Programmable Gate Arrays), réputés pour leur rapidité, et leur haut niveau de personnalisation, dans les applications numériques.



Cette thèse se compose de quatre chapitres, qui représentent de manière exhaustive, notre travail. Chaque chapitre offre une perspective distincte sur notre recherche, couvrant différents aspects du projet.

Nous commençons par une analyse approfondie, de deux aspects fondamentaux, de notre projet : les caractéristiques anatomiques de l'avant-bras, et les solutions prothétiques existantes, conçues pour le substituer. Nous entamons notre exploration, en présentant un aperçu complet, de l'anatomie du membre ciblé, pour le remplacement, y compris l'examen de sa structure osseuse, des systèmes d'innervation principaux, et des principaux composants musculaires, responsables de divers mouvements. Ensuite, nous approfondissons l'examen du paysage actuel, des dispositifs prothétiques, en élucidant leurs différents types, et en mettant en évidence, leurs principes fonctionnels principaux.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons une revue complète, des recherches de pointe, concernant les dispositifs prothétiques, opérant dans un domaine similaire. De plus, nous explorons divers travaux robotiques et mécaniques, qui ont servi de sources d'inspiration, influençant le processus de prise de décision, et les choix effectués, tout au long de la mise en œuvre du projet. Ce chapitre vise à fournir, une compréhension approfondie, des avancées existantes, dans le domaine, établissant ainsi un cadre contextuel, qui sous-tend les phases ultérieures, de la réalisation du projet.

Dans le troisième chapitre, nous abordons les composants essentiels, pour le développement de notre prototype, ainsi qu'une exploration des critères principaux, qui ont guidé le processus de sélection. Nous nous concentrons spécifiquement, sur trois éléments essentiels : les FPGA (Field-Programmable Gate Arrays), le convertisseur analogique-numérique, et les moteurs utilisés dans des applications similaires.

Dans le dernier chapitre, nous présentons, de manière exhaustive, les différents calculs effectués, lors de la phase de conception, et leur mise en œuvre ultérieure, dans la réalisation du prototype. Ce chapitre met principalement l'accent, sur les deux aspects électroniques essentiels de notre prototype : les composants analogiques et numériques. De plus, nous fournissons un aperçu des résultats obtenus, en les mettant en évidence, grâce à nos processus de conception, et de mise en œuvre.

---

# **Chapitre 1**

## **Anatomie et prothèses**

---

L'être humain diffère, des autres êtres vivants, par plusieurs caractéristiques formidables, citant la main comme un exemple, qui lui permette d'interagir avec son environnement. Mais, par fois cette unité peut faire face, à une variété de problèmes, qui conduisent à la nécessité d'une amputation. Pour cette raison, et grâce aux avancées dans différents domaines technologiques, de nombreuses options de dispositifs prothétiques, sont développées et disponibles aujourd'hui, en fonction des besoins et du confort des patients. Ces dispositifs se base sur l'anatomie de la main.

Nous concentrons notre compréhension, sur les mécanismes complexes de ses muscles. L'étude de la mécanique musculaire offre une compréhension profonde, des phénomènes biomécaniques en jeu, mettant en lumière les mécanismes, à l'origine de la génération de force, et des mouvements précis. En examinant de près l'interaction des fibres musculaires, des tendons, et des principes sous-jacents, qui régissent leur fonctionnalité complexe, nous nous lançons dans une exploration scientifique des mécanismes musculaires.

## 1.1. Anatomie

Le corps humain représente un système biologique complexe et sophistiqué, qui repose sur la collaboration harmonieuse, de multiples systèmes, afin d'assurer la survie, et d'optimiser les conditions de vie. Afin d'assurer le bon fonctionnement de ce système, divers besoins inhérents, allant des nécessités fondamentales, doivent être satisfaits. Ces besoins trouvent leur réalisation, grâce aux différents membres, qui composent le corps humain. Parmi ces membres, les membres supérieurs, incluant l'avant-bras et la main, occupent un rôle crucial, dans la satisfaction des besoins humains.

L'avant-bras, avec son anatomie complexe, et sa conception biomécanique, constitue un lien essentiel, entre le bras supérieur et la main. Il comprend une interaction complexe, de muscles, de tendons, d'os et de nerfs, permettant une gamme de mouvements, et une dextérité remarquable.

En examinant de près, l'interaction des fibres musculaires, des tendons et leur fonctionnalité complexe, une exploration fondamentale est menée, posant ainsi les bases, pour une analyse exhaustive des détails, et des mécanismes complexes, sous-jacents à la fonctionnalité remarquable de l'avant-bras.

### 1.1.1. La physiologie des muscles

Comme chaque organe du corps humain, les muscles sont composés de tissus, et le tissu principal dans un muscle est le tissu musculaire." Le tissu musculaire est constitué de cellules allongées, appelées fibres musculaires, ou « myocytes », capables d'utiliser l'ATP, pour générer de la force. En conséquence, le tissu musculaire produit des mouvements

corporels, maintient la posture, et génère de la chaleur. Il offre également une protection. Selon leur emplacement, et certaines caractéristiques structurales et fonctionnelles, les tissus musculaires sont classés en trois types : squelettique, cardiaque et lisse [1]. La Figure 1-1 présente ces trois muscles.

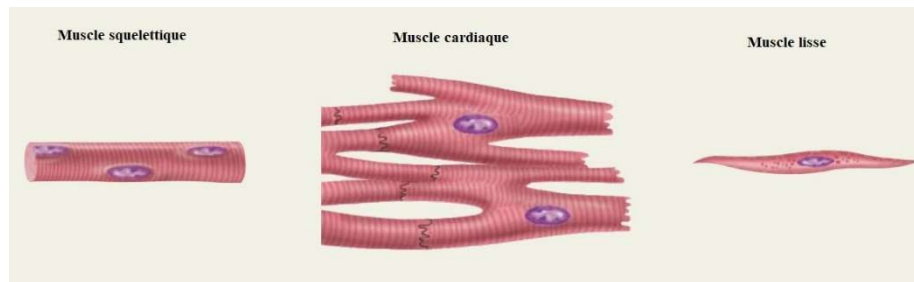


Figure 1-1. Les muscles squelettique, cardiaque et lisse au niveau microscopique [1].

### 1.1.1.1. Les muscles squelettiques

Les muscles squelettiques sont attachés aux os du squelette. Ils sont responsables des mouvements volontaires du corps, tels que la marche, la course, le saut et la manipulation d'objets. Les muscles squelettiques sont composés de fibres musculaires striées, ce qui leur confère une apparence rayée, sous le microscope. Ils sont contrôlés par le système nerveux volontaire (système somatique), et répondent aux signaux des neurones moteurs, pour produire des contractions musculaires.

### 1.1.1.2. Les muscles cardiaques

Seul le cœur contient du tissu musculaire cardiaque, qui forme la majeure partie de la paroi du cœur. La contraction et la relaxation alternées, du cœur, ne sont pas contrôlées consciemment. Le cœur bat plutôt, car il possède un stimulateur naturel, qui initie chaque contraction. Plusieurs hormones et neurotransmetteurs, peuvent ajuster la fréquence cardiaque, en accélérant, ou en ralentissant le stimulateur.

### 1.1.1.3. Les muscles lisses

Le tissu musculaire lisse, se trouve dans les parois de structures internes creuses, telles que les vaisseaux sanguins, les voies respiratoires, et la plupart des organes de la cavité abdominopelvienne. Il se trouve également dans la peau, attaché aux follicules pileux.

L'action du muscle lisse est généralement involontaire, et certains tissus musculaires lisses, tels que les muscles qui propulsent les aliments dans le tube digestif, présentent une autorhythmicité. Le muscle cardiaque et le muscle lisse, sont régulés par des neurones, qui

font partie de la division autonome (involontaire) du système nerveux, et par des hormones, libérées par les glandes endocrines.

## 1.1.2. L'anatomie générale de l'avant-bras

Les membres supérieurs sont parmi les unités anatomiques, les plus complexes du corps, permettant à l'être humain, d'interagir avec son entourage, et facilitant ces activités quotidiennes. Avec plusieurs mouvements, comme saisir des objets, pousser, soulever, pointer quelque chose, etc...

Ce membre est une combinaison d'os, de vaisseaux sanguins, de liens neuronaux et de muscles, qui travaillent en collaboration, pour assurer son bon fonctionnement naturel.

### 1.1.2.1. Les os majeurs de l'avant-bras

L'ulna et le radius sont les deux os de l'avant-bras, comme illustre la Figure 1.2. L'ulna est plus long, et se situe du côté médial (côté du petit doigt) de l'avant-bras, tandis que le radius est plus court, et se trouve du côté latéral (côté du pouce). L'ulna a l'olécrâne à son extrémité proximale, qui forme la saillie du coude, et un processus coronoïde, qui s'articule avec l'humérus. Il possède également une encoche trochléaire, et une encoche radiale, pour s'articuler avec le radius. L'extrémité distale de l'ulna est constituée d'une tête, d'un processus styloïde, et d'une connexion au poignet, à travers un disque de fibrocartilage.

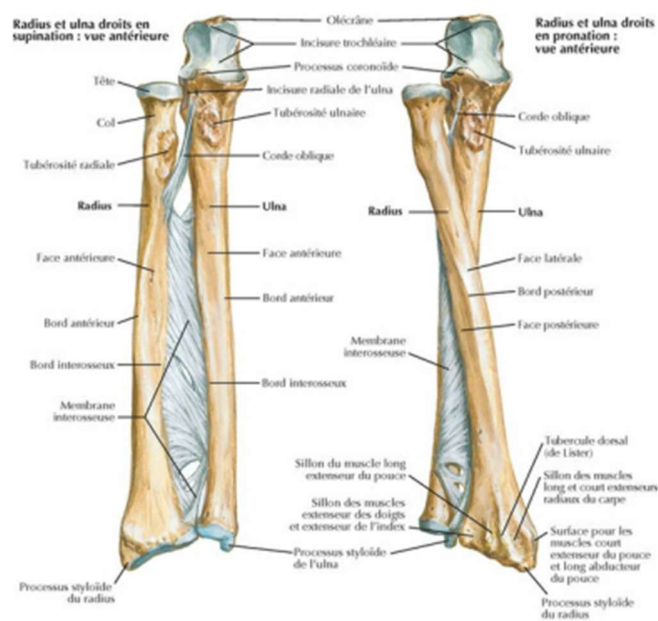


Figure 1-2. Les Os major de l'avant-bras (Ulna et Radius) [2].

D'autre part, le radius est plus étroit, à son extrémité proximale, et s'élargit distalement. Il a une tête, qui s'articule avec l'humérus et l'ulna, une tubérosité radiale, pour

l'attachement musculaire, et un processus styloïde, pour l'attachement au poignet. L'extrémité distale du radius, possède une encoche ulnaire, pour s'articuler avec l'ulna.

L'ulna et le radius se connectent, l'un à l'autre, à travers la membrane interosseuse, un tissu fibreux, qui sert également de site d'attachement, pour les muscles de l'avant-bras. Ils s'articulent aux extrémités proximale et distale, formant, respectivement, l'articulation radio-cubitale proximale, et l'articulation radio-cubitale distale. De plus, l'extrémité distale du radius, s'articule avec trois os du poignet, pour former l'articulation radio-carpienne [1].

La main, à elle seule, contient 27 os et 21 muscles intrinsèques, et 29 articulations au total, alors qu'elle est aussi liée à d'autres tendons, des muscles extrinsèques, situés dans l'avant-bras, en nombre de 15 [3].

### 1.1.2.2. L'innovation de l'avant-bras [4]

L'ensemble du membre supérieur, est innervé, principalement, par les nerfs, issus du plexus brachial, formé par les racines nerveuses, de C5 à T1. Il se constitue de 03 troncs, supérieur, moyen et inférieur. Ces troncs donnent 03 divisions antérieurs, et 03 postérieurs, formant 03 faisceaux latéral, postérieur et médian. Les branches terminales, issues de ces faisceaux, présentent sur le long de leurs trajets, l'innervation principale du membre supérieur, pour l'épaule, le bras, l'avant-bras, le poignet et la main. La figure 1-3 présente les 03 principaux nerfs suivants :

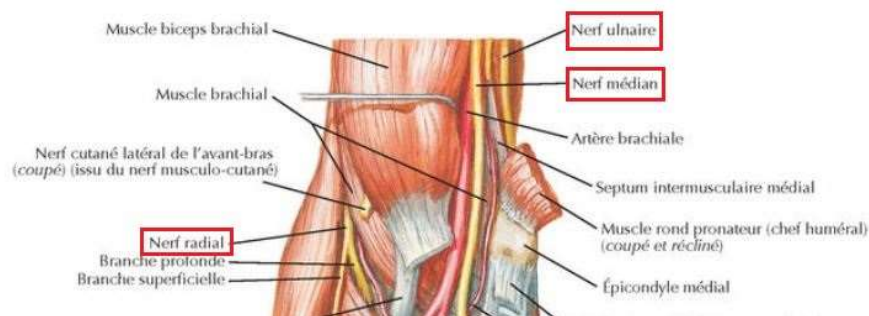


Figure 1-3. Les 3 principaux nerfs d'avant-bras [2].

- **Le nerf médian** : C'est un nerf principal, de la loge antérieure de l'avant-bras, et de l'éminence thénar. Il est mixte, sensitivomoteur, mais son rôle moteur est considéré comme prédominant. Il innerve les muscles fléchisseurs de l'avant-bras, mais aussi le muscle rond pronateur, impliqué dans la pronation...
- **Le nerf radial** : C'est un nerf mixte, qui innerve les muscles extrinsèques de l'avant-bras, qui sont responsables, de la majorité des mouvements du poignet et des doigts, ce qui lui confère un rôle principalement moteur.

- **Le nerf ulnaire** : C'est un nerf sensitivomoteur, essentiellement pour les muscles intrinsèques de la main, tels que les interosseux, et les muscles lombricaux.

Chacun de ces 3 nerfs permet d'innover un groupe de muscles, ce qui est illustré dans le tableau suivant :

Innervation des muscles		
Nerf médian	Nerf ulnaire	Nerf radial
<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Longue palmaire.</li> <li>○ Fléchisseur radial du carpe.</li> <li>○ Fléchisseur commun profond.</li> <li>○ Fléchisseur superficiel des doigts.</li> <li>○ Le long fléchisseur du pouce.</li> <li>○ Court abducteur du pouce.</li> <li>○ Carré pronateur.</li> <li>○ Opposant du pouce.</li> <li>○ Court fléchisseur du pouce.</li> <li>○ Muscles lombricaux (premier et deuxième).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Fléchisseur commun profond des doigts.</li> <li>○ Court palmaire</li> <li>○ Court abducteur du V.</li> <li>○ Court fléchisseur du V</li> <li>○ Opposant du V</li> <li>○ Muscles lombricaux (3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup>)</li> <li>○ Les muscles interosseux.</li> <li>○ Adducteur du pouce.</li> <li>○ Court fléchisseur du pouce.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Fléchisseur radial du carpe (court et long).</li> <li>○ Long supinateur.</li> <li>○ Extenseur commun des doigts.</li> <li>○ Extenseur ulnaire du carpe.</li> <li>○ Extenseur propre du V.</li> <li>○ Extenseur radial du carpe (court et long).</li> <li>○ Long abducteur du pouce</li> <li>○ Extenseur propre de l'index.</li> </ul>

Tableau 1.1. Innervation des muscles de l'avant-bras [4]

### 1.1.2.3. Les grands muscles

Étant donné notre intérêt, pour le remplacement du bras, par un bras myoélectrique, il est pertinent, de subdiviser les groupes musculaires de l'avant-bras, en fonction des principaux mouvements, auxquels chaque groupe de muscles participe majoritairement, et d'étudier ces groupes, en accord avec cette classification [4].

Bien que, le corps humain soit reconnu, pour ses phénomènes complexes, l'harmonie de chaque élément individuel, assure son fonctionnement parfait. Parmi les exemples les plus remarquables, on peut citer la main. Les muscles extrinsèques, qui se situent au niveau de l'avant-bras, assurent la plupart de ces mouvements :

### a. Les muscles de la flexion et de la déviation ulnaire du poignet

Les muscles les plus importants impliqués dans la flexion du poignet sont le muscle fléchisseur ulnaire du carpe et le muscle fléchisseur radial du carpe, ainsi que le muscle long palmaire. Le muscle principalement responsable de l'inclinaison cubitale est le muscle extenseur ulnaire du carpe, avec l'implication du muscle fléchisseur ulnaire du carpe et des muscles extenseurs des doigts communs. Certains des muscles fléchisseurs des doigts sont également impliqués dans ces mouvements dans une certaine mesure [4].

- **Fléchisseur ulnaire du carpe** : qui possède 02 chefs ; le chef huméral, qui prend origine à l'épicondyle médian de l'humérus, et le chef ulnaire, qui s'insère sur l'olécrane. Il est large, épais et aplati, et se termine par un tendon, sur le pôle supérieur du pisiforme, en débordant à sa face antérieure. Il joue un rôle, dans la stabilisation médiale du carpe.
- **Fléchisseur radial du carpe** : il prend origine aussi, de l'épicondyle médian, du fascia antébrachial superficiel, et des cloisons fibreuses, qui le séparent des muscles voisins, et se termine sur la base du deuxième métacarpien.
- **Muscle long palmaire** : il s'insère, par un tendon commun, aux autres épicondyliens médiaux, sur l'extrémité inférieure de la face antérieure de l'épicondyle médial de l'humérus, et se termine par un tendon étalé, sur le rétinaculum des fléchisseurs.
- **Extenseur ulnaire du carpe** : il a deux chefs, radial et ulnaire, qui s'insèrent par ordre, sur l'épicondyle latéral et l'olécrane. Il est considéré comme le muscle le plus puissant, pour l'adduction de la main.



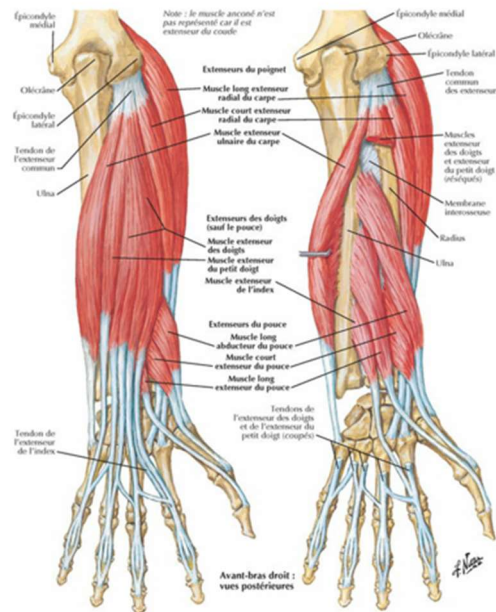


Figure 1-4. Les muscles de flexion [2].

## b. Les muscles de l'extension et l'abduction du poignet

Les muscles courts extenseurs radial du carpe et les muscles longs extenseurs radial du carpe sont les muscles les plus importants pour l'extension du poignet. En revanche, la déviation radiale est réalisée uniquement par le muscle long extenseur radial du carpe. Ces deux muscles sont soutenus dans une certaine mesure par le muscle extenseur des doigts et le muscle extenseur ulnaire du carpe [4].

- **Long extenseur radial du carpe**, prend son origine sur la crête supra épicondylienne latérale de l'humérus, le septum intermusculaire latéral du bras supérieur, et l'épicondyle latéral de l'humérus, et se termine à la base du deuxième métacarpien.
- **Court extenseur radial du carpe**, prend son origine, à partir de l'épicondyle latéral, recouvert par les fibres du muscle long extenseur radial du carpe, et se termine également dans la partie supérieure de son tendon. Toutes les structures, des muscles extenseurs radiaux du carpe court et long, sont facilement palpables et visibles.

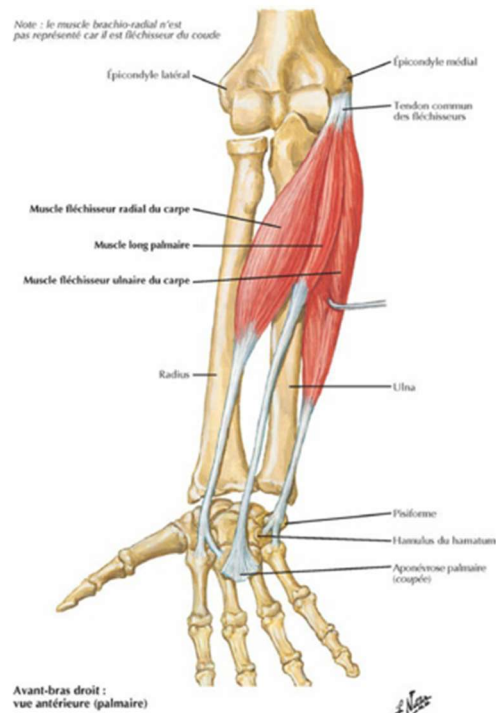


Figure 1-5. Les muscles extension [2].

### c. Les muscles de la pronosupination du poignet

Les muscles de la pronosupination du poignet sont responsables des mouvements de rotation du poignet, notamment la pronation (rotation vers l'intérieur) et la supination (rotation vers l'extérieur). Ces muscles sont divisés en trois muscles : muscle supinateur, muscle carré pronateur, muscle rond pronateur [3]

- **Muscle supinateur** : c'est un muscle triangulaire épais, qui forme une spirale, autour du tiers proximal du radius. Il est constitué de 02 faisceaux : profond et superficiel. Il assure la supination, en synergie avec le muscle biceps brachial, qui veut dire la rotation externe de la main, et de l'avant-bras, pour amener la main vers le haut.
- **Muscle carré pronateur** : c'est un petit muscle quadrangulaire, et le plus profond des muscles, de la loge antérieure de l'avant-bras. Son action principale est la pronation, en agissant sur l'articulation radio-ulnaire proximale, pour amener la main en bas, assisté par les 02 muscles ronds, pronateur et brachioradial.
- **Muscle rond pronateur** : c'est un muscle fusiforme, de la loge antérieure de l'avant-bras, qui possède 02 chefs, huméral et ulnaire, indiquant leurs insertions. Ce muscle assure la pronation, en tirant le radius médialement, ce qui fait la rotation de sa tête,

autour de la partie proximale de l'ulna. De plus, il participe à la flexion de l'avant-bras.

