

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

N° : .....



DOMAINE : SCIENCE ET TECHNOLOGIE

FILIERE : ELECTRONIQUE

OPTION : SYSTEME EMBARQUE

Mémoire présenté pour l'obtention  
Du diplôme de Master Académique

Par:

KERMICHE ABDELKADIR

ABD EL KEBIR AMMAR

Intitulé

ÉTUDE ET REALISATION D'UNE PROTHESE  
COMMANDER PAR EMG ET ARDUINO

Soutenu devant le jury composé de:

MEZAACHE Hatem	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Président
TABBAKH Mostefa	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Rapporteur
FODIL Malika	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Examineur

Année universitaire : 2021 / 2022

# ***REMERCIEMENTS***

« *Au nom d'Allah le Tout Miséricordieux, le Très Miséricordieux* »

Nous remercions ***Allah***, le tout puissant de nous avoir Pour nous avoir donné le courage et la volonté pour réaliser ce mémoire. Symbole de notre accomplissement scientifique.

Nous adressons nos sincères remerciements à Monsieur ***Tabbakh Mostefa***, notre encadreur, pour ses conseils et ses recommandations tous le long de la rédaction et des recherches de ce manuscrit.

Nous sommes très reconnaissantes aux membres du jury, Mr. ***Mezaache Hatem***, et Mme ***FODIL Malika***, qui nous ont fait l'honneur d'examiner notre travail. Nous les remercions pour le temps et l'attention qu'ils ont consacrée à la lecture de notre manuscrit et pour les nombreuses améliorations qu'ils y ont apportées.

Nous plus sincères remerciements à tous nos enseignants de la spécialité micro-électronique chacun par son nom.

Nos vifs remerciements à nos collègues du département d'électronique et plus spécialement ceux de la spécialité ***système embarqué*** de l'université de Mohamed Boudiaf de M'sila promotion ***2022***.

Pour finir, nous tenons à remercier toute personne qui a contribué de près ou de loin à la réussite de ce travail.

***Abdelkadir & Ammar***

# *Dédicace*

*A mes très chers parents.*

*A mes frères et sœurs*

*A toute la famille **Kermiche**,*

*A tous Mes camarades*

*A tous ceux que je connais et qui me sont chers*

*Je dédie ce travail.*

**KERMICHE Abdelkadir**

# *Dédicaces*

*A mes très chers parents.*

*A mes frères et sœurs*

*A toute la famille ABDELKABIR*

*A tous Mes camarades*

*A tous ceux que je connais et qui me sont chers*

*Je dédie ce travail.*

*ABDELKABIR Ammar*

## **Résumé**

La réalisation d'un EMGs, qui est un appareil médical destiné pour l'étude et la détection de l'activité électrique au niveau des muscles.

On réalise cette étude au repos et lors de la contraction. L'activité électrique est recueillie par des électrodes de surface insérée dans le muscle.

Dans notre projet, on a appuyé sur deux éléments importants :

Le traitement de signal, vu que le biomédical est un domaine très sensible. On a veillé d'avoir un signal non bruité en passant par le filtrage. Ensuite, la technologie informatique qui a intervenu, l'étape qui nous a permis de relier l'informatique en utilisant la carte ARDUINO à l'appareil EMGs.

### **Mots clé :**

EMGs, traitement de signal, signal non bruité, filtrage, carte ARDUINO.