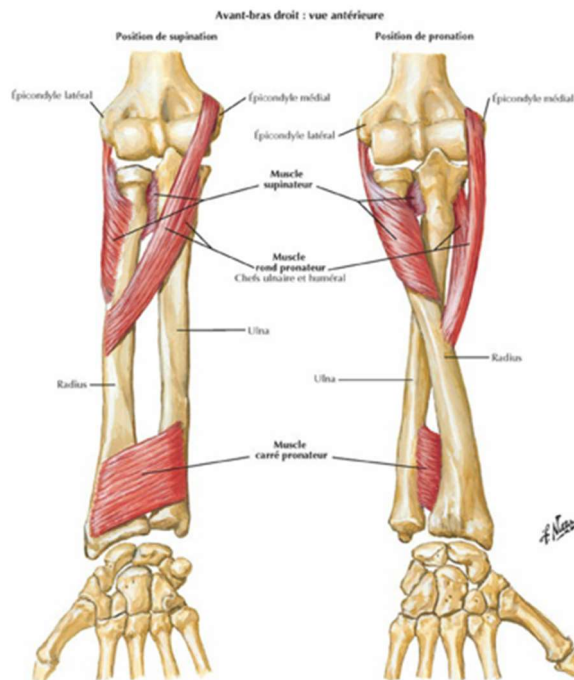


Figure 1-6. Les muscles de pronation [2].

## 1.2. Les types de prothèses du bras

Les prothèses sont des dispositifs artificiels essentiels, conçus pour remplacer les parties manquantes du corps. Elles sont fabriquées, en prenant en compte l'anatomie humaine, afin de reproduire au mieux, la fonction et l'apparence, des membres, ou organes perdus. Ces prothèses sont conçues, en s'inspirant de la structure et des mouvements naturels du corps, permettant ainsi aux utilisateurs, de retrouver une certaine mobilité, et de mener une vie plus normale.

Si nous abordons l'histoire des prothèses, la prothèse d'orteil occupe une place particulière, en tant que l'une des formes, les plus anciennes de prothèses. Une découverte fascinante, est celle de la prothèse d'orteil antique, en bois et en cuir, datant d'environ 3000 ans, qui a été trouvée en Égypte [5], qu'est illustrée dans la Figure 1-7. Cette prothèse est considérée, comme l'une des plus anciennes au monde, et présente une conception précise, avec une sangle en cuir, permettant un ajustement optimal au pied, ainsi qu'une représentation détaillée, de l'orteil et de l'ongle. Cette découverte témoigne, de l'utilisation précoce de prothèses, dans l'histoire de l'humanité, et est actuellement préservée dans un musée.



Figure 1-7. Une des nouvelles découvertes prothétiques. Une prothèse d'orteil en bois, découverte sur une momie égyptienne [5].

Un autre jalon important, dans l'histoire des prothèses de bras, a été l'introduction de la première prothèse de main pneumatique. Cette prothèse révolutionnaire, développée au début du XXe siècle, a utilisé des systèmes pneumatiques, ou d'air comprimé, pour contrôler les mouvements de la main artificielle [6], comme montre la Figure 1-8. Ces premières versions nécessitaient une action manuelle, pour activer les mouvements basiques de préhension. Cependant, avec les progrès technologiques, des systèmes de contrôle plus sophistiqués, ont été intégrés, tels que les capteurs myoélectriques, permettant une interaction plus intuitive, entre les mouvements musculaires résiduels de l'utilisateur, et les mouvements de la prothèse.

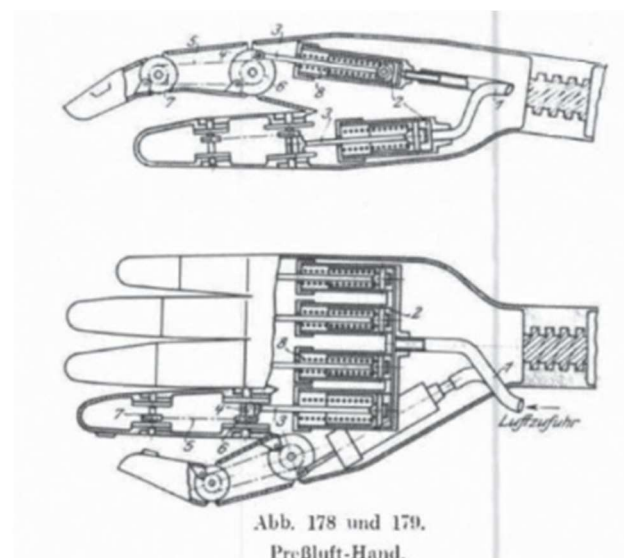


Figure 1-8. Première main prothétique à gaz comprimé du livre allemand *Ersatzglieder* de 1919 sous *Arbeitshilfen* (Substituts de membres et aides au travail) [7].

Les prothèses de bras, sont des dispositifs artificiels, qui remplacent, ou complètent, la fonctionnalité d'un bras humain, perdu ou endommagé. La sélection d'une prothèse devrait être basée sur les besoins individuels du patient, et inclure ses préférences personnelles, son expérience avec les prothèses, et ses besoins fonctionnels [8].

Trois types de prothèses de membre supérieur, sont disponibles, pour les personnes atteintes d'une absence de membre [9] :

- Les prothèses cosmétiques, conçues principalement, pour restaurer l'apparence et la symétrie ;
- Les prothèses fonctionnelles, qui sont, soit activées par le corps, à l'aide d'un harnais et de câbles, soit alimentées, par des batteries rechargeables ;
- Les prothèses électriques.

### 1.2.1. Prothèses cosmétiques

Une prothèse cosmétique, également connu sous le nom de bras esthétique, est un type de bras prothétique, principalement conçu, pour ressembler à un bras humain naturel, sur le plan esthétique. Son objectif principal, est de fournir, une apparence réaliste et naturelle. La conception et la fabrication d'un bras cosmétique, privilégie l'esthétique et l'aspect visuel, plutôt que les fonctionnalités avancées. L'apparence esthétique, semble jouer un rôle aussi important, dans les séquelles psychologiques de l'amputation, que le retour de la fonction physique [10].

Les bras cosmétiques sont généralement conçus, avec attention aux détails, en tenant compte de facteurs, tels que la couleur de la peau, la texture, voire la disposition des veines et des rides. L'objectif est de créer un membre prothétique, qui se fond visuellement, avec le membre restant, ou l'apparence globale de la personne.

Bien que, les bras cosmétiques ne puissent pas offrir le même niveau de fonctionnalités, que d'autres types de bras prothétiques, ils peuvent néanmoins assurer des fonctionnalités de base, telles que permettre à l'individu de maintenir son équilibre, de tenir des objets légers, ou d'obtenir une apparence plus symétrique.

Les personnes qui optent pour un bras cosmétique, accordent souvent une importance particulière, aux aspects psychologiques et sociaux, liés au port d'un membre prothétique. Ils peuvent le choisir, pour améliorer leur estime de soi, améliorer leur image corporelle, ou réduire la visibilité de leur perte de membre, ou de leur différence de membre, dans des contextes sociaux.

### 1.2.2. Prothèses actionnées par le corps

Un bras actionné par le corps, est un type de prothèse de bras, qui utilise les mouvements et les actions du corps, pour activer et contrôler la prothèse. Plutôt que de dépendre de sources d'énergie externes, un bras actionné par le corps est alimenté, par les mouvements musculaires, et les contractions musculaires volontaires, de l'utilisateur.

Les prothèses actionnées par le corps, également appelées prothèses standards, fonctionnent, en utilisant des câbles, pour transmettre les mouvements du corps, au mécanisme de la prothèse, et le contrôler. En bougeant le corps d'une certaine manière, on tire sur le câble, ce qui provoque son ouverture, sa fermeture, sa rotation ou sa flexion [11].

Les bras actionnés par le corps, offrent une plus grande sensation de contrôle, et une interaction, plus naturelle avec la prothèse, car ils répondent directement, aux intentions musculaires de l'utilisateur. Ils peuvent être utilisés, pour effectuer une variété de mouvements, tels que, saisir, tenir, pousser ou tirer des objets.

Ce type offre un contrôle et une fiabilité accrus, permettant aux utilisateurs, d'engager des groupes musculaires spécifiques, pour activer et contrôler la prothèse. Ils sont généralement plus abordables et durables, que les bras à alimentation électronique. Cependant, les bras actionnés par le corps, peuvent avoir une amplitude de mouvement limitée, et des mouvements moins naturels, par rapport à un bras humain. Ils requièrent des efforts physiques, et de la force, de la part de l'utilisateur, et les mouvements complexes, ou les compétences motrices fines, peuvent être plus difficiles. Travailler en étroite collaboration, avec un professionnel de santé, est essentiel, pour déterminer la meilleure adaptation, en fonction des besoins, et des objectifs individuels. Ils ont démontré des avantages, en termes de durabilité, de temps d'entraînement, de fréquence d'ajustement, de maintenance, et de retour d'information [8].

### 1.2.3. Prothèses électriques

Une prothèse de main électronique est un dispositif de membre artificiel, qui intègre des composants électroniques, pour fournir aux individus, des remplacements fonctionnels, et contrôlables de la main. Ces prothèses utilisent des systèmes électroniques, pour permettre des mouvements, et des fonctionnalités, qui imitent, ou améliorent les capacités d'une main naturelle. Les prothèses de main électroniques, peuvent être largement classées, en deux types : les prothèses myoélectriques, et les prothèses contrôlées par le cerveau.

### 1.2.3.1. Prothèses Myoélectriques

Les prothèses myoélectriques sont un type de prothèses, qui utilise des signaux électriques, générés par les muscles, pour contrôler les mouvements de la prothèse. Les capteurs myoélectriques ou électrodes, sont placés à la surface du membre résiduel, et détectent l'activité électrique, produite par les contractions musculaires. Le microprocesseur traite les signaux, et les convertit en commandes spécifiques pour la prothèse. Un des avantages des prothèses myoélectriques, est leur capacité, à fournir des mouvements plus précis et coordonnés. Elles offrent souvent plusieurs modèles, de préhension et de réglages ajustables, permettant aux utilisateurs, de personnaliser la prothèse, en fonction de leurs besoins et préférences spécifiques. Les prothèses myoélectriques, comme illustre le figure 1-9, permettent un degré plus élevé d'indépendance fonctionnelle, avec un contrôle plus précis de la prothèse, en ce qui concerne la manipulation, la prise et l'équilibre. Bien qu'il existe certaines limitations, aux membres prothétiques myoélectriques, telles que leur prix élevé, et le manque de retour sensoriel, les recherches actuelles visent à faciliter l'amélioration, et la mise en œuvre généralisée, de cette technologie [12].



Figure 1-9. Prothèse myoélectrique [13].

### 1.2.3.2. Prothèses contrôlées par le cerveau

Les prothèses contrôlées par le cerveau, également connues sous le nom d'interfaces cerveau-ordinateur (BCI), qui analysent l'activité cérébrale, et la traduisent en commandes de contrôle, ont été conçus et utilisés, pour augmenter les dimensions de contrôle des prothèses, de membre supérieur existantes [14]. Ils permettent aux individus, de contrôler leur main prothétique, directement à partir des signaux de leur cerveau. Ces prothèses utilisent des techniques, telles que l'électroencéphalographie (EEG), ou des électrodes, implantées pour détecter et interpréter les signaux neuronaux, provenant du cerveau. Des algorithmes avancés, décodent ces signaux, en commandes de contrôle, qui sont ensuite utilisées, pour actionner la

main prothétique. Les prothèses, contrôlées par le cerveau, offrent la possibilité d'un contrôle plus direct et intuitif.

Il est important de noter, que tandis que les prothèses myoélectriques, se basent sur les signaux musculaires résiduels, les prothèses contrôlées par le cerveau, utilisent les signaux neuronaux du cerveau. Les deux types de prothèses relèvent, de la catégorie plus large, des prothèses de main électroniques, car elles intègrent des composants électroniques, pour permettre les mouvements, et la fonctionnalité de la main. Le choix entre les prothèses myoélectriques, et les prothèses contrôlées par le cerveau, dépend de facteurs, tels que les besoins spécifiques de l'individu, le niveau d'amputation, la technologie disponible, et les recommandations des spécialistes des prothèses.

### **1.3. Les causes d'amputation de bras**

Les prothèses de main, disponibles dans divers types et designs, visent à restaurer des capacités essentielles, telles que la saisie, la manipulation d'objets, et l'exécution de tâches quotidiennes, qui requièrent des compétences motrices fines. Avec les avancées technologiques, et les matériaux utilisés, les prothèses de main offrent aux utilisateurs, une plus grande indépendance, une meilleure fonctionnalité, et une esthétique améliorée, constituant ainsi une solution transformative, pour ceux ayant subi une amputation de la main, due aux différentes causes d'amputation, comme: les amputations traumatiques, les amputations liées au cancer, et les amputations liées à des troubles de la circulation sanguine [15].

#### **1.3.1. Amputations traumatiques**

Ce sont des amputations, qui surviennent, suite à des accidents, ou à des blessures graves. Elles peuvent être causées par des événements, tels que des accidents de voiture, des accidents industriels, ou des blessures écrasantes graves. Les amputations traumatiques se produisent, lorsqu'une partie du corps est séparée de force, ou gravement endommagée, au point où une intervention chirurgicale est nécessaire. Ces types d'amputations peuvent avoir un impact soudain et profond sur l'individu, nécessitant une attention médicale immédiate, ainsi qu'une rééducation ultérieure, pour retrouver des capacités fonctionnelles, et s'adapter aux changements physiques.

#### **1.3.2. Amputations liées au cancer**



Elles désignent les amputations réalisées, en raison d'un cancer. Ces chirurgies sont souvent nécessaires, lorsque les tumeurs ne peuvent pas être entièrement retirées, par une intervention chirurgicale conservatrice, ou lorsque d'autres traitements n'ont pas réussi à contrôler la propagation du cancer. Elles peuvent impliquer le retrait partiel ou total d'un membre, et sont réalisées, pour traiter les tumeurs osseuses malignes, les sarcomes des tissus mous, les mélanomes avancés, ou d'autres cancers, qui ont affecté, de manière importante, les membres. La réadaptation et le soutien psychologique sont des aspects importants du processus post-amputation.

### **1.3.3. Amputations liées à des troubles de la circulation sanguine**

Elles surviennent, lorsque des problèmes vasculaires graves, tels que l'artériopathie périphérique ou le diabète non contrôlé, entraînent une diminution significative, du flux sanguin vers les membres. Cette diminution de l'apport sanguin, peut entraîner des lésions tissulaires graves et une nécrose, rendant parfois l'amputation nécessaire, pour prévenir l'infection, et pour sauver la vie du patient. Ces amputations sont réalisées, afin de traiter les complications sévères des troubles circulatoires, et préserver la santé globale du patient. La prise en charge médicale appropriée, et la gestion des facteurs de risque sous-jacents, sont essentielles, pour prévenir ces amputations.

## **Discussion**

L'anatomie joue un rôle vital, dans la conception des prothèses, car elle sert de base fondamentale, pour la création de dispositifs fonctionnels et confortables. En comprenant les subtilités du corps humain, les prothésistes peuvent adapter leurs conceptions, pour imiter de près, les mouvements naturels, et les fonctionnalités des membres, ou parties du corps manquantes. Les avancées rapides, de la technologie des prothèses, offrent également un éventail de choix plus large, pour les personnes dans le besoin. En fonction de facteurs, tels que les besoins spécifiques de l'individu, les capacités financières, le niveau d'amputation, et les activités souhaitées, différentes options peuvent être explorées. Un passage en revue des travaux effectués dans la littérature seront exposés dans le chapitre suivant.

---

## **Chapitre 2**

### **Etat de l'art**

---

Les prothèses d'avant-bras permettent l'embellissement fonctionnel et esthétique, des personnes amputées du membre supérieur. Ces dispositifs améliorent l'indépendance des patients, en permettant aux individus, de retrouver leurs capacités de préhension, de saisie et de motricité basique, pour le moment. La technologie continue de progresser dans ce domaine, améliorant ainsi, la qualité de vie des amputés du monde entier, et réduisant les coûts.

Dans ce chapitre, nous présenterons une sélection de travaux, dans le domaine des prothèses/robots de l'avant-bras, qui ont été des références précieuses, offrant des insights, et une assistance, lors des différentes étapes du projet, notamment la sélection des composants, et le traitement des signaux.

**M.I.A. Harba and P.A. Lynn (1981) [16]** ; Ils ont mis en point un système de compliance, pour une prothèse, qui prend en compte la charge environnementale, appliquée sur le dispositif prothétique, et pas seulement la réponse aux commandes volontaires. Ainsi, le dispositif devrait compenser, chaque force appliquée sur les articulations, afin que celles-ci restent en place, tant qu'aucune commande n'est reçue du signal EMG, pour faire autrement. Cela a été réalisé, en employant des moteurs spéciaux, appelés moteurs ultrasoniques. Ces moteurs utilisent un matériau piézo-électrique, avec une onde sinusoïdale électrique en entrée, pour créer le mouvement. Chaque articulation aura deux de ces moteurs, qui recevront des ondes sinusoïdales déphasées. Le déphasage, entre les ondes sinusoïdales, permet à l'articulation, de simuler les mêmes propriétés viscoélastiques, imposées aux articulations, par les muscles. Ils ont testé cette méthode sur de véritables amputés, pour une analyse pratique plus approfondie.

**Arindam Chatterjee, Amardeep Bajwa<sup>1</sup>, Dr. Amod Kumar, Kanta Garg, Ravinder Aggarwal (2010) [17]** : Ils ont développé une prothèse d'avant-bras sans fil pour les amputés qui présentent des endommagements dans leur muscle, dans la mesure où leur EMG peut être insuffisant ou inapproprié pour contrôler le bras. La stratégie de contrôle de cette conception implique des commutateurs contrôlés à distance, un codeur, un émetteur, un récepteur, un décodeur et un circuit pour contrôler la fonction de prise. Le décodeur et le codeur sont en parfaite synchronisation, de sorte que lorsque l'un des quatre commutateurs est appuyé, le décodeur peut reconnaître et activer le canal. Quatre commutateurs pour produire quatre tâches spécifiques pour générer quatre mouvements, tels que « arrêter », « ouvrir », « fermer avec une faible adhérence » et « clôturer avec une haute adhésion ».

**Andres Herrera, Andres Bernal, David Isaza et Malek Adjouadi (2010) [18]** : Ils ont conçu un bras myoélectrique prothétique, avec fonction de force de préhension proportionnelle. Les auteurs emploient des signaux de l'électromyogramme (EMG), des muscles de la main de l'amputé, le bras intègre des techniques de placement des électrodes, pour détecter avec précision, les signaux musculaires, y compris l'utilisation d'électrodes de surface, plaquées avec un positionnement optimal, du point de vue amplitude du signal. Ils commencent par le traitement du signal, qui comprend l'amplification de signaux EMG bruts, les filtrés et converti en une sortie de signal courant continue uniforme. Tandis que, la force

de préhension de la main est contrôlée par le signal EMG de l'utilisateur, avec différents niveaux de seuil, correspondant à des forces de préhension, progressivement croissantes. Ceci est réalisé, grâce à un système de commutation de relais, et à des résistances, qui ajustent le courant, à travers le moteur, pour saisir des objets. Le système de commande du moteur, utilise un moteur à courant continu, et des interrupteurs, de fin de course optiques, pour détecter la position de la main, et permettre les actions d'ouverture et de fermeture. Ces caractéristiques spécifiques, contribuent à la fonctionnalité du bras myoélectrique, fournissant un contrôle proportionnel de la force de préhension, basé sur les signaux musculaires, et imitant les mouvements naturels de la main.

**Manish Kansal, Hardeep Singh Saini, Dinesh Arora (2011)[19]** : Ils décrivent la conception, et la mise en œuvre d'un filtre, à réponse impulsionnelle infinie (RII), sur une "Field-Programmable Gate Array" (FPGA), pour extraire les informations cliniques, à partir des signaux d'électrocardiogramme (ECG). Le filtre RII a été établi, à l'aide du logiciel MATLAB, et mis en œuvre sur une carte FPGA, avec Xilinx Vivado Design Suite. Ils ont proposé, une nouvelle méthode d'élaboration du filtre RII, sur un FPGA, qui réduit la complexité, et la consommation d'énergie du filtre. Le filtre RII, basé sur FPGA, a surperformé la mise en œuvre logicielle, en termes de vitesse, et de consommation d'énergie, le rendant adapté, aux systèmes de surveillance ECG portables, et alimentés par batterie. Cette conception fournit une solution efficace, et à faible consommation d'énergie, pour le traitement des signaux ECG, ce qui est critique, pour les applications de santé, à distance et portables.

**Paul Ventimiglia (2012) [20]** : Il a approché, les différentes conceptions possibles, d'une main prothétique, qui peuvent être réalisées aujourd'hui, du point de vue de la faisabilité. Il propose également une conception mécanique, avec différentes notes d'application. Les articulations des doigts, sont fabriquées, à partir d'une combinaison d'engrenages et de roulements, tandis que les engrenages sont directement fixés au moteur. Chaque doigt est équipé d'un moteur, à l'exception du pouce qui en compte deux. La main prothétique est composée, de pièces imprimées en 3D, et de pièces préfabriquées en métal. Du côté électronique, il propose également certaines fonctionnalités, telles que la détection de la force de préhension de la main, à l'aide de capteurs de charge des moteurs, qui augmente en fonction de la charge, ou l'utilisation de jauges de contraintes. Il met en avant, l'utilisation de potentiomètres, en tant que rétroaction, pour le microcontrôleur "Arduino Pro Mini, afin d'obtenir l'angle, en temps réel des doigts. En conséquence, la main est capable d'effectuer six modes de préhension distincts, tels que des poignées de balle, et une pince de précision. Il met le point sur trois méthodes différentes, de capture du signal de commande, à savoir l'utilisation de commutateurs, actionnés par les orteils, de capteurs myoélectriques, et de transducteurs linéaires. Ces derniers peuvent être décrits, comme employant des fils, qui entourent les membres amputés résiduels, tout en détectant, les variations de résistance dans ces fils, causés par les distorsions mécaniques, provoquées par les contractions des tissus musculaires résiduels. Enfin, selon les auteurs, cette conception détaillée leur a coûté environ 3000 dollars.