# *Abréviations*

---

## Abréviations

---

**EMG** : électromyogramme

**TTS** : Système Périodique Transversale Tubulaire

**SNC** : Système Nerveux Central

**UM** : Unité Motrice

**PAFS** : potentiels d'action des fibres singulières

**PAUM** : potentiel d'action de l'unité motrice

**SNP** : Système Nerveux Périphérique

**SNS** : Systèmes Nerveux Somatiques

**SNA** : Systèmes Nerveux Autonome

**EMGs** : EMG de surface

**EMGi** : EMG intramusculaire

**PAUMs** : potentiel d'action de l'unité motrice de surface

**FM** : Fibre Musculaire

**PA** : potentiel d'action

**AOP** : Amplificateur opérationnel

**Vref** : Tension de référence

**ZI** : Zone d'innervation

# *Table des figures*

## Table des figures

---

<b>Fig.1.1 : structure d'un muscle squelettique.....</b>	<b>5</b>
<b>Fig.1.2 : le mécanisme de l'unité motrice.....</b>	<b>6</b>
<b>Fig.1.3 : le potentiel d'action .....</b>	<b>7</b>
<b>Fig.1.4 : Effet des mouvements de sodium et de potassium qui sont à l'origine des différentes phases du potentiel d'action .....</b>	<b>9</b>
<b>Fig.1.5 : Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) résultant de la somme des potentiels d'action des fibres singulières(PAFS).....</b>	<b>10</b>
<b>Fig.1.6 : Le neurone.....</b>	<b>13</b>
<b>Fig.2.1 : électrode gélifiée.....</b>	<b>17</b>
<b>Fig.2.2 : électrode sèche.....</b>	<b>18</b>
<b>Fig.2.3 : électrode monopolaire.....</b>	<b>20</b>
<b>Fig.2.4 : placement des électrodes.....</b>	<b>24</b>
<b>Fig.2.5 : placement des électrodes de surface .....</b>	<b>25</b>
<b>Fig.3.1 : Différence de signal EMG entre les électrodes à aiguille et les Électrodes de surface. D'après Hogrel(2005).....</b>	<b>27</b>

<b>Fig.3.2 : Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires actives sur l'électromyogramme de surface. D'après Farina et al. (2004).....</b>	<b>28</b>
<b>Fig.3.3 : influence du placement de l'électrode sur l'amplitude et la fréquence du signal EMG. D'après de Luca (1997) .....</b>	<b>29</b>
<b>Fig.3.4 : les caractéristiques électriques .....</b>	<b>29</b>
<b>Fig.3.5 : spectre de fréquences du signal du muscle.....</b>	<b>30</b>
<b>Fig.3.6 : Diagramme de traitement de signal EMG .....</b>	<b>31</b>
<b>Fig.3.7 : Branchement INA118 .....</b>	<b>32</b>
<b>Fig.3.8 : Circuit du décalage.....</b>	<b>33</b>
<b>Fig.3.9 : Filtre passe-bas RC .....</b>	<b>35</b>
<b>Fig.3.10 : Filtre passe-bande .....</b>	<b>35</b>
<b>Fig.3.11 : Schéma électronique du circuit EMG.....</b>	<b>37</b>
<b>Fig.4.1 : schéma électrique INA118 .....</b>	<b>40</b>
<b>Fig.4.2 : circuit intégré INA118 .....</b>	<b>41</b>
<b>Fig.4.3 : circuit intégré Diode ZENER programmable .....</b>	<b>41</b>
<b>Fig.4.4 : électrode de surface .....</b>	<b>42</b>
<b>Fig.4.5 : Description de la carte ARDUINO UNO .....</b>	<b>43</b>



# *Sommaire*

# Sommaire

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

## Chapitre I : Anatomie du muscle

<b>1.1</b> Introduction .....	3
<b>1.2</b> Principe de génération du signal EMG .....	4
<b>1.2.1</b> La physiologie de base du contrôle moteur et la contraction musculaire	4
<b>1.2.1.1</b> Les cellules musculaires.....	4
<b>1.2.1.2</b> Unité motrice.....	6
<b>1.2.1.3</b> Types des unités motrices .....	7
<b>a.</b> Contraction rapide, fatigabilité.....	7
<b>b.</b> Contraction rapide, résistant à la fatigue.....	7
<b>c.</b> Contraction lente .....	7
<b>1.2.2</b> Potentiel d'action.....	7
<b>1.2.3</b> Potentiel d'action d'unité motrice (PAUM).....	10
<b>1.3</b> Le système nerveux .....	11
<b>1.3.1</b> Structure du système nerveux .....	11
<b>1.3.2</b> Division du système nerveux .....	11
<b>1.</b> Le système nerveux central (SNC) .....	11
<b>2.</b> Le système nerveux périphérique (SNP) .....	12
<b>1.3.3</b> Fonction du système nerveux .....	12
<b>a.</b> Fonction sensorielle .....	12

b.	Fonction intégrative .....	12
c.	Fonction motrice .....	12
<b>1.3.4</b>	Histologie du tissu nerveux .....	12
a.	Les gliocytes.....	13
b.	Les neurones .....	13
<b>1.4</b>	Conclusion.....	14