**Haoshi Zhang, Lan Tian, Liangqing Zhang, and Guanglin Li (2013) [21]** : Ils ont effectué une comparaison, entre les électrodes textiles, et les électrodes métalliques, en particulier, les électrodes à gel, dans l'application d'une prothèse myoélectrique, pour l'enregistrement des signaux EMG. Les électrodes à gel peuvent provoquer des irritations cutanées et des allergies, chez certaines personnes, en raison des gels et des matériaux adhésifs. Elles peuvent également se dessécher avec le temps, en modifiant la résistance de contact, entre la surface de l'électrode et la peau. Pour ce qui est des électrodes textiles, elles présentent des caractéristiques de ventilation, de flexibilité et de pliage. Elles sont fabriquées avec de l'encre conductrice, utilisant la technologie d'impression sur textile ; un tissu de coton en grille a été choisi, comme matériau de substrat. Six électrodes textiles bipolaires, ont été placées sur l'avant-bras de l'amputé, connectées à un amplificateur, les signaux EMG ont été filtrés en bande passante (5-400 Hz), et acquis avec une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz, à l'aide d'un système d'acquisition de données personnalisé, basé sur Matlab. Deux tests ont été réalisés : la collecte de données EMG, pour entraîner un classificateur de reconnaissance de motifs, et la manipulation d'une prothèse virtuelle, pour quantifier les performances, en temps réel, du contrôle prothétique. Les tests sont effectués sur trois hommes, avec une amputation transradiale unilatérale (TR), et sept personnes valides, sans pathologie neurologique ou musculaire ont participé à l'étude. Les résultats de la comparaison étaient proches. Cependant, étant donné que les électrodes textiles flexibles pouvaient mieux s'adapter à la forme du corps, elles peuvent fournir des enregistrements de signaux, de meilleure qualité, que les électrodes métalliques rigides. Néanmoins, sans l'utilisation de gel sur la surface de l'électrode, les électrodes textiles peuvent être, plus susceptibles, de provoquer des artefacts de mouvement et du bruit, dans les enregistrements EMG, en raison du mauvais contact, entre l'électrode et la peau.

**Jingpeng Wang, Liqiong Tang, John E Bronlund (2013) [22]** : Ils mettent en avant une conception d'un circuit d'amplification, et de filtrage, de signal EMG. Les différents étages ont été implémentés, afin d'acquérir l'information. Le circuit commence par un étage de pré-amplification, d'où ils emploient un amplificateur d'instrumentation (INA128) qui est relié avec deux amplificateurs (OPA2604), pour réaliser le circuit de référence. La pré-amplification est suivi par deux étages de filtrage : le premier est un filtre passe-haut, de 4ème ordre, avec une fréquence de coupure à 20Hz ; le second est un filtre passe-bas, de 4ème ordre également, avec une fréquence de coupure à 709Hz, ce qui joue le rôle d'un filtre anti aliasing. La sortie de ces derniers est échantillonnée, et lue avec une carte d'acquisition (PCI-6229). Ils proposent deux méthodes d'acquisition numérique de signal EMG : la première est d'utiliser 2KHz, comme une fréquence d'échantillonnage, avec un filtre passe-bas du 4ème ordre, sinon une fréquence d'échantillonnage de 1KHz à l'égard d'une ADC (?) qui emploie la "delta-sigma" technology. En se basant sur l'analyse des résultats obtenus, ils trouvent que la même conception, avec l'utilisation des filtres du 2ème ordre, peut donner une performance relativement identique. Également pour l'utilisation d'un filtre "notch" pour éliminer la composante d'alimentation (50Hz ou 60Hz) qui introduit une perte d'information EMG importante relativement aux bruits atténués. Cela les amène à conclure que son utilisation n'est pas recommandée, selon leur analyse spectrale du signal EMG.

**Sean Casley, Thanacha Choopojcharoen, Adam Jardim, Deniz Ozgoren (2014) [23]** : Ils ont créé une prothèse d'avant-bras robotisée, intelligente, qui imite les mouvements d'un bras humain, et qui est capable de saisir rapidement les objets, avec des formes complexes. L'intelligence de la main est obtenue, grâce à la technologie de vision par ordinateur, qui permet une reconnaissance rapide des objets de base, permettant au bras d'interpréter, et de comprendre le monde, à travers des images. La main est également contrôlée, par des signaux électromyographiques (EMG), qui sont utilisés, pour ouvrir et fermer la main. Le circuit électrique comprend un contrôleur Arduino Pro Mini, un multiplexeur et un module de lecteur PWM, pour interagir avec les nombreux potentiomètres, connectés aux six moteurs, qui contrôlent les degrés de contrôle de prothèse. En conséquence, la prothèse à deux degrés de liberté, est capable de saisir, et de tenir des objets, de différentes formes et tailles, avec une mise en œuvre réussie, du contrôle de la force et de la position, qui permet d'effectuer des mouvements, tels que : ramasser des objets, tenir un stylo et saisir une poignée de porte. Pour ce qui est de la conception mécanique, elle comporte un avant-bras, une main et des doigts imprimés en 3D, avec une articulation du poignet, qui offre des degrés de liberté supplémentaires, pour des mouvements plus naturels.

**Robert Edwards, Kyle Lafontant, Nuttaworn Sujumnong, Jared Wormley (2014) [24]** : Ils ont conçu une prothèse myoélectrique d'avant-bras "IRIS Hand", qui vise à simuler la fonctionnalité d'une main humaine, en utilisant des techniques de robotique, et d'intelligence artificielle, pour le traitement d'images. La prothèse a trois degrés de liberté, permettant un contrôle indépendant des doigts, qui approche le niveau de performance d'une vraie main. La partie électrique du système, utilise une caméra, pour le traitement d'images, et également un signal EMG, des multiplexeurs, pour contrôler les signaux, des muscles du bras de l'utilisateur, un microcontrôleur Arduino, pour traiter les signaux, et un pilote PWM, pour envoyer des commandes aux moteurs. Quant aux pièces mécaniques, elles comprennent un boîtier de poignet, imprimé en 3D personnalisé, et des liaisons, qui imitent le mouvement du poignet et des doigts humains, permettant aux utilisateurs, d'effectuer une variété de mouvements, tels que : la saisie d'objets, la prise de petits objets, et l'exécution de tâches délicates, nécessitant de la dextérité.

**J. J. A. Mendes Junior, F. C. Janzen, E. Agostini Junior, S. Okida, S. L. Stevan Junior (2014) [25]** : Ils présentent un système de filtration des données électromyographiques. Pour l'acquisition, ils se sont servis d'électrodes de surface, passant par la phase de pré amplification, l'utilisation de circuits intégrés, avec condensateur commuté MF10, et filtres universels actifs UAF42, afin de comparer avec d'autres circuits, employant des filtres actifs, avec des spécifications similaires, en utilisant des amplificateurs opérationnels, pour les applications biomécaniques et robotiques, avec des performances élevées, et une optimisation des coûts. Ils ont effectué deux tests pour chaque méthode, le premier test, avec une fréquence variable, a été mis à l'épreuve, à l'aide d'un oscilloscope Agilent DSO-X-2012A. Le deuxième test, impliquait l'insertion d'un signal EMG simulé, pour assurer l'acceptation du comité d'éthique. La méthode suggérée d'utilisation des filtres IC est simple à construire, en revanche, elle nécessite un circuit oscillateur, pour un bon fonctionnement. En ce qui concerne le bruit de commutation, il est de 50 kHz, mais il présente peu d'effet, sur le signal global.

**Karan Veer, Tanu Sharma and Amod Kumar (2016) [26]** : Ils ont développé une prothèse myoélectrique de bras, qui imite la fonctionnalité d'un bras naturel, y compris la force de préhension variable. Le circuit électronique comprend, un amplificateur différentiel, qui reçoit le signal obtenu, à partir des électrodes, via des câbles blindés, afin de réduire les pertes de transmission. Un filtre RC passif passe-bas, avec une fréquence de coupure d'environ 100 Hz, avec l'utilisation d'un amplificateur, à gain variable, pour augmenter la sensibilité et le seuil, entre les trois états de mouvement de la main : lorsque la main est initialement ouverte et les doigts fermés, lorsque la main est fermée, et les doigts ouverts, et lorsque la main est fermée, et les doigts qui libèrent un objet. Ils ont employé un filtre Notch de 50Hz, pour éliminer la fréquence de rejet, de même qu'un convertisseur RMS en DC (AD 536), qui permet de représenter avec précision, le niveau du signal, sous forme d'une valeur numérique équivalente. Ils utilisent un convertisseur analogique-numérique et un microcontrôleur, qui contrôlent un système de quatre relais, en fonction de la force du signal SEMG, tels que : deux relais contrôlent la direction du moteur, pour l'ouverture et la fermeture de la main, tandis que deux autres relais, mettent en œuvre la logique de contrôle de la prise.

**Thomas R. Redman (2016) [27]**: Ils ont élaboré une prothèse d'avant-bras, pour les enfants atteints d'amputation des membres supérieurs, en particulier, pour ceux ayant cinq ans. Ils se servent d'un électromyogramme (EMG), avec des électrodes de surface, placées sur les membres résiduels de l'enfant. Les signaux sont ensuite traités, pour générer des signes de contrôle, pour la prothèse, qui a été conçue, pour être ajustable, en fonction de la croissance de l'enfant. Son bloc diagramme comprend des composants, tels que l'acquisition de signaux EMG, le traitement du signal, le microcontrôleur, les actionneurs, qui génèrent des mouvements de deux degrés de liberté, quatre actionneurs conduisant chaque doigt, et deux actionneurs pour la fermeture et l'ouverture du pouce. En outre, le bras prothétique tire profit d'un mécanisme de « fermeture volontaire », qui fonctionne, en utilisant un ressort, ou un autre dispositif de tension mécanique, pour maintenir les doigts, dans une position fermée, jusqu'à ce que l'enfant utilise ses muscles, pour surmonter la tension du ressort, et ouvrir la main. Ils ont également fait appel à la technologie des « doigts hybrides », qui combine les caractéristiques des doigts prothétiques passifs et actifs. Les doigts prothétiques passifs sont non-mouvants, alors que les doigts prothétiques actifs, utilisent des moteurs et des capteurs ou d'autres mécanismes, pour imiter les mouvements des doigts naturels. L'équipe a mené une étude pilote, avec deux enfants, qui ont testé le bras prothétique, et les résultats ont montré, que les enfants étaient capables d'effectuer diverses tâches, de prise et de libération avec le bras, telles que, ramasser de petits objets, manipuler une tasse, et tourner le poignet d'une porte.

**Ning Li, Peng Yu, Tie Yang, Liang Zhao, Ziwen Liu, Ning Xi, and Lianqing Liu (2017) [28]** : Ils ont conçu un exosquelette robotique portable, inspiré de la biologie, pour fournir une assistance physique, et une rééducation aux survivants, d'un accident vasculaire cérébral, ayant une fonction du membre supérieur altérée. Par conséquent, il se réfère au mouvement, et à la structure d'un bras humain réel, qui se compose de deux parties : la structure matérielle de mouvement, composée d'os, et le système de commande de mouvement, composé de muscles

squelettiques. La conception bionique, du système de commande de mouvement musculaire squelettique du robot, comprend la conception de coudes, d'avant-bras et d'épaules bioniques. Ils exploitent des lignes de tension, qui sont utilisées, pour transmettre la force du moteur, aux tendons et aux articulations du robot, et sont connectées à un anneau flexible, fabriqué par la technologie d'impression 3D, afin de créer sept degrés de liberté. Les données (data) de mouvement humain, sont collectées avec le Kinect 1.0 de Xbox 360, et analysées via MATLAB, avec une médiane filtrante, et un traçage de trajectoire, qui se réfère au chemin de mouvement du bras humain, et du bras de l'exosquelette robotique. La corrélation, entre les trajectoires du robot et de l'homme, est ensuite analysée, pour évaluer l'efficacité de la conception bionique. Le système de commande comprend une unité de contrôle, une source d'alimentation et une transmission. Le moteur agit comme source d'alimentation, qui est régulée par un microordinateur à puce unique (a single-chip micro-computer). Les lignes de tension produisent la force motrice, qui est transmise aux tendons et aux articulations, pour permettre au robot exosquelette d'effectuer différents mouvements, notamment l'ouverture et la fermeture de la main, la prise d'objets, la rotation, ainsi que l'ouverture et la fermeture de l'articulation du coude.

**Snehal B. Kalambe, Ms.P.V.Gawande (2018) [29]** : Ils conçoivent un bras robotique, qui emploie des capteurs de flexion passive, mesurent le degré de flexion, et le traduisent comme un changement de résistance. Ce changement de résistance est ensuite utilisé, pour déterminer l'angle de mouvement du doigt. Ces capteurs de flexion détectent le mouvement des doigts. Le bras se compose de cinq doigts, chaque doigt est contrôlé par un servomoteur, commandé par la carte de développement "Raspberry Pi". Les lectures des capteurs sont converties en tensions et exploitées, pour calculer l'angle de mouvement, pour chaque doigt. L'angle de mouvement a pour but de générer un signal PWM approprié, pour le servomoteur. Le bras robotique a été testé avec succès sur un volontaire, et les résultats ont montré, qu'il était capable de détecter et de reproduire avec précision, le mouvement des doigts. Les auteurs concluent, que le bras prothétique a le potentiel, de fournir une solution rentable et abordable, pour les personnes souffrant d'amputations des membres supérieurs.

**Dolendra Sharma, Abhirath Bahadur Shah, Nishanta Bhattarai, Subin Thapa (2019) [30]** : Le document décrit, le développement d'un bras prothétique bionique, basé sur le signal myoélectrique, dérivé des muscles squelettiques. Les auteurs ont fait appel au capteur EMG, pour détecter les contractions musculaires, et un mécanisme de filtration et d'amplification, intégré au capteur lui-même, est utilisé pour analyser et traiter les signaux. Le résultat est transmis à un Arduino-Uno, pour contrôler les quatre moteurs du bras, qui régissent les mouvements du poignet, du doigt, du pouce et des doigts restants. Ils ont utilisé des lignes de pêche, pour créer une interface, entre les moteurs et les doigts, étant donné qu'ils sont minces et forts, permettant un contrôle précis des mouvements des doigts. Les mouvements du bras sont ajustés, en fonction des valeurs EMG collectées, à partir des contractions musculaires de l'utilisateur, un processus connu sous le nom de calibration. Le bras est capable d'effectuer une gamme de mouvements, et son temps de réponse, dépend du paramètre de retard, défini dans le code, et de la capacité de traitement du capteur, avec un retard de 500ms, enregistré pendant le test. Le bras robotique a été élaboré à l'aide d'InMoov, qui est open source, et qui



permet au public, d'accéder aux conceptions assistées par ordinateur, et qui fournit une grande connaissance, de la conception mécanique, dans la production de pièces de corps robotiques, imprimées en 3D.

**Tariq M. Younes, Mohammad A. AlKhedher, Abdel-Hamid Soliman et Aiman Al Alawin (2019) [31]** : Ils visent à développer un prototype, d'une prothèse myoélectrique d'avant-bras, pour atteindre une différence minimale, entre le fonctionnement du bras, et l'attente du patient, en utilisant un réseau neuronal artificiel (ANN). En premier lieu, le signal acquis est prétraité, comprenant l'amplification, la filtration et la rectification. Quant à la partie mécanique du prototype, elle utilise deux types de moteurs : un servomoteur et moteur à étapes (moteur pas à pas peut être). L'un contrôle l'adhérence, et l'autre contrôle la rotation de la main, à l'aide de boîtes d'anneau et de câbles. Afin d'exploiter les données prétraitées, dans la formation de l'IA, ils segmentent le signal EMG, selon la technique d'amplitude et de seuil de Willison. Les caractéristiques sont extraites, grâce à la technique de la valeur absolue moyenne, tandis que, pour la classification des schémas, ils emploient le réseau neural de perception multilayer. (MLP-NN).

**Alishba Imran, William Escobar, Dr. Freidoon Barez (2020) [32]** : Ils ont conçu une prothèse de main, à faible coût, qui exploite des signaux d'électromyographie (EMG) comme entrée. Les signaux EMG sont détectés par des électrodes, attachées à la partie résiduelle du membre de l'utilisateur, puis traités, à l'aide d'un algorithme d'apprentissage en profondeur, pour générer des signaux de commande. Les composants électriques présents dans la prothèse, comportent un microcontrôleur Arduino, un amplificateur, et un module de pilote de moteur DC, afin de contrôler le mouvement de la main. MATLAB et Simulink sont utilisés, pour développer le système de commande de la main, et modéliser les équations du mouvement. La prothèse a six degrés de liberté, et peut effectuer une variété de mouvements, tels que : la prise, la saisie et la libération d'objets. La conception mécanique est créée, à l'aide du logiciel Solidworks, et fabriquée à l'aide d'une imprimante 3D, qui met à profit la technologie de modélisation, par dépôt de matière fondue (FDM), pour créer un objet 3D, en faisant fondre et déposer un filament de plastique, couche par couche. Les doigts de la main sont actionnés, par des servomoteurs, tandis que des capteurs de force sont employés, pour détecter la force de prise. L'utilisation de composants électriques "prêts à l'emploi", et de la technologie d'impression 3D, permet de réduire les coûts, tout en fournissant une prothèse fonctionnelle et personnalisable.

**SIMON STENBERG (2021) [33]** : Ils abordent la conception mécanique d'une main robotique. Cette dernière est capable d'effectuer, les tâches quotidiennes de base, de manière similaire à une main biologique. À cet effet, le projet comprend un exosquelette, et un avant-bras robotique. L'exosquelette est dédié à la lecture des mouvements du sujet, tandis que le bras robotique se déplace, en fonction de ces lectures. Pour la lecture des données, ils ont utilisé des potentiomètres, qui fonctionnent comme des détecteurs d'angle. La rotation angulaire des doigts, et du poignet de l'exosquelette, est traduite en variations de la résistance

des potentiomètres. Chaque potentiomètre est considéré, comme une entrée, pour la carte de développement Arduino UNO". La carte génère ensuite les signaux PWM appropriés, nécessaires aux servomoteurs. Ces derniers font tourner les différentes articulations du bras robotique, comme le poignet, ou tirent les câbles, fixés à chaque extrémité du doigt, permettant ainsi la rotation des doigts. L'avant-bras robotique contient également des ressorts, à chaque articulation de doigt, qui servent de moyen passif (sans utilisation de moteurs), pour revenir à leur position par défaut, lorsque la tension n'est pas appliquée par les servomoteurs.

**Manan Kumar Gupta, Keyuri Gupta, Ishika Khanna, Dheeraj Singh (2021) [34]** : Ils ont élaboré une prothèse myoélectrique d'avant-bras, pratique, à moindre coût, qui peut imiter deux fonctions naturelles d'une main humaine, en détectant et en analysant les signaux électromyographiques, produits par les muscles de biceps, et qui génèrent des mouvements, avec deux degrés de liberté. L'équipe a recours à un type de capteur EMG, appelé "Myoware", qui peut être fixé sur la peau, à l'aide de coussinets adhésifs. Ces capteurs détectent l'activité musculaire, et la convertissent en un signal, lisible par une carte Arduino, qui sert d'unité de contrôle. La main prothétique contient des servo-moteurs, qui génèrent les actions d'ouverture et de fermeture, une source d'alimentation courant continu (CC), et un régulateur de tension. La carte Arduino active les servo- moteurs, situés dans la main prothétique. La main se ferme progressivement, avec la montée de l'avant-bras, tandis qu'elle s'ouvre progressivement, avec la descente de l'avant-bras. Ces deux mouvements se produisent naturellement, en raison des contractions et décontractions du biceps, et ce dernier génère le signal EMG, qui est détecté par le bras prothétique.

## Discussion

La conception d'un avant-bras prothétique myoélectrique, englobe un processus complet et complexe, qui intègre divers domaines scientifiques, tels que l'électronique, le traitement du signal, la mécanique et la robotique. Ces domaines constituent les piliers fondamentaux, des avancées technologiques, dans ce domaine, soulignant la nécessité de rester informé, des développements de pointe.

Dans ce chapitre, nous mettons en évidence, une sélection de recherches et de projets, réalisés dans le même contexte que le nôtre, se concentrant sur un, ou plusieurs domaines, inclus dans le monde de la prothèse, en général, et de la prothèse myoélectrique, en particulier. En menant nos propres recherches, et en rassemblant les résultats de ces efforts, nous avons été capables de développer, une idée détaillée des composants, nécessaires à chaque étape de notre projet, afin d'atteindre notre objectif de conception, et de réalisation d'un dispositif prothétique myoélectrique, pour l'avant-bras. Cette démarche a abouti à l'élaboration d'une feuille de route détaillée, que nous discuterons en détail dans le prochain chapitre.

---

# **Chapitre 3**

## **Composants de projet**

---

Le domaine des prothèses est vaste, et a le potentiel d'aider de nombreuses personnes, à travers le monde. Ainsi, dans le but de participer au développement de ces outils utiles, nous nous sommes intéressés, à la réalisation d'un avant-bras prothétique.

Notre objectif est de développer, un prototype d'avant-bras robuste, capable de capturer efficacement les signaux électromyographiques (EMG), en les filtrant méticuleusement, à partir de diverses sources de bruit, et en extrayant ensuite les informations pertinentes, pour commander précisément les actionneurs, responsables du mouvement des membres artificiels, visant spécifiquement le remplacement de la simple rotation du poignet. En accomplissant cela, nous pouvons affirmer, avec confiance, que nous avons réussi à remplacer, au minimum, l'un des mouvements complexes de la main, de notre répertoire. Grâce à des recherches approfondies, et à la pointe de la technologie, nous avons identifié et défini, avec diligence, les composants essentiels, indispensables à la réalisation de l'objectif fixé.

### 3.1. FPGA

Pour notre projet, il serait extrêmement utile d'obtenir un dispositif polyvalent, qui permette la mise en œuvre de circuits numériques personnalisés, qui facilite le prototypage rapide, qui soutienne le développement itératif de la conception, et qui offre la possibilité d'optimiser le matériel numérique, à un niveau bas. Tous ces critères sont essentiels, pour le projet, qui en est actuellement au stade de prototypage. Les cartes FPGA répondent à ces critères, offrant, en outre, l'avantage supplémentaire, de capacités de computation parallèle. Cela les rend particulièrement adaptées aux tâches, demandant beaucoup de ressources informatiques, notamment le traitement de signaux en temps réel.

Les FPGA (Field Programmable Gate Arrays) sont des dispositifs semi-conducteurs, basés sur une matrice de blocs logiques configurables (CLB), reliés par des interconnexions programmables. Les FPGA peuvent être reprogrammés, selon les besoins d'application, ou de fonctionnalité souhaitées, après leur fabrication [35].

La figure 3-1 illustre l'architecture générique de base des FPGA. Chaque FPGA comprend trois éléments principaux : des interfaces d'E/S, des blocs de construction de base, et des interconnexions. Les blocs de construction de base, également appelés LUT (Look-Up Tables), sont les parties, où différentes fonctions logiques de base, sont implantées, avec les entrées et les interconnexions, définies à l'aide des langages de définition matérielle (HDL). Si cela est fait correctement, nous pouvons mettre en œuvre pratiquement, tous les circuits numériques. Différents fabricants, peuvent ajouter différentes options intégrées, telles que des DSP, des mémoires ou même des CPU intégrés complets.

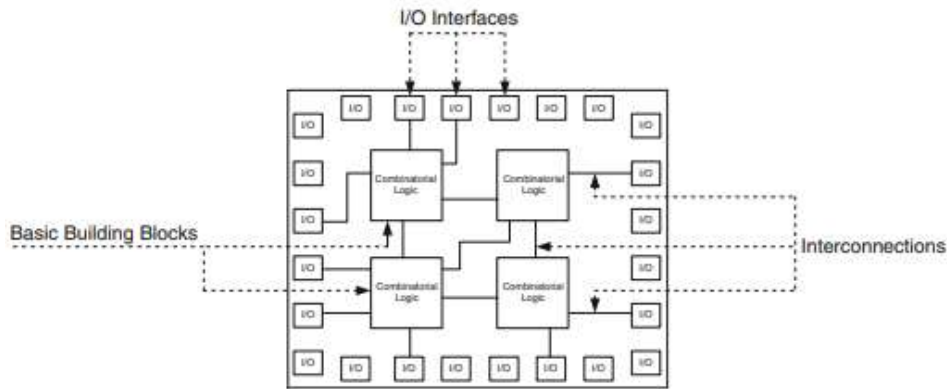


Figure 3-1. Generic FPGA architecture [36].

Deux langages, de description matérielle leaders, existent, à savoir, SystemVerilog et VHDL [37]. Ces langages sont utilisés par les ingénieurs, pour fournir des instructions à la FPGA, afin d'accomplir ses tâches. Ce processus est réalisé, dans des environnements logiciels, à l'aide d'outils de synthèse, fournis par différents fabricants de FPGA, ou même d'autres alternatives open-source tierces.

En ce qui concerne le choix du langage HDL, nous avons opté pour VHDL, en raison de notre familiarité préalable, et de notre utilisation antérieure de ce dernier.

### 3.1.1. Carte de développement Tang nano 9K

Étant donné que l'ajout d'une puce FPGA, à un circuit électronique, est un projet exigeant lui-même, nécessitant du temps, de nombreux efforts, et l'utilisation de dispositifs de mesure, de haute précision et de haute qualité. Nombreuses entreprises proposent une grande variété de cartes de développement, basé sur différentes puces FPGA, facilitant ainsi le processus de prototypage. Il existe un marché important pour ces cartes, et nous devons y choisir notre carte de développement.

Dans ce projet, nous utilisons le modèle de FPGA, GOW1NR-9C de GOWIN, car il a été utilisé dans une carte de développement "Tang nano 9K", développée par "Sipeed". Nous avons choisi cette carte, pour deux raisons : premièrement, son prix était abordable pour nous, et deuxièmement, comme le montre la figure 3-2, sa forme rectangulaire, avec des dimensions de (7 cm × 2,6 cm), peut s'adapter à l'intérieur de l'avant-bras.

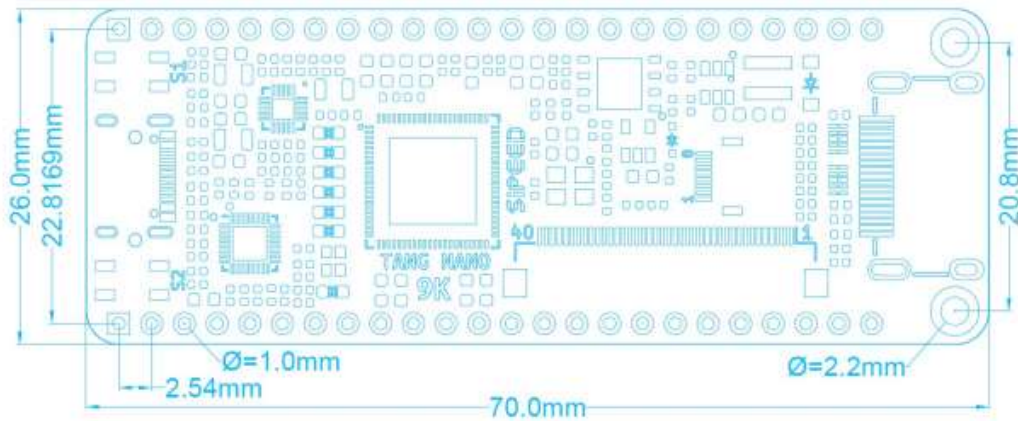


Figure 3-2. Les dimensions de la carte Tang nano 9K [38].

D'autres options, que nous trouvons intéressantes en choisissant ce FPGA particulier, est qu'il a un microcontrôleur ARM M3 intégré, et de DSP 20 avec des multiplicateurs de 18X18 bit.

### 3.1.2. IDE et synthétiseur

La synthèse est un processus de conversion, de la conception logique FPGA, de haut niveau, en portes. Un outil de synthèse est un programme informatique, qui prend des instructions, sous la forme de langages de description de matériel, en entrée, et qui génère une liste de synthèses, en sortie [39]. Cette étape est effectuée automatiquement, par l'IDE de GOWIN, après la vérification de la syntaxe VHDL. Le but est d'obtenir un fichier bit Stream, qui peut être téléchargé dans le FPGA, et qui déterminera le câblage, et les fonctions logiques, pour chaque LUT utilisé. Pour la carte de développement, à notre disposition, le processus de téléchargement est effectué, avec des protocoles de communication JTAG ou UART, via un port USB, de type C.

Pour le projet, nous utilisons l'outil de synthèse GOWIN, présenté dans le logiciel GOWIN IDE, parce que nous utilisons, l'un des FPGA, fournis par les semi-conducteurs GOWIN.

### 3.1.3. Corps de propriété intellectuelle

Le IP corps est une unité réutilisable, de conception logique, ou de circuit intégré (CI) [40]. Ces corps sont des blocs fonctionnels, préconçus et pré-vérifiés de circuits numériques, qui peuvent être intégrés dans les conceptions FPGA, pour ajouter des fonctionnalités spécifiques. Les IP corps sont des éléments de base, qui permettent aux concepteurs, de développer rapidement des systèmes numériques complexes, en utilisant des modules préconçus, et bien testés.

Les IP corps offrent la possibilité, de fournir un large éventail de fonctionnalités, y compris, mais sans s'y limiter, les protocoles de communication, les algorithmes de traitement du signal numérique, les contrôleurs de mémoire, et les interfaces périphériques. En utilisant les IP corps, les concepteurs FPGA peuvent se concentrer sur l'architecture et sur la conception de haut niveau du système, plutôt que d'investir beaucoup de temps et d'efforts, dans le développement de ces blocs fonctionnels, de bas niveau, à partir de zéro.

En outre, les IP corps sont généralement développés, par des fournisseurs IP spécialisés ou des fabricants de FPGA, comme les semi-conducteurs GOWIN, pour notre étude, assurant leur fiabilité et leur qualité. En les utilisant, les concepteurs peuvent bénéficier de conceptions éprouvées et optimisées, réduisant le risque d'erreurs, et améliorant les performances globales du système.

De plus, les IP corps offrent la possibilité de réutilisation. Une fois intégrés dans une conception, les IP corps peuvent être facilement réutilisés, à plusieurs reprises dans le projet ou avec d'autres projets, ce qui permet aux concepteurs, d'accélérer les itérations de conception futures. Cela rend le processus de conception rentable, car les concepteurs peuvent s'appuyer sur les IP corps existants, plutôt que de réinventer la roue, pour chaque nouveau projet.

Comme nous sommes pressés par le temps, dans notre projet, nous avons utilisé le générateur de noyau IP intégré GOWIN IDE, pour gagner du temps, pour nous concentrer sur les autres aspects du projet, d'autant plus que nous sommes en phase de prototypage, où nous nous intéressons davantage, à la preuve conceptuelle, qu'aux détails d'instrumentation.

## 3.2. ADC (Convertisseur analogique-numérique)

Étant donné que le projet vise à extraire des informations du signal EMG, et que le signal EMG est le critère de base, pour les commandes de mouvement, par le FPGA numérique, une conversion du signal analogique, en signal numérique, est nécessaire. Dans ce but, un ADC est utilisé.

Un convertisseur analogique-numérique (également connu sous le nom de ADC ou convertisseur A/D), est un circuit électronique, qui mesure un signal du monde réel (comme la température, la pression, l'accélération et la vitesse), et le convertit en une représentation numérique du signal [41]. Pour réaliser cette conversion, l'ADC peut être construit, selon différentes architectures, chacune ayant ses propres avantages et inconvénients.

### 3.2.1. Architectures des ADC

La plupart des applications d'ADC aujourd'hui, peuvent être classées dans quatre grands segments du marché :

- (a) acquisition de données ;
- (b) mesures industrielles de précision ;

- (c) voix et audio ;
- (d) "haute vitesse" (Impliquant des taux d'échantillonnage supérieurs à environ 5 MSPS).

Un pourcentage très élevé de ces applications, peut être rempli par les ADC, à approximations successives (SAR), sigma-delta ( $\Sigma$ - $\Delta$ ) et pipelines [42].

### 3.2.1.1. Architecture à registre d'approximations successives (SAR)

L'utilisation de l'ADC SAR est un choix courant, pour les systèmes d'acquisition de données, comme dans notre projet.

La Figure 3-3, montre le synoptique de base d'un ADC, basé sur cette architecture. Pour traiter les signaux, qui changent rapidement, les ADC SAR disposent d'un échantillonneur-bloqueur d'entrée (SHA), qui maintient le signal constant, pendant le cycle de conversion. La conversion commence avec le convertisseur numérique-analogique (DAC) interne, réglé sur la moitié de l'échelle. Le comparateur détermine, si la sortie du SHA, est supérieure ou inférieure à la sortie du DAC, et le résultat (le bit le plus significatif de la conversion) est stocké dans le registre d'approximations successives (SAR), en tant que 1 ou 0. Le DAC est ensuite réglé, soit au quart de l'échelle, soit aux trois quarts de l'échelle (en fonction de la valeur du MSB), et le comparateur prend la décision, pour le deuxième bit de la conversion. Le résultat (1 ou 0) est stocké dans le registre, et le processus se poursuit, jusqu'à ce que toutes les valeurs de bits aient été déterminées [42].

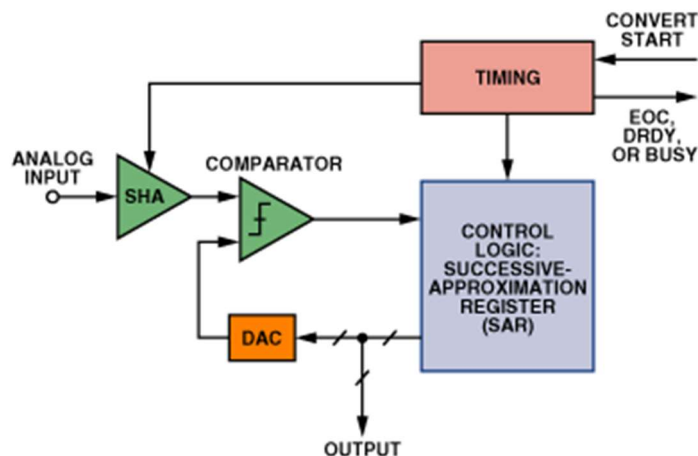


Figure 3-3. Schématique d'un ADC basé sur l'architecture SAR [42].

L'architecture SAR offre une grande précision, et une faible consommation d'énergie, tout en étant facile à utiliser, et en présentant un faible temps de latence [43]. Cependant, un inconvénient majeur des ADC SAR, est leur complexité de conception, et leur coût de production [43].



### 3.2.1.2. ADC à sigma-delta ( $\Sigma$ - $\Delta$ )

Cette architecture est destinée, aux applications de haute précision. Elle comprend trois principales étapes : sur-échantillonnage, filtrage numérique et décimation. L'entrée analogique est dirigée vers un intégrateur, dont la sortie est filtrée numériquement, puis le résultat final est décimé, pour obtenir le taux d'échantillonnage souhaité. Le processus de sur-échantillonnage, suivi du filtrage numérique, et de la décimation, augmente le rapport signal/bruit (SNR), dans la bande passante de Nyquist [42], ce qui rend cette architecture plus résistante au bruit, comme le bruit de ligne électrique.

Les ADC sigma-delta offrent une haute résolution, une efficacité énergétique, et un coût relativement bas, à modéré. Les sigma-delta sont également moins rapides, que les SAR en général, et peuvent présenter une latence de cycle [44].

### 3.2.1.3. ADC à pipeline

La sortie du SHA est numérisée, par un sous-ADC (SADC), de premier niveau, sur 3 bits, généralement un convertisseur flash. La conversion MSB à 3 bits, est ensuite reconvertie en signal analogique, à l'aide d'un sous-DAC (SDAC) sur 3 bits. Ensuite, la sortie du SDAC est soustraite de la sortie du SHA, la différence est amplifiée, et ce "signal de résidu" est numérisé par un second SADC sur 3 bits, pour générer les trois LSB, du mot de sortie total sur 6 bits [42]. Cette méthode permet la conversion de plusieurs échantillons simultanément, ce qui augmente considérablement le taux d'échantillonnage.

Les ADC à pipeline ont les vitesses les plus élevées, et des largeurs de bande plus grandes, mais les compromis sont, une résolution inférieure, un coût plus élevé, une certaine latence ou retard, et une consommation d'énergie élevée [44].

## 3.2.2. Contraintes du projet

Notre projet comporte certaines exigences, qui doivent être satisfaites. Étant un appareil portable, il doit avoir un temps de réponse, proche au temps de réponse de cerveau humain, pour déterminer la vitesse nécessaire pour l'ADC. Nous examinons le signal source, qui est la réponse myoélectrique humaine. La bande passante complète du signal EMG de surface, s'étend jusqu'à 500 Hz [45], donc en respectant la condition de Nyquist, concernant les taux d'échantillonnage,  $500 \times 2 = 1000$  Hz. Ainsi, tout ADC, capable d'avoir un taux d'échantillonnage, supérieur à 1000 Hz, peut fonctionner. Le projet vise à effectuer un mouvement simple, donc nous avons conservé la résolution au minimum, pour réduire les coûts.

En tenant compte de ces contraintes, nous avons choisi l'architecture SAR, car elle présente une faible consommation d'énergie, et utilise un contrôleur logique, comme partie

intégrante de son architecture, ce qui facilite son contrôle, avec des circuits numériques, tels que les FPGA et les microcontrôleurs. Par ailleurs, les inconvénients de cette architecture, ne rendent pas notre projet impossible à réaliser, donc l'utilisation de la technologie SAR est le choix le plus optimal, parmi les technologies à notre disposition.

### **3.3. Actionneurs**

Une main prothétique myoélectrique, comme sa définition l'indique, utilise des moteurs électriques, pour réaliser les mouvements de la main robotique, visant à remplacer la perte de membre moteur, par amputation. Par conséquent, un actionneur est une partie essentielle du projet.

#### **3.3.1. Moteurs électriques**

Dans notre application, nous avons besoin des moteurs, qui nous donnent la possibilité de contrôler leur positionnement, car tous les mouvements de la main, se font dans des positions d'espace 3D. Seules deux grandes catégories satisfont nos besoins : les moteurs pas à pas et les servomoteurs.

##### **3.3.1.1. Moteurs pas à pas**

Les moteurs pas à pas, sont des moteurs qui ne se déplacent par pas, lents, précis et discrets [46]. Comme le montre la figure 3-4, les moteurs pas à pas contiennent une barre magnétique, en tant que rotor, entourée de bobines, en tant que stator. La rotation se produit, lorsque la polarisation magnétique correcte de la bobine, est opposée à la polarisation de l'aimant, en utilisant la direction appropriée du courant, ce qui attire le rotor vers la bobine suivante, et provoque une rotation. Le nombre de bobines, détermine l'angle d'un pas, donc plus un moteur pas à pas, a de bobines, plus il peut être précis, et plus il peut effectuer de petits pas.

Les moteurs pas à pas ont un système de contrôle, qui envoie des impulsions électriques à un pilote.

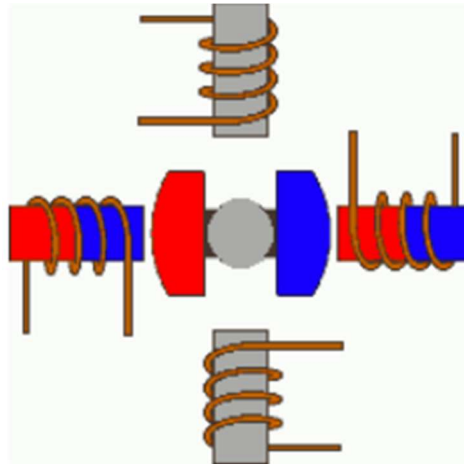


Figure 3-4. Moteur pas à pas de base avec un pas de  $90^\circ$  [46].

### 3.3.1.2. Servomoteurs

Les servomoteurs sont des moteurs, capables de fournir un contrôle de mouvement, très précis [46]. La figure 3-5 montre les différentes parties, qui composent un servomoteur : il est constitué d'un moteur à courant continu, d'un potentiomètre, relié à l'arbre du moteur à courant continu, avec un engrenage, et d'un circuit de contrôle, qui est essentiellement un comparateur.

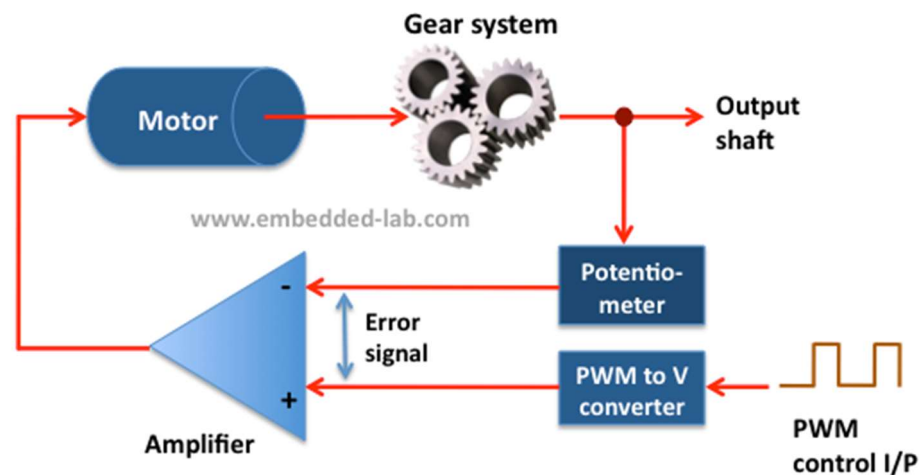


Figure 3-5. Synoptique d'un servomoteur [46].

Le servomoteur fonctionne, en modifiant la valeur de la tension d'entrée effective, à l'aide de la technique, de modulation de largeur d'impulsion (PWM). La largeur de l'impulsion, détermine la position angulaire de l'arbre de sortie. Un circuit électronique, à l'intérieur du servo, convertit le signal PWM, en une tension de sortie proportionnelle, qui est comparée à la tension de rétroaction du potentiomètre. S'il y a une différence entre les deux, le circuit de contrôle entraîne le moteur, dans une direction appropriée, jusqu'à ce que la différence devienne nulle [47].

### 3.3.2. Comparaison et choix d'actionneurs

Dans notre projet, les actionneurs sont utilisés, pour remplacer simultanément le rôle des articulations et des muscles, ce qui impose certaines contraintes importantes, liées à la nature du projet, qui peuvent être résumées, en deux principales conditions : la taille et la consommation d'énergie.

Les moteurs pas à pas utilisent une technologie, de pilote à découpage de courant, qui fournit une alimentation en courant, constante, indépendamment de la charge. Le courant est proportionnel à la température, donc le cycle de service d'un moteur pas à pas, doit être limité à environ 50%. Les servomoteurs offrent un contrôle de courant, plus efficace, car ils ne consomment que le courant, dont ils ont besoin [48]. Ainsi, les servomoteurs peuvent consommer moins d'énergie, surtout lorsque la charge, appliquée sur les moteurs n'est pas maximale, comme c'est le cas, lors d'un mouvement de pointage du doigt, ou d'un salut de la main à quelqu'un.

En ce qui concerne la taille, selon nos recherches sur la disponibilité sur le marché, nous n'avons pu trouver que des servomoteurs, faciles à mettre en œuvre, pour notre projet. Nous avons bien trouvé des petits moteurs pas à pas, mais ils nécessitent des soudures précises, ce qui demande beaucoup de temps et obtenir un prototype mécanique ultra précis, n'est pas l'objectif principal de notre projet. Avec cela, nous décidons qu'un servomoteur ferait l'affaire, pour notre prototype pour le moment.

#### Discussion

Dans ce chapitre, nous présentons les principaux composants, utilisés dans ce projet, en mettant en évidence les différents critères employés, pour sélectionner le type et l'architecture de chaque composant. Nous avons pris en compte les exigences spécifiques, et les contraintes du projet, telles que la consommation d'énergie, la taille et le traitement en temps réel des signaux, afin de parvenir à ces choix. En général, l'architecture SAR ADC, les servomoteurs et la carte FPGA Tang Nano 9K, ont été sélectionnés, pour répondre à ces exigences.