## **Chapitre II : Type d'électrode électromyographiques**

<b>2.1</b>	Introduction .....	15
<b>2.2</b>	Description de l'électromyogramme .....	15
<b>2.3</b>	La mesure des signaux EMG .....	16
<b>2.3.1</b>	Les électrodes de surface.....	16
<b>2.3.1.1</b>	Électrode gélifiée .....	17
<b>2.3.1.2</b>	Les électrodes sèches.....	17
<b>2.3.1.3</b>	Configuration monopolaire .....	18
<b>2.3.1.4</b>	Configuration bipolaire .....	18
<b>2.3.2</b>	Les électrodes à aiguilles .....	19
<b>2.3.2.1</b>	Configuration monopolaire.....	19
<b>2.3.2.2</b>	Configuration coaxiale.....	19
<b>2.3.3</b>	Les caractéristiques des électrodes de surface .....	19
<b>2.4</b>	Les électrodes de stimulations.....	20
<b>2.4.1</b>	Les électrodes de stimulations bipolaires.....	20
<b>2.4.2</b>	Les électrodes de stimulation monopolaire.....	20
<b>2.5</b>	Forme et taille de l'électrode.....	20
<b>2.6</b>	Conception de l'électrode.....	21

<b>2.7</b>	<b>EMG surface_ EMG intramusculaire.....</b>	<b>22</b>
<b>2.7.1</b>	<b>EMG de surface.....</b>	<b>22</b>
<b>2.7.2</b>	<b>EMG à aiguille .....</b>	<b>22</b>
<b>2.8</b>	<b>Placement des électrodes de surface .....</b>	<b>22</b>
<b>2.8.1</b>	<b>Stimulation nerveuse .....</b>	<b>22</b>
<b>2.8.2</b>	<b>Enregistrement .....</b>	<b>23</b>
<b>2.8.3</b>	<b>Placement des électrodes d'enregistrement .....</b>	<b>23</b>
<b>2.8.3.1</b>	<b>Principe.....</b>	<b>23</b>
<b>2.8.3.2</b>	<b>En pratique .....</b>	<b>24</b>
<b>2.9</b>	<b>Quelques figures démonstratives du placement des électrodes .....</b>	<b>25</b>
<b>2.10</b>	<b>Conclusion.....</b>	<b>25</b>

## **Chapitre III : Traitement de signal EMG**

<b>3.1</b>	<b>Introduction .....</b>	<b>26</b>
<b>3.2</b>	<b>Détection et enregistrement du signal EMG .....</b>	<b>26</b>
<b>3.3</b>	<b>Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires.....</b>	<b>27</b>
<b>3.4</b>	<b>Caractéristiques du signal de l'électromyogramme .....</b>	<b>29</b>
<b>3.5</b>	<b>Traitement de signal électromyographique.....</b>	<b>31</b>
<b>3.5.1</b>	<b>Pré-amplification.....</b>	<b>32</b>
<b>3.5.2</b>	<b>Le décalage offset de la tension .....</b>	<b>33</b>
<b>3.5.3</b>	<b>Le filtrage .....</b>	<b>33</b>
<b>3.5.4</b>	<b>Convertisseur Analogique Numérique (CAN).....</b>	<b>36</b>
<b>3.6</b>	<b>Quantification du niveau d'excitation d'un muscle .....</b>	<b>37</b>
<b>3.7</b>	<b>Conclusion.....</b>	<b>38</b>