Ces décisions auront un impact significatif sur l'ensemble du circuit du prototype, englobant des aspects, tels que les circuits de conditionnement, les limites de tension, les limites de vitesse et les adaptations d'impédance. Ces aspects seront explorés en détail dans le prochain chapitre.

---

# **Chapitre 4**

## **Réalisation et résultats**

---

Sur la base de ce que notre état de l'art a mis en évidence au chapitre 2, portant sur les prothèses d'avant-bras, nous avons pu aboutir à une représentation claire, sous la forme d'un schéma bloc, tel que présenté dans la Figure 4-1. Ce dernier illustre, de manière concise, les différentes composantes clés de notre prototype.

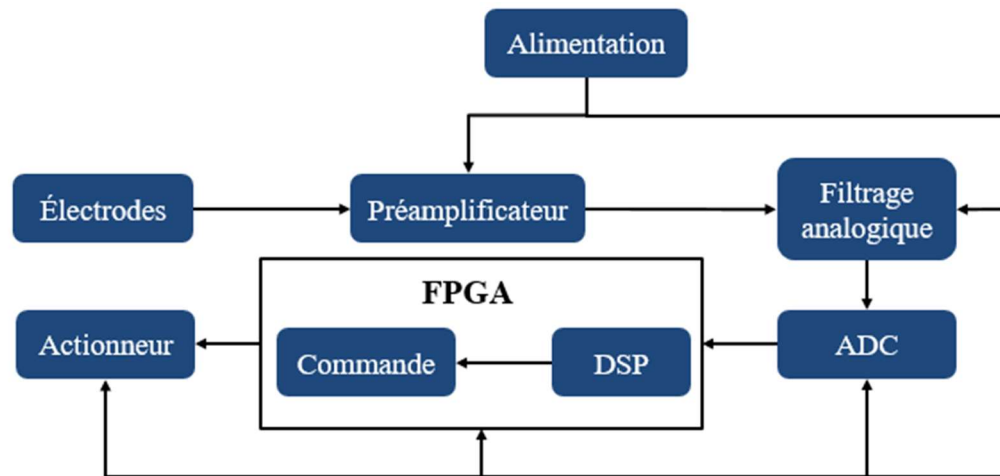


Figure 4-1. Synoptique du projet.

Étant donné que nous utiliserons un signal EMG, la chaîne d'acquisition doit commencer par des électrodes, qui relieront le potentiel électrique, au préamplificateur. Le préamplificateur augmentera la différence de potentiel, entre les électrodes, par rapport à la terre, tout en rejetant le bruit, en mode commun. Ce rejet de bruit ne sera pas suffisant, et d'autres étapes de filtrage analogiques, seront nécessaires, avant d'échantillonner les informations, avec un convertisseur analogique-numérique (CAN). Une fois les informations analogiques numérisées, nous pouvons leur appliquer un traitement de signal numérique plus avancé, pour commander les actionneurs.

## 4.1. Les électrodes

Le projet est basé sur les mesures du signal myoélectrique, généré par le tissu musculaire, que nous obtenons, en capturant la différence de potentiel, aux extrémités d'une unité motrice. Ce processus est réalisé, grâce à l'utilisation d'électrodes.

Le choix des électrodes, peut grandement influencer, la conception de l'avant-bras prothétique. Les électrodes elles-mêmes, peuvent introduire du bruit, dans les mesures EMG. Les deux principales sources de ce bruit, sont l'instabilité de l'interface peau-électrode, et le mouvement du câble de l'électrode, qui se situe principalement dans la plage de 0 à 20 Hz [48].

Nous avons confirmé ces résultats, par une expérience, où nous avons utilisé une électrode, pour capturer le bruit ambiant, que nous avons directement connectée à un Arduino UNO, pour capturer les données. Ses dernières sont ensuite utilisées dans un code Python, pour calculer la transformée de Fourier rapide (FFT) (figure 4-2), ce qui permet de déterminer la fréquence dominante, en présence de bruit, sans signal EMG.

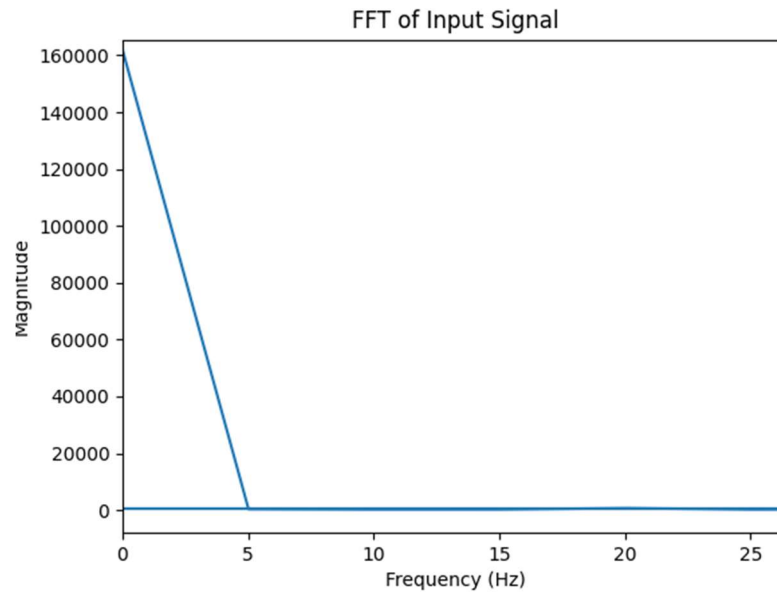


Figure 4-2. Transformée de Fourier(FFT) rapide du signal de bruit capturé.

Comme nous pouvons le voir, les mouvements des électrodes, peuvent induire du bruit. Pour réduire au maximum cette source de bruit, nous avons utilisé deux approches principales :

A) Fixation appropriée du fil sur les électrodes, en utilisant des fils spécialisés (bouton poussoir) (Figure 4-3). Ces fils sont attachés fermement aux électrodes, réduisant considérablement les mouvements entre le fil et l'électrode.



Figure 4-3. Fils utilisé pour fixer les électrodes.

B) Utilisation d'électrodes de surface, gélifiées et adhésives à la peau, afin de réduire les mouvements, entre la peau et l'électrode (Figure 4-4), tout en bénéficiant de l'adaptation

d'impédance, réalisée par les électrodes. Ces électrodes sont généralement utilisées en ECG, et sont jetables.



Figure 4-4. Electrode de surface.

## 4.2. Pré-amplification

Le signal EMG est acquis, en mesurant la différence de potentiel, entre deux électrodes. Il est obtenu grâce à une technique d'amplification différentielle. Ce dernier doit avoir une impédance d'entrée élevée, et une impédance de sortie très faible [48]. Les amplificateurs différentiels amplifient la différence de tension, entre leurs bornes d'entrée, et réduisent le bruit en mode commun. Ce rejet est déterminé, par leur taux de réjection en mode commun (CMRR). Un CMRR de 90 dB est suffisant, pour éliminer les signaux communs dans les amplificateurs d'instrumentation [48]. L'INA128 satisfait à la fois aux conditions, d'impédance et de CMRR, selon le datasheet, ce qui en fait un bon choix pour notre prototype.

La Figure 4-5 montre, le schéma du circuit de l'étage de pré-amplification. L'INA 128 est le composant principal de cet étage, il est alimenté par +5V et -5V.

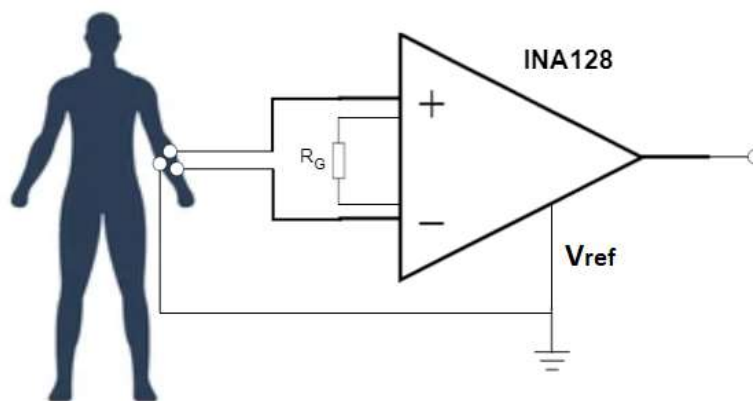


Figure 4-5. Schéma développé du circuit de l'étage de pré-amplification.

La tension de sortie correspond à la différence de potentiel, entre la broche (+) et la broche (-), par rapport à la référence de potentiel  $V_{ref}$ , multipliée par un gain. Le gain de cet étage, peut être contrôlé avec la résistance  $R_G$ , et comme indiqué dans le datasheet, il est déterminé par l'équation :



$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad [50] \quad (4-1)$$

Nous avons choisi un gain de 100, car la tension de sortie correspondante, pour ce gain, est représentée graphiquement, ce qui nous donne une idée, de ce à quoi nous pouvons nous attendre, lors de l'étape de conception.

### 4.3. Filtrage analogique

Le signal EMG est un signal faible, dont l'amplitude se situe entre 1 et 10 mV [50], ce qui le rend sensible à diverses sources d'interférences, telles que les interférences électromagnétiques, captées par la peau humaine, les interférences de la ligne électrique, et les interférences hautes fréquences, provenant des dispositifs de communication, tels que les téléphones, etc. Toutes ces interférences doivent être filtrées, avant de pouvoir extraire les informations du signal EMG.

La répartition énergétique du signal EMG, se situe principalement dans la plage de fréquences de 0 à 500 Hz [51]. En tenant compte du bruit de la ligne électrique (50 Hz), et du bruit de mouvement que nous avons observé (5 Hz), nous avons décidé d'utiliser un filtre passe-bande, avec une fréquence de coupure basse de 60 Hz, et une fréquence de coupure haute de 500 Hz. C'est pratiquement la plage de fréquences, que l'on retrouve dans de nombreuses recherches de pointe. La fréquence de coupure haute jouera également le rôle d'un filtre anti-repliement, pour le convertisseur analogique-numérique (CAN), que nous prévoyons d'utiliser.

Étant donné que, nous prévoyons d'utiliser les amplitudes du signal EMG, dans notre système de commande des moteurs prothétiques, nous avons constaté qu'un filtre passe-bande plat, est ce dont nous avons besoin, ce qui est l'une des caractéristiques de l'approximation de Butterworth. Nous avons donc décidé de l'utiliser. Cependant, il est connu pour avoir une bande de transition longue, nous nous attendons donc à utiliser des filtres analogiques, d'ordre supérieur (supérieur au 2eme ordre).

Nous utiliserons des filtres actifs, ce qui signifie que nous aurons besoin d'amplificateurs opérationnels. Nous avons choisi d'utiliser le TL082, en raison de ses caractéristiques, telles que sa faible consommation d'énergie, son faible courant de polarisation, et son courant de décalage d'entrée (de l'ordre de pA), et parce que nous l'avons déjà utilisé dans un projet précédent à des fins similaires. De plus, nous utiliserons la topologie de Sallen-Key, qui présente la plus petite dépendance des performances du filtre, par rapport aux performances de l'amplificateur opérationnel [52]. Grâce à cela, nous pouvons

nous concentrer, uniquement sur les valeurs des composants passifs, ce qui simplifie la phase de conception de notre prototype.

Pour réaliser le filtre passe-bande d'ordre 4, nous avons cascadié deux filtres passe-bas d'ordre 4, après un filtre passe-haut.

### 4.3.1. Filtre passe-bas

Le filtre passe-bas a pour objectif d'éliminer les hautes fréquences, qui ne font pas partie des composantes de fréquence EMG, mais il sert également d'anti-aliasing, pour le convertisseur analogique-numérique (CAN), dans l'étape suivante. Ainsi, deux facteurs contribuent au choix de l'ordre du filtre, à savoir le bruit à atténuer, provenant de l'EMG, et la partie d'anti-aliasing, du CAN.

Pour calculer l'ordre requis du filtre anti-aliasing, nous avons besoin de la fréquence d'échantillonnage, et de la résolution du CAN, utilisé dans l'étape suivante. Pour calculer l'atténuation requise, par rapport à la résolution du CAN, nous devons connaître, au moins le rapport signal sur bruit (SNR) minimum, requis par le CAN, qui est principalement influencé par la résolution du CAN. À cet effet, nous utilisons l'équation suivante :

$$SNR = 6.02N + 1.76 \text{ dB} [53] \quad (4-2)$$

Où N représente la résolution du CAN. Nous constatons que le SNR minimum, requis dans notre cas, est de 49.92 dB. En tenant compte de l'approximation de Butterworth, que nous avons l'intention d'utiliser, et de son atténuation, l'ordre requis devrait permettre au filtre d'atténuer complètement, tous les signaux, avant d'atteindre la fréquence de Nyquist de notre fréquence d'échantillonnage. Nous utilisons une fréquence d'échantillonnage de 8 kHz. Les détails de la fréquence d'échantillonnage seront expliqués dans la section du CAN. À partir de cela, nous concluons que sa fréquence de Nyquist est de 4 kHz. En calculant le rapport (4-3), nous pouvons obtenir les limites, où l'atténuation devrait déjà avoir atteint le niveau SNR, avant la fin de première décade de fréquence.

$$\frac{\text{Fréquence de Nyquist}}{\text{fréquence maximale du signal}} = \frac{4000}{500} = 8 \quad (4-3)$$

En utilisant Matlab pour tracer le SNR, le rapport x et les différentes réponses en fréquence, pour différents ordres de Butterworth, nous obtenons la Figure 4-6.

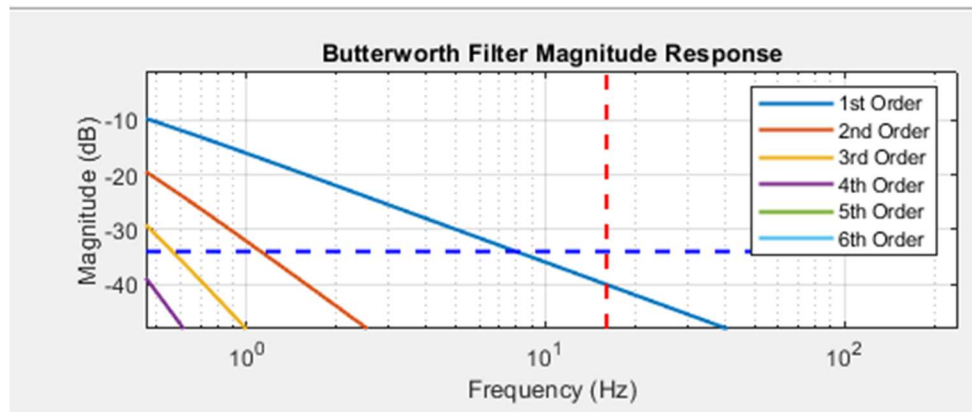


Figure 4-6. Tracé du point de limite et de l'atténuation de Butterworth, par rapport à l'ordre.

À partir de la Figure 4-6, nous pouvons conclure qu'un filtre de Butterworth du premier ordre, est suffisant dans notre application, pour fonctionner comme filtre anti-aliasing, avec les contraintes, imposées par notre fréquence de coupure maximale actuelle, et notre fréquence d'échantillonnage. L'augmentation de l'ordre du filtre améliore notre signal EMG, car il remplit déjà la fonction anti-aliasing, avec le premier ordre.

La Figure 4-7 montre le circuit que nous avons utilisé pour le filtre passe-bas du 4e ordre, basé sur la topologie Sallen-Key. Il est composé de deux étages de filtres du 2e ordre, avec la même topologie.

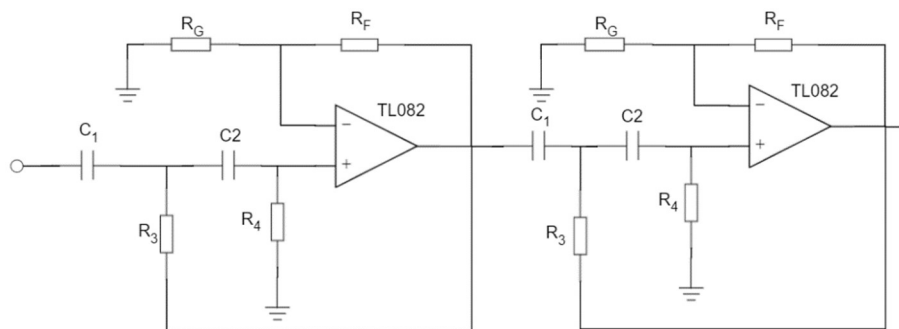


Figure 4-7. Schéma développé du filtre passe bas Butterworth d'ordre 4.

Grâce aux caractéristiques d'isolation d'impédance, des amplificateurs opérationnels, en général, et à la méthode d'utilisation des étages, la phase de conception est plus facile et moins chronophage. Ainsi, nous pouvons effectuer nos calculs sur un étage, et utiliser les mêmes résultats sur l'autre. La fonction de transfert, pour un compartiment, est la suivante :

$$H(S) = \frac{K}{S^2(R_1R_2C_1C_2) + S(R_1C_1 + R_2C_1 + R_1C_2(1 - K)) + 1} \quad (4-4)$$

Un facteur important à prendre en compte lors de la conception d'un filtre, est le facteur de qualité  $Q$ . Dans notre contexte, le facteur de qualité  $Q$  est donné par l'équation :

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2 (1-K)} [54] \quad (4-5)$$

En utilisant l'une des méthodes de simplification, approuvées dans la topologie Sallen-Key, nous pouvons poser :

$$R_1 = R_2 = R_L \quad \text{et} \quad C_1 = C_2 = C [54] \quad (4-6)$$

Ainsi, le facteur de qualité devient :

$$Q = \frac{1}{(3-K)} [54] \quad (4-7)$$

Pour l'approximation de Butterworth que nous avons utilisée, en raison de sa linéarité, nous avons :

$$Q = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707 \quad (4-8)$$

À partir des équations 4-7 et 4-8, nous pouvons calculer :  $K = 1.5858$ , qui est le gain, dont nous avons besoin, pour satisfaire l'approximation de Butterworth, avec la méthode de simplification utilisée. À partir de la figure 4-7, nous pouvons extraire l'équation de gain, qui est:

$$K = 1 + \left(\frac{R_F}{R_G}\right) \Rightarrow \frac{R_F}{R_G} = 0.5858 \approx 0.6 \quad (4-9)$$

Pour ce ratio, nous avons utilisé les valeurs suivantes :  $R_G = 522\Omega$  et  $R_F = 322\Omega$ .

Avec le gain calculé, nous devons maintenant déterminer, la valeur de la résistance du filtre, en tenant compte de la simplification appliquée. Nous pouvons calculer la valeur de  $R$ , en choisissant  $C = 100\text{nF}$ . Nous utilisons l'équation de la fréquence de coupure pour en déduire la valeur de  $R$  requise :

$$f_{cL} = \frac{1}{2\pi RLC} \Rightarrow RL = \frac{1}{2\pi f_{cL} C} = 3.184 \text{ K}\Omega \approx 3.2 \text{ K}\Omega \quad (4-10)$$

### 4.3.2. Filtre passe-haut

Pour le filtre passe-haut, la même méthodologie, que celle utilisée pour le filtre passe-bas, peut être appliquée, à l'exception de l'absence de considérations d'anti-aliasing. Le circuit, pour cette étape, est illustré dans la Figure 4-8. Comme le montre la figure, nous avons également utilisé un filtre d'ordre 4. La raison en est que le signal EMG, se situe essentiellement dans la plage de fréquences, de 0 à 500 Hz, avec des composantes dominantes, dans la plage de 50 à 150 Hz [48]. Cette plage de fréquences chevauche déjà, avec le bruit de la ligne électrique, que nous souhaitons éliminer, c'est ce qui explique l'ordre élevé pour notre filtre. Le choix de l'ordre du filtre, est purement pratique, où nous avons essayé un filtre d'ordre 2, puis un filtre d'ordre 4, en utilisant l'oscilloscope, pour voir si le signal EMG commence à apparaître ou non.

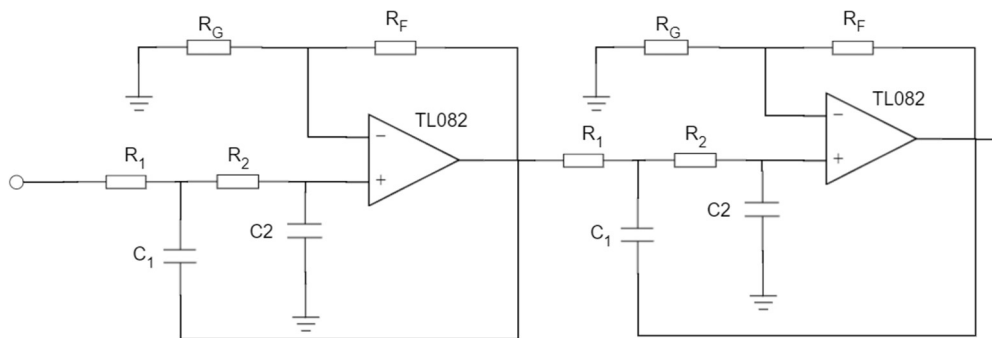


Figure 4-8. Schéma développé du filtre passe-haut Butterworth d'ordre 4.

Étant donné que nous utilisons la même méthodologie, nous utilisons la même méthode de simplification, ce qui signifie que :

$$R3 = R4 = RH \text{ et } C1 = C2 = C \text{ [54] (4-11)}$$

Avec cela, le facteur de qualité  $Q$  requis reste le même, ce qui signifie que le gain  $K$  reste également le même, ce qui signifie que le rapport entre  $R_F$  et  $R_G$  reste le même, nous utilisons donc les mêmes valeurs.

Seule la fréquence de coupure change, et nous calculons les valeurs correspondantes des composants passifs.

$$fcH = 12\pi RHC \Rightarrow RH = 12\pi fcHC = 26.539 \text{ K}\Omega \approx 27 \text{ K}\Omega. \text{ (4-12)}$$

Pour adapter notre signal EMG, à l'étape suivante de conversion analogique-numérique (ADC), l'un des aspects importants à prendre en compte est l'amplitude du signal.

Le gain du préamplificateur est de 100, et les 2 étages de filtres passe-haut, sont suivis de 2 étages de filtres passe-bas, avec un gain de 1.6, pour chaque étage. Cela signifie que nous avons un gain total  $G_T$ , tel que :

$$G_T = 100 \times (1,6)^4 = 655,36 \quad (4-13)$$

Le signal d'entrée EMG maximal auquel nous nous attendons est de 10 mV. Ainsi, nous nous attendons à une tension maximale  $V_o$  à la fin de la chaîne analogique de l'étage, et sa valeur serait :

$$V_o = 10 \times 655,36 = 6,533 \text{ V} \quad (4-14)$$

Le résultat de  $V_o$  est l'attente théorique pure ; cependant, lors de nos tests, nous n'avons pas atteint la valeur souhaitée. Nous avons donc décidé d'ajouter un étage d'amplification, comme illustré dans la Figure 4-9. Le circuit utilise un potentiomètre, pour faire varier le gain, jusqu'à atteindre la valeur souhaitée.

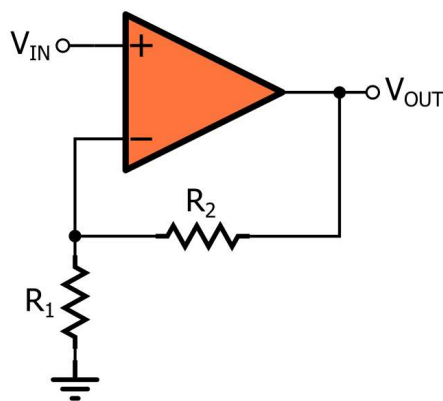


Figure 4-9. Circuit de l'étage d'amplification [55].

Après avoir effectué à nouveau les tests, nous constatons, qu'un gain de 15 est suffisant pour notre application, et c'est également un gain sûr, qui évite la surcharge des amplificateurs opérationnels utilisés.

Pour avoir une idée, des performances de la partie analogique du prototype, et faciliter le débogage de la conception, et de la réalisation des prochaines étapes, nous avons réalisé une série de tests.

Tout d'abord, nous avons généré des sinusoïdes de 1 Hz à 3 kHz, à l'aide d'un générateur de signal. L'objectif était de vérifier, si les fréquences appropriées sont filtrées, et que les fréquences souhaitées sont préservées.

## 4.4. Conversion analogique-numérique ADC

Pour numériser le signal EMG, et lui appliquer un traitement de signal ultérieur, nous devons l'échantillonner, à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (CAN). Cependant, l'ADC que nous avons utilisé, ne fonctionne pas seul, en tant que composant, mais, il nécessite d'abord une tension de référence, et une polarisation du signal (bais), car il n'échantillonne pas les signaux négatifs.

### 4.4.1. Le circuit de référence de l'ADC

Pour ce circuit (Figure 4-10), nous utiliserons un régulateur de tension continue LM317, dans une configuration de circuit, pour obtenir une tension de sortie de 2,5V. Cette tension de sortie, nous permettra d'utiliser, la plage complète d'entrée de l'amplificateur (0V - 5V).

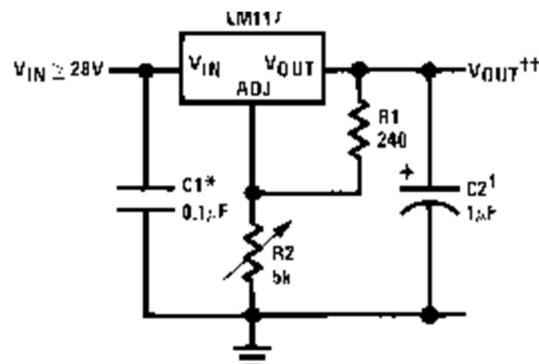


Figure 4-10. Schéma développé pour le circuit tension de référence[56].

Pour déterminer les valeurs des composants, nous avons utilisé une simulation, sur Proteus, bien que nous aurions pu utiliser, la formule fournie par la fiche technique, qui donne encore une infinité de possibilités de rapport, pour le diviseur de tension de résistance. En utilisant la simulation (Figure 4-11), nous avons pu simuler l'effet de la charge ADC, sur la référence, ce qui nous a permis d'obtenir les valeurs de tensions exactes requises.

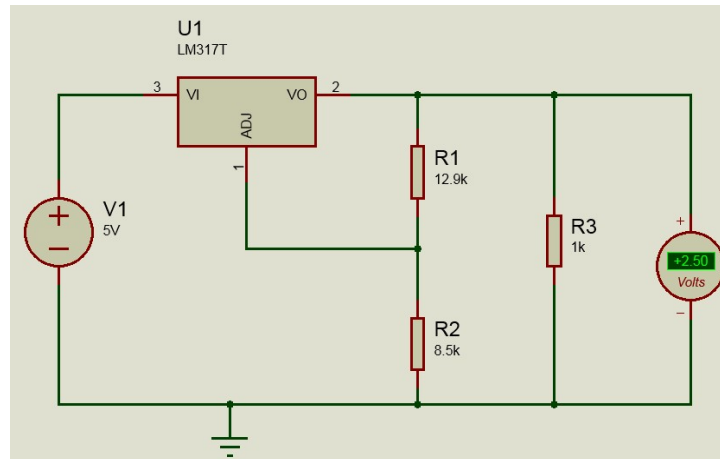


Figure 4-11. Simulation de voltage référence utilisant Proteus.

Nous utiliserons une résistance ajustable, afin de pouvoir effectuer des ajustements fins sur la tension de référence, lors des tests des valeurs de sortie de l'ADC, ce qui nous permettra d'obtenir des résultats plus précis.

#### 4.4.2. Circuit de polarisation d'entrée

L'ADC0804 n'utilise que des valeurs positives, nous devons donc élever notre entrée analogique, pour qu'elle soit entièrement positive. Cela est réalisé, grâce à l'utilisation d'un circuit de polarisation d'entrée (Figure 4-12). Nous ajouterons un diviseur de tension, avec l'alimentation électrique, pour obtenir 2,5V, que nous ajouterons à notre signal, ce qui ajoute une composante continue suffisante, pour rendre l'ensemble du signal EMG positif.

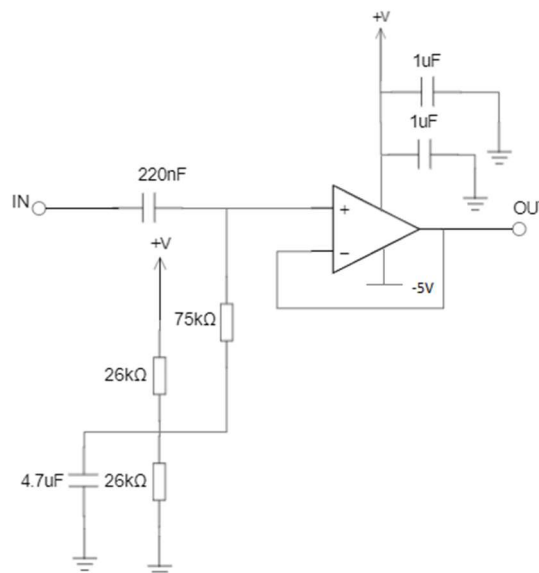


Figure 4-12. Circuit de polarisation continue [57].

Les valeurs des composants ont été déterminées par simulation, en tenant compte de la puissance du signal, comme le démontre la figure 4-13.



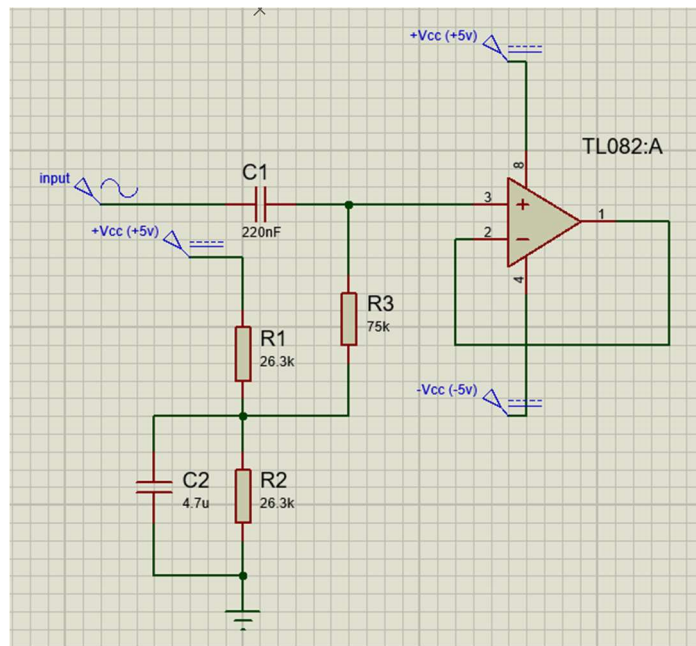


Figure 4-13. Circuit de polarisation continue (bais) Proteus.

Comme le montre la simulation (Figure 4-14), le signal d'entrée (rose) a été augmenté de  $2,5V_{CC}$ , comme nous le voyons dans le signal de sortie (vert), ce qui signifie que ce circuit remplit la tâche requise.

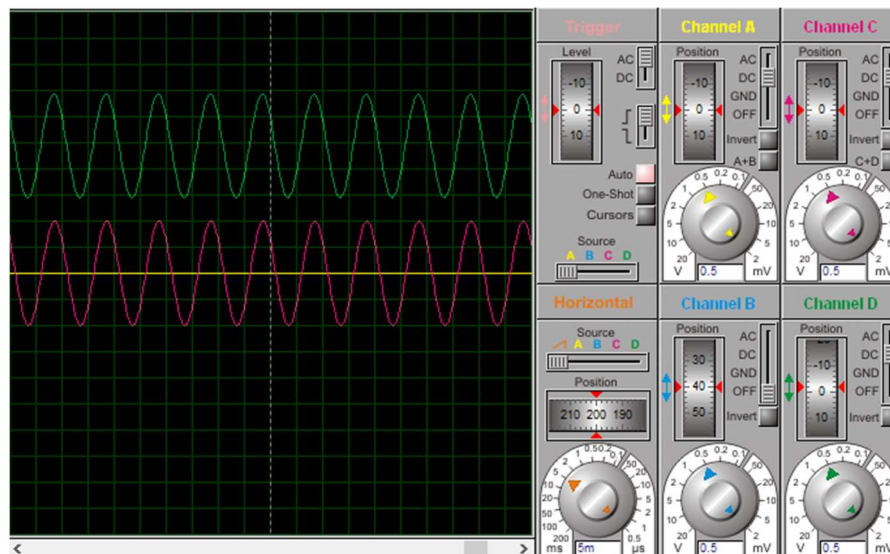


Figure 4-14. Résultat de la simulation.

### 4.4.3. Circuit de l'ADC

Pour l'ADC, nous le configurons dans un mode, appelé mode de fonctionnement continu (Figure 4-15), où les conversions sont effectuées en continu. Nous avons choisi ce mode, pour sa simplicité de conception pour le moment, et en tenant compte de la vitesse de la prochaine étape, qui est le filtrage numérique dans le FPGA.

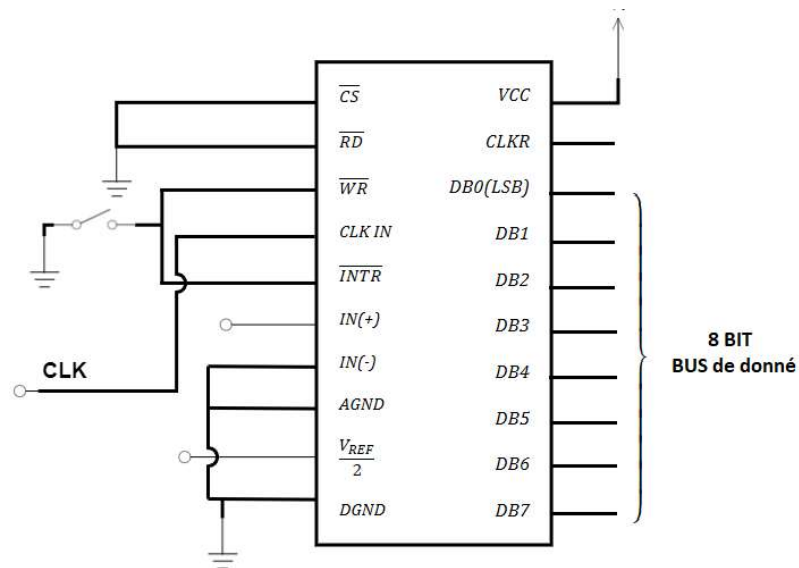


Figure 4-15. Configuration du CAN (ADC0804) en mode de fonctionnement continu.

Pour adopter cette approche, nous avons d'abord vérifié, si le filtrage, dans l'étape suivante, était suffisamment rapide, plus rapide que la fréquence d'échantillonnage de l'ADC, tout en respectant également la condition de Nyquist, pour le signal EMG.

Pour réduire le nombre de composants, et la taille du circuit, nous avons utilisé l'oscillateur de la FPGA, qui oscille à 27 MHz comme source, pour toutes nos exigences en matière d'horloge, y compris l'ADC. Cette source d'horloge est trop rapide, nous devons donc la diviser, pour avoir la plage que l'ADC peut utiliser. La fréquence cible de sortie de cette division était de 640 kHz. Le choix de cette fréquence cible est conditionnée, d'abord parce qu'elle respecte la condition de Nyquist, et aussi parce qu'elle est employée par le fabricant, pour prendre les mesures de performance de l'ADC dans le datasheet. En comparant directement les performances de notre ADC, à celles du datasheet, nous visons à rendre le débogage plus rapide et plus facile, ce qui est nécessaire à cette phase du projet.

En divisant par un facteur de 42, notre signal d'horloge pour l'ADC est maintenant de 642 kHz. Avec un temps de conversion maximum :

$$\text{conversion time} = 73 \times 1\text{clk} = 114\mu\text{s} \quad (4-15)$$

Avec cela, notre taux d'échantillonnage serait :

$$\frac{1}{\text{conversion time}} = 8.76 \text{ KHz} > 2 \times 500 \text{ Hz} \quad (4-16)$$

Nous avons constaté que notre filtre prend 74 ns selon le signal indicateur de fin de filtration (Figure 4-16), ce qui est inférieur au temps de conversion de l'ADC, qui est de 100  $\mu$ s. Nous sommes donc sûrs que l'ADC ne surchargera pas le filtre sur le FPGA.

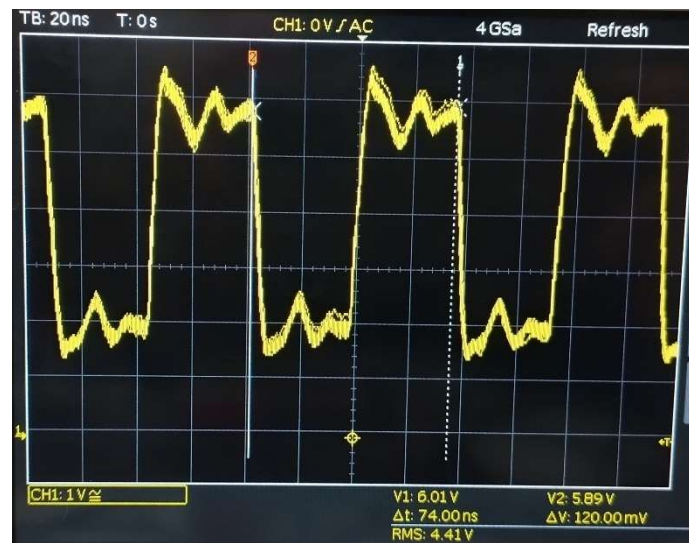


Figure 4-16. La période de signal indicateur.

En utilisant cette approche, nous bénéficions également d'un avantage supplémentaire de sur-échantillonnage, sans faire face de l'inconvénient de la taille de la mémoire. Étant donné que le filtre numérique est plus rapide que l'ADC, cela nous permet de traiter le signal, en temps réel, sans avoir besoin de stocker les données, ce qui augmente la précision.

## 4.5. Traitement numérique des signaux

Après avoir extrait correctement le signal EMG, filtré tous les bruits majeurs, de manière analogique, et l'échantillonné pour le rendre utilisable, par des circuits numériques, il est maintenant temps, d'effectuer le traitement numérique du signal. L'utilisation des traitements numériques, nous permet d'extraire des informations difficiles, voire impossibles à obtenir avec des circuits analogiques. Cela ouvre également la voie à des algorithmes avancés, d'extraction de caractéristiques, tels que l'intelligence artificielle.

Dans notre projet, la carte de développement de FPGA est le cœur de tous les processus numériques effectués dans notre prototype. Elle génère les signaux d'horloge, traite les signaux et prend des décisions. La figure 4-17 illustre les différentes fonctions du FPGA et leurs relations mutuelles. Nous commençons par un filtrage numérique, puis par une rectification. Ces traitements numériques nous permettent d'obtenir un minimum d'informations, afin de prendre une décision quant à l'activation de l'actionneur.

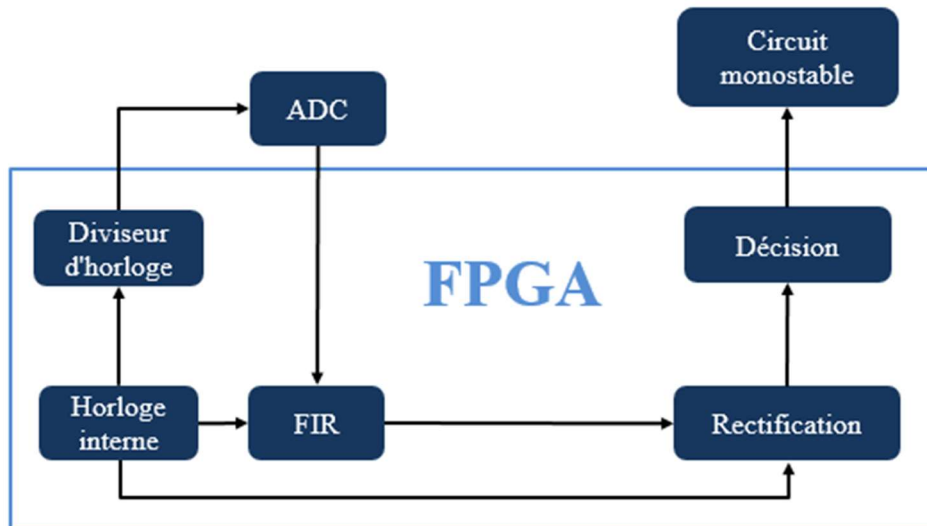


Figure 4-17. Synoptique des fonction de la carte FPGA

### 4.5.1. Filtrage numérique

Le filtrage numérique est un outil important, utilisé dans les étapes de DSP (traitement du signal numérique), de nombreux instruments, aujourd'hui. Il élimine les bruits, qui ne peuvent pas être supprimés, avec des filtres analogiques, tels que les bruits, liés à la dérive des composants dans le temps, ou le bruit introduit par la numérisation, comme dans notre cas avec l'ADC. De plus, les caractéristiques d'un filtre numérique, peuvent être facilement modifiées, sous contrôle logiciel. Par conséquent, ils sont largement utilisés, dans des applications de filtrage adaptatif [57], comme c'est le cas des signaux EMG, où le signal varie d'une personne à une autre, en fonction de nombreuses variables incontrôlées, ce qui nous permet de personnaliser le filtre, pour rendre l'ensemble du dispositif prothétique, plus réactif à la réponse musculaire du patient.

Il existe deux types fondamentaux de filtres numériques : à réponse impulsionnelle finie (FIR), et à réponse impulsionnelle infinie (IIR). Contrairement aux filtres IIR, dans ce prototype, nous utilisons des filtres FIR, car ils présentent les avantages principaux suivants [58] :

- Ils peuvent avoir une phase linéaire exacte ;
- Ils sont toujours stables ;
- Les méthodes de conception sont généralement linéaires ;
- Ils peuvent être réalisés efficacement matériellement ;
- Les transitoires de démarrage du filtre ont une durée finie.

La raison pour laquelle nous avons choisi des filtres FIR, plutôt que des filtres IIR, dans ce cas, est qu'ils sont toujours stables, ce qui réduit le temps de conception, et offre donc une simplicité et des gains de temps. Pour gagner du temps, au lieu de mettre en œuvre un algorithme de filtres FIR, à partir de zéro, nous avons utilisé le cœur IP GOWIN, intitulé

"Advanced FIR Filter". Il s'agit d'un des cœurs IP, fournis par le fabricant de FPGA, dédiés à la mise en œuvre de filtres FIR. Pour une mise en œuvre réussie du cœur IP, un certain nombre de paramètres, indiqués dans la figure 4-18, doivent être renseignés.

The screenshot shows the configuration interface for the Advanced FIR Filter IP core. The 'Options' tab is active. The 'FIR Type' is set to 'fir decimator'. The 'Data Width' section includes 'Input Data Width' (8), 'Output Data Width' (15), and 'Coefficient Data Width' (8). The 'Multi-Channel Number' is 1, 'Factor Number' is 2, and 'Taps Number' is 32. The 'Time Division Multiplexing' section has 'TDM Value' set to 1. A 'Coefficient File' field is visible at the bottom.

Figure 4-18. Les paramètres à remplir de l'IP coré.

Nous avons choisi un type de décimateur, qui filtrera l'entrée, avec une réduction du taux d'échantillonnage en sortie. Étant donné que nous utilisons un taux d'échantillonnage de 8 kHz, tandis que la condition minimale de Nyquist, pour le taux d'échantillonnage est de 1 kHz, nous avons conclu, que l'utilisation d'un décimateur, serait l'option appropriée dans notre cas. Le facteur de réduction est défini par le "fact number", et pour simplifier les choses, nous avons choisi un facteur de 2, pour cette application.

Notre largeur de données d'entrée est de 8 bits, car c'est la résolution de sortie de l'ADC. Et afin de minimiser l'utilisation des DSP FPGA, nous définissons la largeur de données des coefficients sur 8 bits, car en raison de la nature du filtre, les données d'entrée seront multipliées par les coefficients, ce qui donne une largeur de données résultante, égale à la somme des deux résolutions, soit 16 bits dans notre cas.