## **Chapitre IV : Acquisition EMG et commande de la prothèse**

<b>4.1</b>	Introduction .....	39
<b>4.2</b>	Description du système d'acquisition EMG et de commande .....	40
<b>4.2.1</b>	Module d'acquisition EMG.....	41
<b>4.2.2</b>	Les électrodes d'enregistrements .....	42
<b>4.2.3</b>	La carte ARDUINO .....	43
<b>4.2.4</b>	Commande de la prothèse .....	44
<b>4.2.5</b>	La prothèse .....	45
<b>4.3</b>	Acquisition du signal EMG et commande de la prothèse.....	46
<b>4.3.1</b>	Etat de repos .....	46
<b>4.3.2</b>	Etat active .....	48
<b>4.4</b>	Conclusion.....	50
	Conclusion générale.....	56
	Bibliographie.....	57

# *Introduction Générale*

L'avancement remarquable des progrès de la recherche médicale et l'amélioration continue des services de santé publique ou liés au secteur privé couplés aux produits de technologie d'assistance, comme les fauteuils roulant dispositif d'écoute pour mal entendant et les technologies portables ont apporté des contributions considérables à la réalisation de l'aspiration universelle à vivre longtemps et en bonne santé. Ainsi, les prothèses qui sont des dispositifs destinés à remplacer une partie du corps, de pallier une défaillance ou de traiter une maladie, sont des exemples d'aides techniques largement utilisées dans les traitements traumatologiques et orthopédiques.

L'objectif principal de cette étude est de développer un système de contrôle, basé sur les signaux EMG, capable de détecter et d'interpréter différents mouvements de la main de l'utilisateur pour faire fonctionner une main bionique imprimable. L'intervention à ce stade s'avérer particulièrement bénéfique au handicapé huméral afin de leur offrir la possibilité d'interagir avec leur environnement.

Ce projet s'inscrit dans un domaine d'innovation et d'une technologie de pointe, traité en laboratoire. Ce mémoire est organisé en 4 chapitres.

Le premier, présente la partie anatomique du muscle, et la physiologie de base du contrôle moteur. Le deuxième est consacré à l'électromyogramme (EMG), les techniques utilisées et le placement des électrodes afin de générer le signal.

Pour le chapitre 3, l'étape la plus importante dans notre travail. On a vu par quel moyen notre signal s'est fait traiter et les différents filtres utilisés pour avoir un signal non parasité, et le rôle de l'électrode pour avoir un bon positionnement.

Enfin, notre mémoire se finalise par la conception d'un EMG, en utilisant une carte ARDUINO UNO accompagné d'un ensemble de composants d'instrumentation et activant l'ouverture ou la fermeture d'une prothèse.

*Chapitre I*  
*Anatomie du*  
*muscle*

## 1.1 Introduction :

L'histoire de l'électromyographie (EMG) a débuté avec la découverte de l'électricité. Un électromyogramme signifie l'enregistrement de l'activité électrique de la membrane de la cellule musculaire. En 1773, Walsh avait été en mesure de démontrer clairement que le tissu musculaire pourrait générer une étincelle d'électricité. Plus tard en 1790, Galvani a obtenu une preuve directe qu'il existe une relation entre la contraction des muscles et l'électricité au cours d'une série d'études sur les muscles de la grenouille [1]. En 1838, Carlo Matteucci a prouvé que les courants électriques sont générés par les muscles pendant leur contraction. L'étude de la fonction du muscle à l'aide de l'activité électrique qui accompagne la contraction du muscle est devenue une discipline appelée électromyographie.

Au début du 19<sup>ème</sup> siècle, les études de l'activité électrique des muscles sont devenues fréquentes. Il a été connu par le travail de Piper (1912), que les contenus du signal EMG aussi bien l'amplitude que la fréquence changent durant une contraction musculaire soutenue en cas de fatigue. En 1922, H. Gasser S. et J. Erlanger ont utilisé l'oscilloscope pour observer la morphologie du signal EMG. Ce travail leur a permis de remporter le prix Nobel de la médecine en 1944 [2]. La technologie liée à l'informatique et les nouvelles méthodes utilisées en traitement du signal ont toutes contribué à la progression de l'électromyographie connue de nos jours.

Dans le présent travail, on s'intéresse à l'étude de la physiologie de base de contrôle moteur commençant, de la cellule musculaire, de l'unité motrice et ces types qui amènent à un potentiel d'action qui se propage au long des fibres en créant une activité électrique. En finalisant par le système nerveux qui commande les mouvements de notre corps.

## 1.2 Principe de génération du signal EMG

### 1.2.1 La physiologie de base du contrôle moteur et la contraction musculaire.

#### 1.2.1.1 Les cellules musculaires

Dans notre corps, on trouve trois types de muscles : le muscle lisse, le muscle cardiaque et le muscle strié appelé aussi squelettique.

Les muscles lisses sont involontaires. La longueur de la cellule musculaire est variable, elle est aux alentours de 0.1mm. On trouve ce type de muscle dans notre tube digestif, la paroi de la trachée, de l'utérus et même à la vessie. Lors de la contraction le muscle lisse est contrôlé par le cerveau par l'intermédiaire du système nerveux autonome.

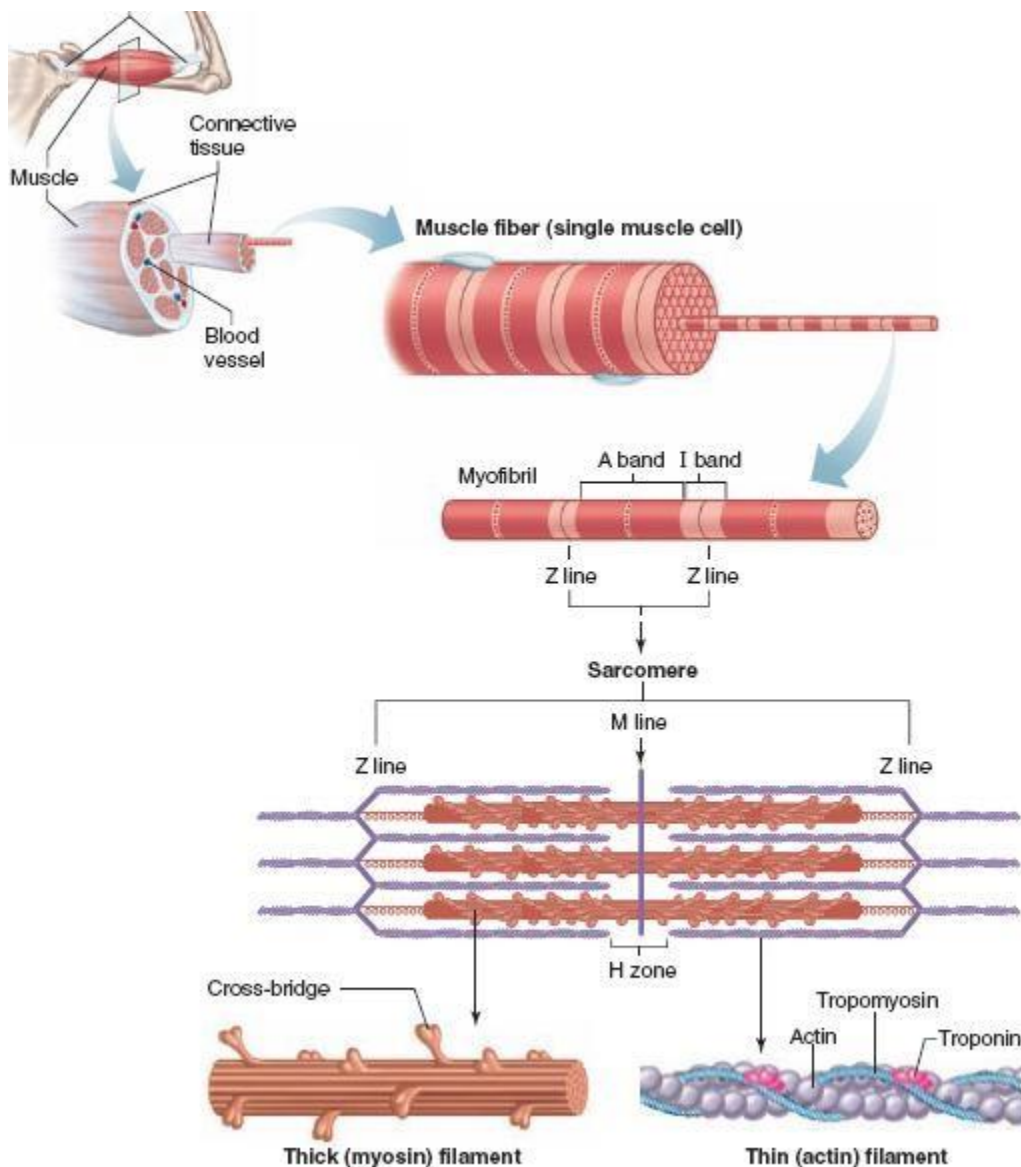
Le muscle cardiaque strié est aussi involontaire. A la différence du muscle squelettique, génère une impulsion électrique large lorsqu'il est excité.