Les coefficients du filtre seront générés, à l'aide d'un script MATLAB, et enregistrés dans un fichier, au format ".dat". Ce fichier sera lu par le générateur de noyau IP, pour créer le filtre FIR requis. Le script définit également l'ordre du filtre, appelé "nombre de coefficients", qui est de 80, dans notre cas, car c'est le maximum que notre FPGA peut gérer. Nous utilisons MATLAB, pour simuler le filtre numérique, dont la réponse en fréquence, est illustrée dans la figure 4-19.

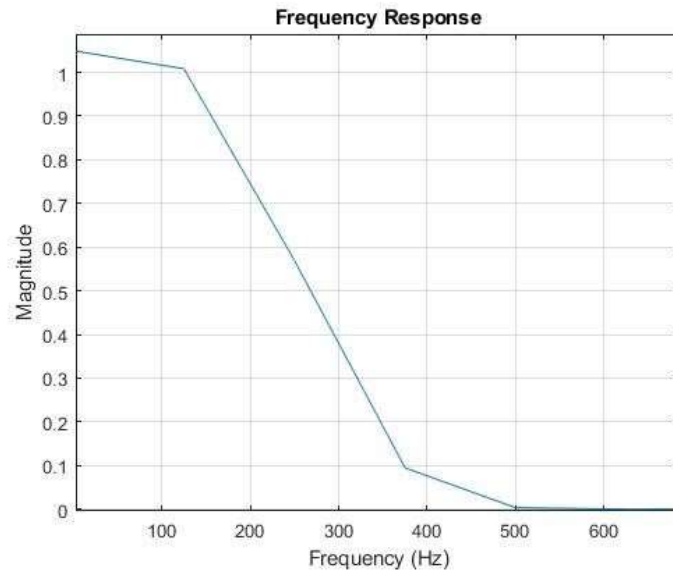


Figure 4-19. Réponse fréquentielle de filtre digital.

Nous avons testé le circuit, avec deux signaux sinusoïdaux, l'un se trouvant à l'intérieur de la bande passante, et l'autre à l'extérieur. Les deux fréquences choisies, pour les signaux sinusoïdaux, sont 300 Hz et 600 Hz (Figure 4-20). Nous avons comparé la sortie pratique du filtre, que nous avons mis en place dans le FPGA, en appliquant les mêmes signaux sinusoïdaux en entrée. La Figure 4-21 montre le résultat de la sortie pratique du filtre numérique, dans le FPGA, pour chaque signal sinusoïdal, en entrée.

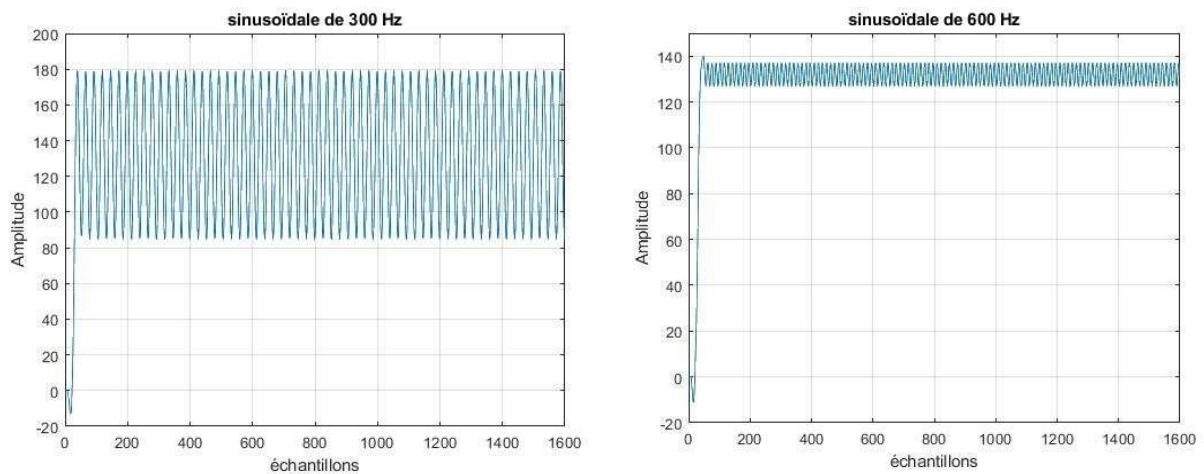


Figure 4-20. Simulation des résultats du filtre avec des fréquences de 300 Hz et 600 Hz.

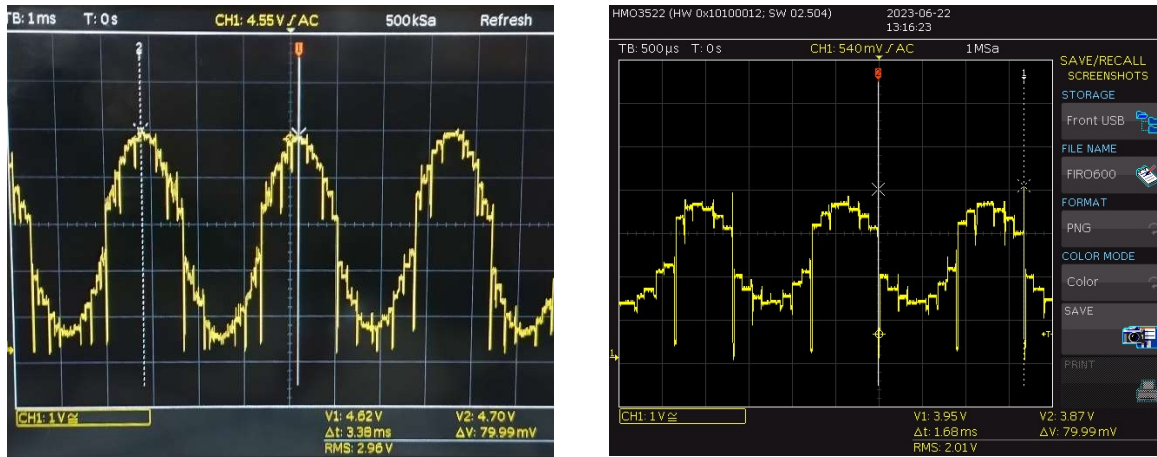


Figure 4-21. Sortie de FPGA à 300 Hz et à 600 Hz.

Pour comparer les performances des sorties, nous utilisons une méthode simple, de comparaison de ratios. Nous comparons le pic des sinusoïdes de la bande passante, avec le pic des sinusoïdes de la bande d'arrêt. Pour la simulation, SP1 représente le pic de la simulation, pour la sinusoïde de 300 Hz, et SP2, pour la sinusoïde de 600 Hz. Il en va de même, pour les résultats pratiques, où PP1 est le pic pratique, pour la sinusoïde de 300 Hz, et PP2, pour la sinusoïde de 600 Hz. En calculant les ratios, nous obtenons :

$$\frac{SP2}{SP1} = \frac{122}{155} = 0,787 \quad \text{et} \quad \frac{PP2}{PP1} = \frac{3,954}{4,62} = 0,854 \quad (4-17)$$

À partir de ces deux ratios, nous concluons que le filtre FIR, implémenté dans le FPGA, a mieux performé, que la prédiction de la simulation, ce qui est raisonnable, puisque le filtre implémenté sur le FPGA, est soutenu par des filtres analogiques en amont.

## 4.5.2. Rectification

Un signal EMG est un signal bipolaire, avec une distribution symétrique, d'amplitudes positives et négatives [59]. Ainsi, un muscle stimulé, peut produire, à la fois des valeurs négatives et positives. Étant donné que nous prévoyons d'utiliser un seuil, pour déterminer, si le muscle a effectué un mouvement, ou non, la polarité est sans importance dans notre application actuelle. Par conséquent, la rectification du signal rendrait, le choix du seuil plus facile, et plus pratique, en ne détectant les pics, que d'un seul côté, au lieu de s'attendre à des pics provenant de différents côtés. Cela évite une détection de seuil complexe, et une complexité inutile pour la prochaine étape, qui consisterait à commander les servomoteurs.

Pour la rectification, nous avons deux options : soit utiliser un redresseur analogique, ou numérique. Le redresseur analogique redresserait instantanément notre signal, mais il nécessiterait plus de composants, ce qui entraînerait davantage d'imprécisions, en raison de l'EMI (Interférences Électromagnétiques), affectant les composants, ou de leur dérive de valeurs, au fil du temps. L'autre option est un processus de redressement numérique, qui ajoutera un coût en temps global, mais le résultat restera toujours prévisible, et il ne nécessitera pas, de nouveaux composants à ajouter au circuit.

En tenant compte de la vitesse, relativement rapide de notre circuit (par rapport au temps de réaction de l'unité motrice humaine), il a été constaté que le temps de réaction moyen, pour une impulsion, provenant d'une unité motrice, est plus long (300 ms), plus court pour un train d'impulsions, provenant d'une unité motrice (260 ms), et le plus court, pour une rafale d'impulsions (200 ms) [60]. Les processus les plus chronophages, que nous avons, sont l'ADC et le filtre FIR.

$$18000 + 74 \times 10^{-9} = 0.125074 \text{ ms} \ll 200 \text{ ms} \quad (4-18)$$

Selon ce critère, nous avons choisi d'ajouter, une étape de redressement numérique, à notre signal. Cela prendra, en moyenne, deux horloges système, avec notre fréquence d'horloge de 27 MHz ; ce coût en temps est négligeable, par rapport à la complexité, dont nous nous débarrassons, pour la prochaine étape. La sortie de cette étape est présentée dans la figure 4-22, décrite, par rapport à la fréquence des sinusoïdes d'entrée, et nous constatons que cette étape n'affecte pas les caractéristiques du filtrage, y compris l'atténuation de notre signal.

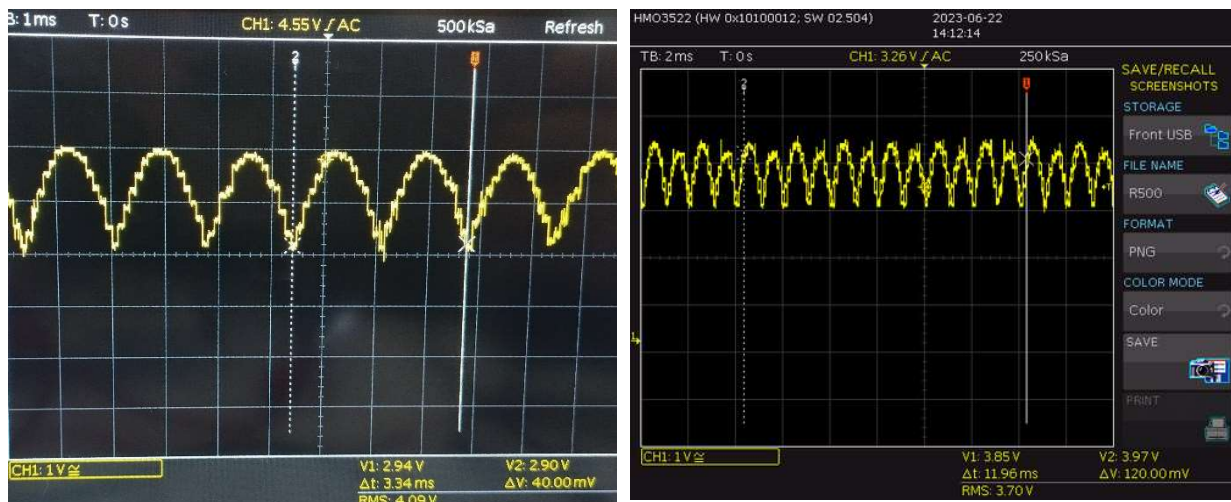


Figure 4-22. Signal redressé pour des fréquences d'entrée de 300 Hz et 600 Hz.



## 4.6. Décision

La phase de prise de décision joue un rôle crucial dans le processus de traitement des signaux de l'électromyographie (EMG). C'est à cette étape que le dispositif prothétique détermine si un signal EMG significatif a été détecté, et si c'est le cas, il détermine les mouvements appropriés à exécuter par les moteurs.

Les étapes précédentes, à la fois analogiques et numériques, sont mises en œuvre pour préparer le signal à cette phase de prise de décision. À cette étape, l'amplitude des pics du signal est utilisée pour prendre des décisions éclairées. La détection des pics est réalisée en comparant l'échantillon de signal actuel avec l'échantillon précédent, car les pics se caractérisent par une augmentation suivie d'une diminution de l'amplitude du signal. Par conséquent, le processus de prise de décision est basé sur deux cas :

"commande 1" activée si l'amplitude des pics dépasse un certain seuil, la prothèse détermine qu'un signal EMG significatif a été détecté. Ensuite, la prothèse utilise cette information pour déterminer les mouvements moteurs appropriés à mettre en œuvre.

"commande 2" activée si l'amplitude des pics tombe en dessous du seuil, la prothèse conclut que le signal n'est pas significatif. Par conséquent, la prothèse ignore le signal et n'initie aucun mouvement moteur. Dans le cas où un mouvement moteur a été précédemment initié, ce résultat peut être utilisé pour ramener le moteur à sa position d'origine, inversant ainsi "commande 1" et représentant l'état de repos similaire à celui d'un membre humain normal.

La détermination du seuil approprié pour la détection des pics est un paramètre critique de ce processus. Si le seuil est fixé trop haut, la prothèse peut négliger des signaux significatifs. À l'inverse, si le seuil est fixé trop bas, la prothèse peut être déclenchée par du bruit. Le réglage optimal du seuil est déterminé par une enquête expérimentale et peut être ajusté numériquement pour chaque sujet.

Pendant l'exécution de l'algorithme de détection des pics, il est très probable que le problème des pics locaux se pose. Pour minimiser l'impact des pics locaux, un vecteur est créé pour stocker les résultats des comparaisons précédentes. Dans ce vecteur, un "1" numérique représente une augmentation de la valeur maximale, tandis qu'un "0" numérique représente une diminution. En observant un modèle cohérent d'augmentation régulière suivie d'une diminution régulière, on peut en déduire qu'un pic réel a été détecté, plutôt qu'un pic local. Ce modèle est indiqué dans le vecteur par une séquence de "x" uns numériques suivis de "x" zéros numériques. Dans le contexte de notre algorithme, l'ensemble de l'algorithme de

décision est illustré dans la figure 4-23, où la longueur du vecteur a été déterminée expérimentalement comme étant de 5, et la condition de détection des pics est définie comme vecteur = [1 1 1 0 0].

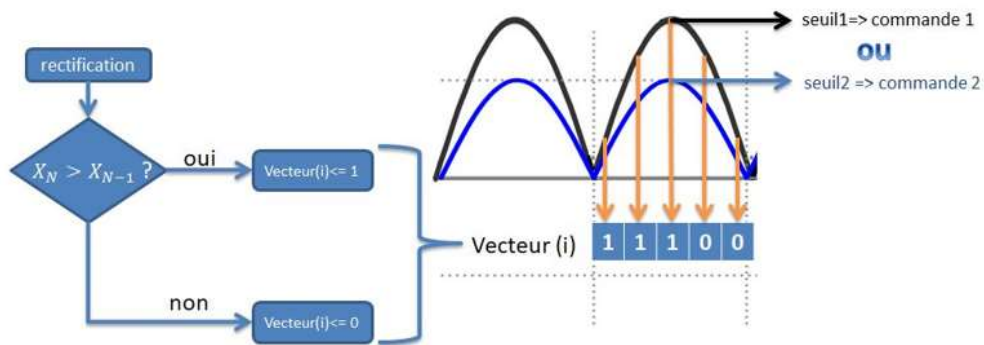


Figure 4-23. Digramme simplifié de l'algorithme utilisé.

### 4.6.1. Commande de moteur

La dernière étape de notre projet, consiste à faire en sorte, que l'actionneur choisi effectue le mouvement souhaité. Puisque nous avons choisi de travailler avec un servomoteur, ce dernier (figure 4-24), nécessite un signal PWM spécial, pour déterminer l'angle de rotation souhaité, du rotor du moteur.

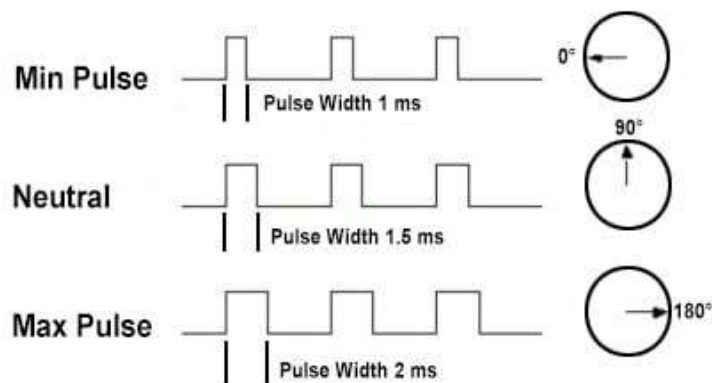


Figure 4-24. Relation entre le signal PWM et l'angle du servomoteur [62].

Pour générer le signal requis, de manière adéquate, nous utilisons un circuit timer externe à la FPGA. Il y a une principale raison à cela : le temps nécessaire, pour compter le signal PWM, afin que le moteur tourne correctement, est relativement long, par rapport au signal d'horloge FPGA de 27 MHz. Des périodes plus longues, signifient que nous avons besoin de compteurs plus grands, et de plus grands compteurs nécessitent plus de ressources de FPGA.

Le circuit externe que nous utilisons, est basé sur le circuit intégré NE555 (IC), en mode monostable (Figure 4-25). La configuration monostable signifie, que nous avons une

période stable, tandis que le reste n'est pas stable (le niveau haut dans notre cas). Cela signifie que nous pouvons générer des impulsions de niveau haut, qui ne restent pas stables suffisamment longtemps, pour correspondre au signal PWM requis, pour tourner le servomoteur, avec l'angle souhaité. Nous aurons un mouvement, et nous aurons donc besoin, d'au moins deux angles, un angle de départ et un angle d'arrivée. Nous aurons donc besoin de deux largeurs d'impulsion différentes (largeur d'impulsion 1 et largeur d'impulsion 2), qui représentent chaque angle. Les largeurs d'impulsion sont définies, par une constante de temps RC, où la première largeur d'impulsion est définie par  $R_1C$ , et la deuxième est définie par  $R_2C$ . Le servomoteur s'attend à recevoir une impulsion, toutes les 20 millisecondes [62]. Nous automatisons donc également le déclenchement, en le temporisant, à l'aide d'un autre circuit RC, en utilisant cette fois  $R_3$ , tout en partageant le même  $C$ , que le précédent, pour minimiser l'utilisation de composants passifs.

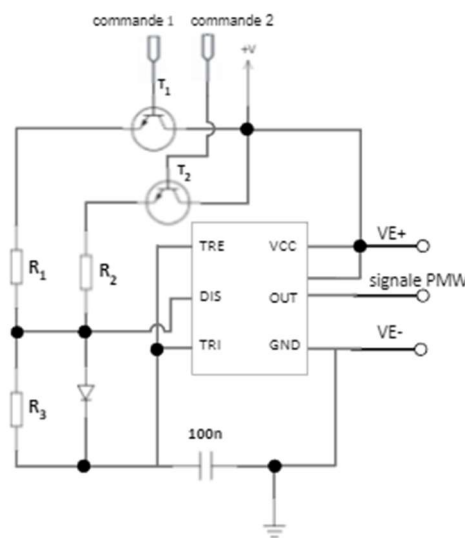


Figure 4-25. Configuration monostable pour la modulation d'impulsion en durée (PWM) du servomoteur.

Le choix de la largeur d'impulsion, pour l'angle de départ, ou le deuxième angle, est réalisé, à l'aide de l'FPGA, via un vecteur de sortie de 2 bits. Sa table de vérité est définie, comme suit, dans le tableau 4-1 :

Commande 1	Commande 2	Résultat
0	0	X
0	1	Largeur d'impulsion 1
1	0	Largeur d'impulsion 2
1	1	X

Tableau 4.1. Table de vérité de la sortie de commande de l'FPGA.

Selon le Tableau 4.1, le FPGA déclenchera, soit le transistor T1, soit T2, dans une configuration de commutation. Cela signifie que le courant circulera, soit à travers la résistance  $R_1$ , soit à travers  $R_2$ , ce qui générera, soit une impulsion 1, soit une impulsion 2. Ces impulsions entraîneront, respectivement, l'angle 1 ou l'angle 2, permettant ainsi au servomoteur, de se positionner, à deux angles différents. Cela crée un mouvement de rotation simple.

## Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'ensemble du processus de conception, et les étapes de réalisation, que nous avons suivies, pour aboutir au prototype actuel. Bien que nous soyons satisfaits des résultats, et ayons réussi à capturer le signal EMG, à trois occasions distinctes, il arrive que le signal EMG, ne soit pas toujours présent en sortie, en raison des imperfections de notre prototype. La figure 4-26 montre un instant, où nous avons réussi à capturer le signal, tandis que la figure 4-27, montre l'état au repos, avant la capture du signal.

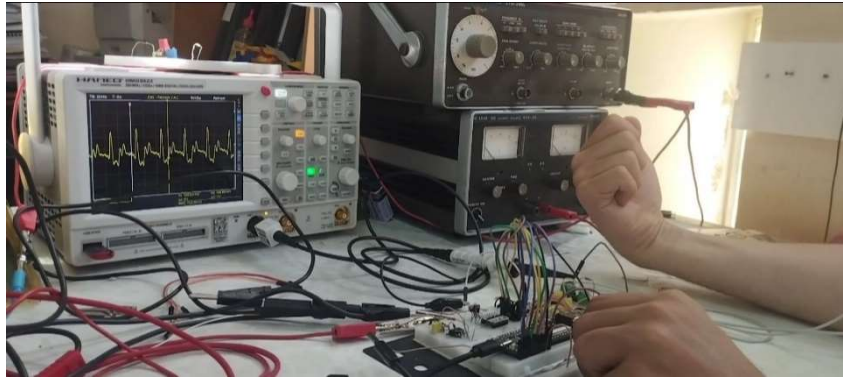


Figure 4-26. Signal EMG en cas de mouvement.