En effet, la durée de cette impulsion est de 300ms. En conséquence, la durée de la contraction dure plus longtemps.

Le muscle cardiaque a une propriété particulière : l'activité électrique d'une cellule musculaire se propage à toutes les autres cellules musculaires environnantes, en raison d'un système complexe de jonction intercellulaire.

Le muscle squelettique (strié) est formé d'un grand nombre de fibres musculaires. Chaque fibre forme une cellule et se distingue par la présence d'une alternance de bande sombre et claire. La fibre musculaire correspond à une fibre nerveuse mais qui se distingue par l'électrophysiologie du nerf par la présence d'un système périodique transversale tubulaire (TTS).....

La figure 1.1 montre une représentation schématique de la structure des muscles. Le mécanisme de contraction est un processus métabolique complexe par lequel les Z-lignes du sarcomère des myofibrilles se rapprochent les unes des autres sous l'effet de la traction entre deux protéines (la myosine et l'actine). Cette contraction est contrôlée par le système nerveux central (SNC) par l'intermédiaire d'un influx nerveux qui active les fibres.

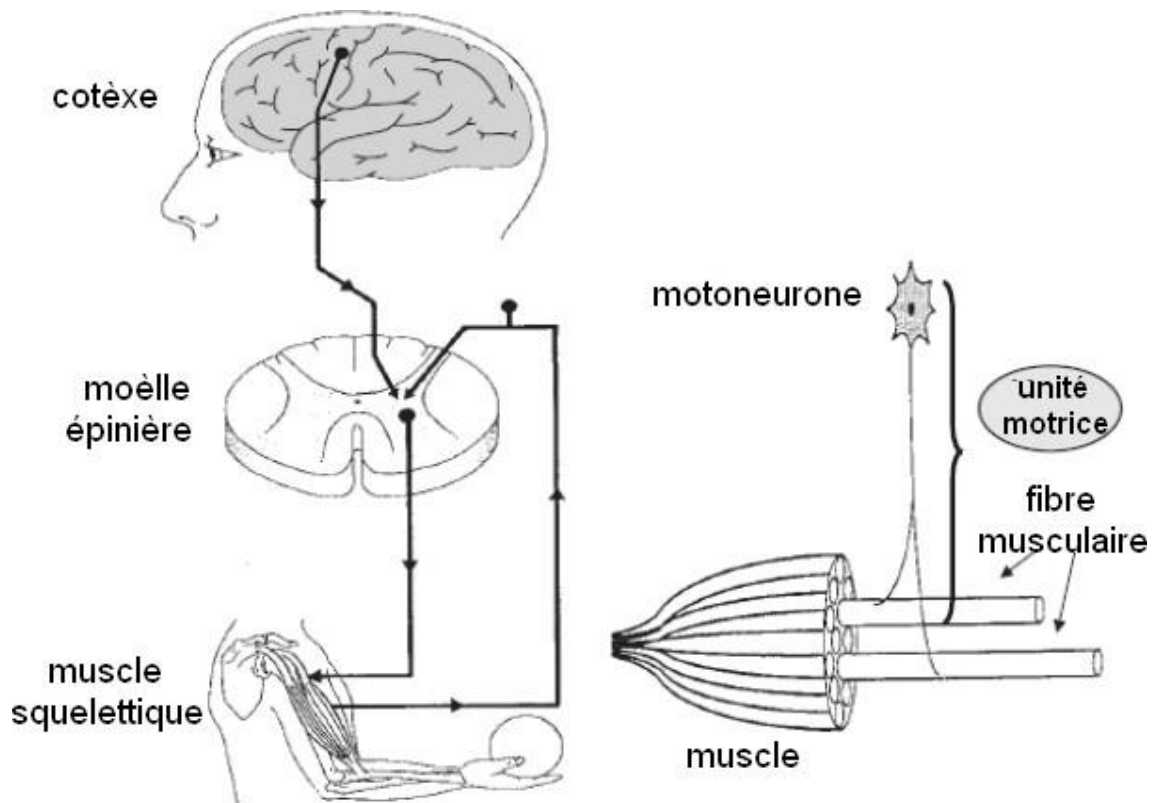


**Figure 1.1 : structure d'un muscle squelettique [3].**

### 1.2.1.2 Unité motrice

L'unité motrice (UM) est représentée par un motoneurone alpha et toutes les fibres musculaires qu'elle innerve. Chaque UM tend à être de taille importante [4].

Chez l'homme le nombre d'unités motrices par muscle peut s'étendre, selon la fonction musculaire ; 100 fibres pour un petit muscle de main à 1000 fibres ou plus pour de grand muscle (membre) [5].



**Figure 1.2 : le mécanisme de l'unité motrice**

### 1.2.1.3 Types des unités motrices

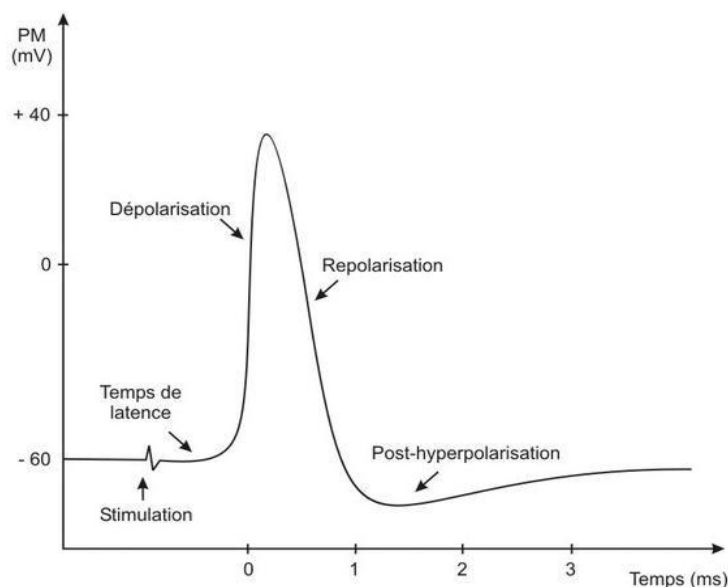
Les unités motrices sont classées selon une propriété physiologique (vitesse de contraction et fatigabilité), pour cela on trouve trois types :

- ✓ Contraction rapide, fatigabilité (vitesse de conduction rapide)
- ✓ Contraction rapide, résistant à la fatigue (ATP & glycogène)
- ✓ Contraction lente (très peu de fibre musculaire).

### 1.2.2 Potentiel d'action

Le potentiel d'action appelé parfois « Influx Nerveux » est un évènement court durant lequel le potentiel électrique d'une cellule (notamment les neurones, mais aussi d'autres cellules excitables telles que les cellules musculaires, les cellules endocrines...) augmente puis chute rapidement. Il est provoqué par la dépolarisation membranaire qui change de  $-60\text{mV}$  à  $+40\text{mV}$ .