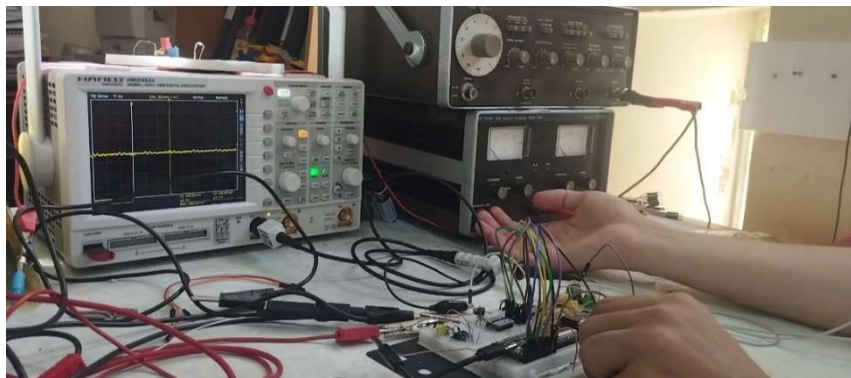


Figure 4-27. Signal EMG en cas de repos.

Des investigations et des débogages approfondis, nous ont permis de conclure, que notre potentiel de masse, n'est pas stable, ce qui pose un problème de "déplacement du potentiel de masse". Parfois, nous constatons une différence insignifiante dans le signal, ou parfois les amplificateurs opérationnels sont surchargés, même lorsque la tension de sortie attendue n'est pas supérieure, à la tension d'alimentation. Cela n'exclut pas la possibilité d'autres problèmes existants, et des améliorations et des investigations supplémentaires sont nécessaires pour ce prototype.

Notre objectif principal, était de fournir une preuve de concept, et de déterminer, si cette approche des dispositifs prothétiques myoélectriques, avait un potentiel. En injectant des sinusoïdes parfaites, le circuit, dans son ensemble, fonctionne comme prévu, bien qu'il puisse être optimisé, pour de meilleures performances.

La partie analogique du prototype filtre les fréquences indésirables, en dehors de la bande de 60 Hz à 500 Hz. La sortie de cette étape, est l'entrée de la conversion analogique-numérique, qui fonctionne également correctement. L'approche de suréchantillonnage s'est révélée utile, pour minimiser les contraintes, liées aux exigences d'anti-aliasing, et pour

améliorer le rapport signal/bruit, pour l'étape de filtrage numérique, qui suit. Cette dernière a réussi à atteindre les résultats souhaités, mais nous pensons qu'elle peut encore être améliorée.

L'utilisation d'une carte de développement FPGA, s'est avérée très utile, car elle nous a permis de tester, plusieurs approches de traitement numérique du signal, dans un laps de temps relativement court. De plus, la capacité de calcul parallèle des FPGA, accélère de nombreux processus numériques, par rapport à ce qui peut être réalisé, avec des microcontrôleurs.

Le côté mécanique et les aspects de commande des moteurs électriques du projet, n'étaient pas l'objectif principal, bien que nous ayons réussi, à contrôler un servomoteur, en tant qu'étape isolée. Cependant, lors des tests du circuit complet du prototype, avec des signaux sinusoïdaux, Nous avons réussi à obtenir les résultats souhaités, en permettant à notre moteur de tourner, lorsque des fréquences EMG avec l'amplitude appropriée sont reçues, comme illustré dans figure x. tandis que, le moteur ne tourne pas, ou revient à son état initial de repos, lorsqu'il reçoit des fréquences en dehors de la bande de fréquence de signal EMG. La figure 4-28 illustre le résultat final de notre prototype.



Figure 4-28. Le prototype de la prothèse de l'avant-bras.

Nous avons réussi à implémenter un filtre FIR, sur une carte FPGA, et à l'intégrer à l'étape de conversion analogique-numérique, et à l'étape de commande du servomoteur. Bien qu'il y ait d'autres paramètres, plus détaillés à prendre en compte.

Cependant, nous sommes incertains quant aux implications, de consommation d'énergie de cette approche. Le côté mécanique et le contrôle des actionneurs, n'étaient pas l'objectif principal de ce projet, qui s'est principalement concentré sur le développement du prototype.

---

## **Conclusion**

---

Les prothèses myoélectriques sont l'une des solutions, qui peuvent être utilisées, pour contrer les effets durables, ou les handicaps, causés par la procédure d'amputation. Cette procédure peut toucher plusieurs membres, chacun ayant sa propre solution prothétique. Ce projet vise à concevoir et à réaliser un prototype de prothèse myoélectrique, pour l'avant-bras, en mettant l'accent principalement, sur le système électronique et d'acquisition, dans le but de comprendre les bases de cette technologie.

Notre système est composé de deux parties principales : une partie analogique, qui est responsable de la capture, et de l'adaptation du signal, pour la partie suivante, qui est la partie numérique, où des techniques avancées de filtrage numérique, et de prise de décision, sont utilisées pour les mouvements de la prothèse.

Pour capturer le signal myoélectrique, que nous utilisons pour commander la prothèse, nous utilisons une configuration bipolaire d'électrodes, où nous plaçons deux électrodes, sur l'unité motrice, afin d'obtenir la différence de potentiel électrique, entre elles, qui sera traitée par l'étage de pré-amplification.

Cette mesure ne peut échapper aux sources de bruit, qui nous entourent quotidiennement, principalement les interférences électromagnétiques, et les mouvements des électrodes. Dans ce but, nous utilisons un filtre passe-bande analogique, pour filtrer toutes les composantes de fréquence, en dehors de la bande passante du signal EMG. Le signal filtré doit être adapté pour l'ADC, ce qui est fait, à l'aide d'un étage d'amplification, et d'un étage de polarisation, où le signal est amplifié, et élevé à la plage de tension d'entrée appropriée, de l'ADC.

L'ADC que nous avons utilisé dans ce prototype, a une résolution de 8 bits, avec une sortie parallèle, et une interface numérique, pour commander son fonctionnement, par le FPGA. L'ADC est connecté à la carte de développement tang nano 9K FPGA, via une communication parallèle. À l'intérieur du FPGA, le signal échantillonné par l'ADC, est filtré, à l'aide d'un filtre FIR, et redressé numériquement. À l'aide d'un algorithme de détection de pic, Nous avons pu l'utiliser pour commander le servomoteur en fonction des seuils de pics, pour lequel un circuit monostable est nécessaire, pour générer les impulsions adéquates, requises pour le servomoteur.

Deux types d'évaluations principales ont été réalisées, pour évaluer les performances de notre prototype : l'une utilisant une onde sinusoïdale pure, générée à partir d'un générateur de fonctions analogiques, et l'autre utilisant les muscles réels, de l'avant-bras d'un sujet.

- Pour les tests avec l'onde sinusoïdale pure, nous avons fait varier les fréquences, de 1 Hz à environ 3 kHz, et avons constaté que le circuit se comportait comme prévu, à l'exception de la rotation du moteur, qui était continue, en raison de la méthode de prise de décision utilisée, qui était basée sur un seuil de valeur unique. Étant donné l'absence d'un analyseur logique approprié, nous avons dû utiliser un DAC, pour

visualiser les données, ce qui présente certaines limites, mais cela a été suffisant, pour nous donner une forme générale de notre sortie.

- En utilisant le signal myoélectrique réel, capturé sur les muscles de l'avant-bras du sujet, nous avons réussi à le capturer avec succès, lors de 3 occasions, séparées, confirmées, mais les résultats n'étaient pas fiables, notamment en raison d'un décalage de la référence de masse, qui empêche la capture du signal EMG, à chaque excitation musculaire.

En ce qui concerne les changements, ou les développements futurs, nous pouvons les diviser en plans à court terme et à long terme.

### **Pour les plans à court terme**

Nous prévoyons d'apporter les améliorations suivantes :

- Étant donné qu'il s'agit d'une application portable, nous devons avoir une référence de masse virtuelle fiable, nous devrions donc ajouter un circuit de référence de masse virtuelle adapté.
- Ajouter des batteries au lithium, et leur système de gestion, pour la détection du niveau de tension, ainsi que pour la protection, contre la surcharge et la décharge.
- Utiliser un analyseur logique approprié, pour appliquer de meilleures techniques de traitement du signal.
- Exporter notre circuit sur un PCB, pour éliminer tous les effets capacitifs parasites, causés par la plaque d'essai.
- Essayer des électrodes textiles, au lieu des électrodes adhésives en gel, que nous avons utilisées.

### **Pour les plans à long terme**

- Réaliser des tests plus approfondis, tels que l'analyse d'impédance, et l'analyse, afin d'optimiser, et d'améliorer davantage les valeurs des composants, et la conception du circuit.
- Utiliser des circuits intégrés dédiés, déjà disponibles pour l'acquisition EMG, et les implémenter dans notre conception.
- Appliquer des techniques avancées de traitement du signal, telles que la détection de caractéristiques, à l'aide de l'intelligence artificielle.
- Concevoir et réaliser un système mécanique approprié, pour le dispositif prothétique.



---

## **Bibliographie**

---

- [1] Tortora, Gerard J., et Bryan H. Derrickson. Principles of Anatomy and Physiology. Wiley, 14<sup>ème</sup> édition, 2013.
- [2] Netter, Frank Henry. Atlas d'anatomie humaine. Elsevier Masson, 6<sup>ème</sup> édition, 2015.
- [3] Drake, Richard Lee, Wayne Vogl, et Adam W. M. Mitchell. Gray's Atlas of Anatomy. Elsevier, 3<sup>ème</sup> édition, 2020.
- [4] Hirt, Bernhard, Harun Seyhan, Michael Wagner, et Rainer Zumhasch. Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics: A Comprehensive Guide. Thieme, 2017.
- [5] K. Deamerpublished, « 3,000-Year-Old Wooden Toe Prosthetic Discovered on Egyptian Mummy », *livescience.com*, 22 juin 2017. <https://www.livescience.com/59581-ancient-prosthetic-toe-found-in-egyptian-grave.html> (consulté le 13 juin 2023).
- [6] I. Vujaklija, D. Farina, et O. Aszmann, « New developments in prosthetic arm systems », *ORR*, vol. Volume 8, p. 31-39, juill. 2016, doi: 10.2147/ORR.S71468 (consulté le 25 mai 2023).
- [7] K. J. Zuo et J. L. Olson, « The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation », *Plast Surg (Oakv)*, vol. 22, n° 1, p. 44-51, 2014(consulté le 25 mai 2023).
- [8] S. L. Carey, D. J. Lura, M. J. Highsmith, CP, et FAAOP, « Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review », *J Rehabil Res Dev*, vol. 52, n° 3, p. 247-262, 2015, doi: 10.1682/JRRD.2014.08.0192(consulté le 1 juin 2023).
- [9] A. Chadwell, L. Kenney, S. Thies, A. Galpin, et J. Head, « The Reality of Myoelectric Prostheses: Understanding What Makes These Devices Difficult for Some Users to Control », *Front Neurobot*, vol. 10, p. 7, août 2016, doi: 10.3389/fnbot.2016.00007(consulté le 2 juin 2023).
- [10] S. Sansoni, A. Wodehouse, A. McFadyen, et A. Buis, « The Aesthetic Appeal of Prosthetic Limbs and the Uncanny Valley: The Role of Personal Characteristics in Attraction », vol. 9, n° 1, 2015(consulté le 7 mars 2023).
- [11] S. V. Dange, « DESIGN OF A WORKING MODEL OF AN UPPER LIMB PROSTHESIS: WRIST MECHANISM » (consulté le 7 juin 2023).
- [12] S. Wong et C. Gui, « Brain controlled robotic arms - advancements in prosthetic technology », *UWOMJ*, vol. 87, n° 2, p. 59-61, mars 2019, doi: 10.5206/uwomj.v87i2.1161(consulté le 4 avril 2023).
- [13] « Innovation goes hand in hand », *Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG*. <https://www.faulhaber.com/en/motion/myoelectric-prosthesis/> (consulté le 1 juillet 2023)

- [14] L. F. Nicolas-Alonso et J. Gomez-Gil, « Brain Computer Interfaces, a Review », *Sensors*, vol. 12, n° 2, Art. n° 2, févr. 2012, doi: 10.3390/s120201211(consulté le 29 mai 2023).
- [15] « Amputation: We Answer Your Most-Searches Questions », *Healthline*, 31 mars 2022. <https://www.healthline.com/health/amputation> (consulté le 1 juin 2023).
- [16] M. I. A. Harba et P. A. Lynn, « Optimizing the acquisition and processing of surface electromyographic signals », *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 3, no 2, p. 100-106, avr. 1981, doi: 10.1016/0141-5425(81)90002-9.
- [17] A. Chaterjee, A. Bajwa, D. A. Kumar, et K. Garg, « DESIGN OF WIRELESS PROSTHETIC HAND », 2010.
- [18] A. Herrera, A. Bernal, D. Isaza, et M. Adjouadi, « Design of an Electrical Prosthetic Gripper using EMG and L... », 2010.
- [19] M. Kansal, H. S. Saini, et D. Arora, « Designing & FPGA Implementation of IIR Filter Used for detecting clinical information from ECG », vol. 1, n° 1, 2011.
- [20] Paul Ventimiglia, « Design of a Human Hand Prosthesis », WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE, 2012.
- [21] H. Zhang, L. Tian, L. Zhang, et G. Li, « Using textile electrode EMG for prosthetic movement identification in transradial amputees », in *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks*, Cambridge, MA, USA: IEEE, mai 2013, p. 1-5.
- [22] J. Wang, L. Tang, et J. E Bronlund, « Surface EMG Signal Amplification and Filtering », *IJCA*, vol. 82, n° 1, p. 15-22, nov. 2013, doi: 10.5120/14079-2073.
- [23] S. Casley, T. Choopojcharoen, A. Jardim, et D. Ozgoren, « IRIS HAND » WPI-Smart Robotic Prosthetic Hand, 2014.
- [24] R. Edwards, K. Lafontant, N. Sujumnong, et J. Wormley, « Vision-based Intelligent Prosthetic Robotic Arm », 2014.
- [25] J. J. A. Mendes Junior *et al*, S. Okida, S. L. Stevan Junior, « EMG FILTERING SYSTEM USING SWITCHED CAPACITOR MF10 AND ACTIVE FILTER UAF42 INTEGRATED CIRCUITS », Département de génie électronique, UTFPR, Ponta Grossa, Brésil, 2014.
- [26] K. Veer, T. Sharma, et A. Kumar, « Development of prosthetic arm using body actioned SEMG signals », *J. Innov. Opt. Health Sci.*, vol. 09, n° 06, p. 1650023, nov. 2016, doi: 10.1142/S1793545816500231.
- [27] T. R. Redman, « THE DESIGN OF A ROBOTIC HAND WITH MULTIPLE ACTUATORS FOR CHILDREN », 2016.
- [28] N. Li *et al.*, « Bio-inspired wearable soft upper-limb exoskeleton robot for stroke survivors », in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*

- (*ROBIO*), Macau: IEEE, déc. 2017, p. 2693-2698. doi: 10.1109/ROBIO.2017.8324826.
- [29] S. B. Kalambe et P. V. Gawande, « Design and development of prosthetic arm using 3-d printing technology and control system », vol. 3, n° 5, 2018.
- [30] D. Sharma *et al*, « THE BIONIC ARM », Department of Computer and Electronics Engineering. Lalitpur, Nepal, 2019. doi: 10.1109/BSN.2013.6575510.
- [31] T. M. Younes, M. A. AlKhedher, A.-H. Soliman, et A. Al Alawin, « Design and Implementation of Myoelectric Controlled Arm », *Journal of Mechatronics and Robotics*, vol. 3, n° 1, p. 552-562, janv. 2019, doi: 10.3844/jmrsp.2019.552.562.
- [32] A. Imran, W. Escobar, et F. Barez, « Design of an Affordable Prosthetic Arm Equipped With Deep Learning Vision-Based Manipulation », in *Volume 6: Design, Systems, and Complexity*, Virtual, Online: American Society of Mechanical Engineers, nov. 2021, p. V006T06A017. doi: 10.1115/IMECE2021-68714.
- [33] S. Stenberg et Ph. Linder-Aronson, « Exo-Controlled Biomimetic Robotic Hand », SWEDEN 2021.
- [34] Manan Kumar Gupta, Keyuri Gupta, Ishika Khanna, Dheeraj Singh, Prosthetic Arm with Microcontroller», INTERNATIONAL JOURNALE OF CREATIVE RESERCH THOUGHTS (IJCRT),2021.
- [35] « What is an FPGA? Field Programmable Gate Array », *Xilinx*. <https://www.xilinx.com/products/silicon-devices/fpga/what-is-an-fpga.html> (consulté le 3 juin 2023).
- [36] « Download FPGAs 101. Everything you need to know to get started - BreaTheBook ». <https://www.breathebook.org/d/106832> (consulté le 2 juin 2023).
- [37] D. Harris et S. Harris, *Digital Design and Computer Architecture*. Morgan Kaufmann, 2010.
- [38] G. R. Smith, « Getting Started », in *FPGAs 101*, Elsevier, 2010, p. 1-20. doi: 10.1016/B978-1-85617-706-1.00001-1
- [39] « Understanding FPGA Synthesis », *HardwareBee*, 6 août 2019. <https://hardwarebee.com/understanding-fpga-logic-synthesis/> (consulté le 10 juin 2023).
- [40] Rahul Awati , « What is an intellectual property core (IP core)? -- TechTarget Definition ». <https://www.techtarget.com/whatis/definition/IP-core-intellectual-property-core> (consulté le 17 juin 2023).
- [41] « Definition of ADC | Analog Devices ». <https://www.analog.com/en/design-center/glossary/adc.html> (consulté le 19 juin 2023).
- [42] Walt Kester, « Which ADC Architecture Is Right for Your Application? | Analog Devices ». <https://www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/the-right-adc-architecture.html> (consulté

le 18 juin 2023).

- [43] Debashis Das, « How does Successive Approximation (SAR) ADC Work and Where is it best used? ». <https://circuitdigest.com/article/how-does-successive-approximation-sar-adc-work-and-where-is-it-best-used/> (consulté le 17 juin 2023).
- [44] J. Heath, « Sigma Delta ADC vs. SAR vs. Pipeline: How to Choose », *Analog IC Tips*, 24 mai 2021. <https://www.analogictips.com/considerations-choosing-sigma-delta-adc-vs-sar-vs-pipeline/> (consulté le 18 juin 2023).
- [45] G. D. Luca, « Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition », Delsys Inc., 2003. (Consulté le 10 juin 2023).
- [46] « DC Motor vs Stepper Motor vs Servo Motor - Which to choose? », *Latest Open Tech From Seeed*, 1 avril 2019. <https://www.seeedstudio.com/blog/2019/04/01/choosing-the-right-motor-for-your-project-dc-vs-stepper-vs-servo-motors/> (consulté le 19 juin 2023).
- [47] « Lab 21: Servo motor control | Embedded Lab ». <https://embedded-lab.com/blog/lab-21-servo-motor-control/> (consulté le 19 juin 2023).
- [48] Johann Tang « The Choice Between Servo Motors and Stepper Motors ».2021. <https://blog.orientalmotor.com/the-choice-between-servo-motors-and-stepper-motors> (consulté le 19 juin 2023).
- [49] M. Z. Jamal, « Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis », in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, IntechOpen, 2012. doi: 10.5772/52556.
- [50] « INA128 data sheet, product information and support | TI.com ». <https://www.ti.com/product/INA128> (consulté le 30 juin 2023).
- [51] M. B. I. Raez, M. S. Hussain, et F. Mohd-Yasin, « Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications », *Biol Proceed Online*, vol. 8, p. 11-35, mars 2006, doi: 10.1251/bpo115.
- [52] J. Wang, L. Tang, et J. Bronlund, « Surface EMG Signal Amplification and Filtering », *International Journal of Computer Applications*, vol. 82, p. 15-22, nov. 2013, doi: 10.5120/14079-2073.
- [53] « Chapter 8: Analog Filters | GlobalSpec ». <https://www.globalspec.com/reference/76194/203279/chapter-8-analog-filters> (consulté le 3 juin 2023).
- [54] « Analysis of the Sallen-Key Architecture (Rev. B) ». <https://www.electronicsspecifier.com/product-centre/manufacturers/texas-instruments/application-notes/5677c260294f6579ff0db05c> (consulté le 3 juin 2023).

- [55] « Basic Amplifier Configurations: the Non-Inverting Amplifier - Video Tutorial ». <https://www.allaboutcircuits.com/video-tutorials/basic-amplifier-configurations-non-inverting-amplifier/> (consulté le 30 juin 2023).
- [56] « LM317T Datasheet(1/25 Pages) NSC | 3-Terminal Adjustable Regulator ». <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/8604/NSC/LM317T/37/1/LM317T.html> (consulté le 30 juin 2023).
- [57] « Operational Amplifiers:How to Bias Op-Amps Correctly». Renesas Electrical corporation. 2019  
<https://www.renesas.com/jp/ja/document/apn/r13an0003-how-bias-op-amps-correctly> (consulté le 5 juin 2023).
- [58] « SECTION 6 DIGITAL FILTERS - Analog Devices / section-6-digital-filters-analog-devices.pdf / PDF4PRO », *PDF4PRO*, 23 août 2018.  
<https://pdf4pro.com/view/section-6-digital-filters-analog-devices-211fb6.html> (consulté le 17 juin 2023).
- [59] « FIR Filter Design - MATLAB & Simulink ». <https://www.mathworks.com/help/signal/ug/fir-filter-design.html> (consulté le 17 juin 2023).
- [60] « What Is Electromyography (EMG)? » <https://info.tmsi.com/blog/what-is-emg> (consulté le 17 juin 2023).
- [61] D. Kosarov, « The reaction time of single motor units in the human muscle », *Agressologie*, vol. 20, n° 5, p. 279-285, 1979.
- [62] « How Servo Motors Work | Jameco Electronics ». <https://www.jameco.com/Jameco/workshop/Howitworks/how-servo-motors-work.html> (consulté le 30 juin 2023).
- [63] « What is a Servo Motor? - Understanding the basics of Servo Motor Working ». <https://circuitdigest.com/article/servo-motor-working-and-basics> (consulté le 30 juin 2023).