Ce potentiel, qui correspond à une modification temporaire de la polarité membranaire comprend des phases (figure 1.3)



**Figure 1.3 : le potentiel d'action**

L'apparition du potentiel d'action est liée à l'intensité de la stimulation, une fois le seuil critique atteint, il est immédiatement maximal. Son amplitude et sa durée dépendent du tissu et de l'espèce mais sont, tout comme le potentiel de repos, constantes pour un type cellulaire donné chez une espèce donnée. En effet, Soit l'intensité de stimulation est insuffisante pour atteindre le seuil critique – on dit qu'elle est **infraliminaire** – et le potentiel d'action n'apparaît pas ; soit l'intensité de stimulation est suffisante pour atteindre le seuil critique – on dit qu'elle est **supraliminaire** – et le potentiel d'action est immédiatement maximal. On dit que la fibre obéit à la loi du tout ou rien.

Ce potentiel, qui correspond à une modification temporaire de la polarité membranaire comprend trois phases :

- Une première **phase de dépolarisation**, extrêmement brève puisqu'elle ne dure qu'une fraction de milliseconde et qui se traduit par une brusque inversion du potentiel de membrane (on passe en moyenne de  $-60$  mV à  $+40$  mV) ;
- Une seconde **phase de repolarisation**, un peu plus lente et qui permet au potentiel de membrane de revenir à son niveau de repos ;
- Une troisième **phase de post-hyperpolarisation** encore plus lente (plusieurs millisecondes) et de très faible amplitude pendant laquelle les concentrations ioniques intracellulaires retrouvent leurs valeurs initiales.

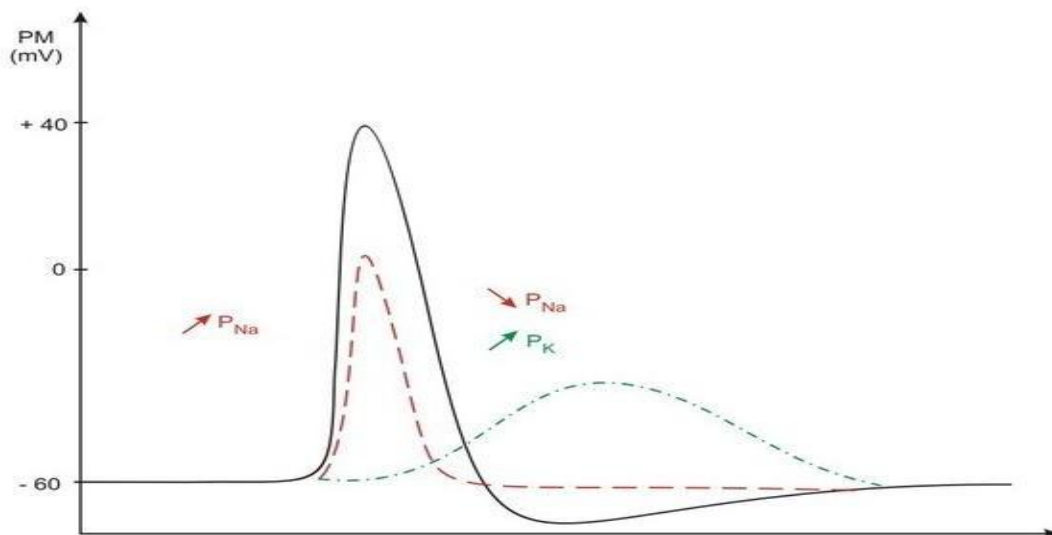
Ce sont en effet des mouvements de sodium et de potassium qui sont à l'origine des différentes phases du potentiel d'action.

Au repos, la perméabilité membranaire au sodium ( $P_{Na}$ ) est très faible car la plupart des canaux au sodium sont fermés. Or, ces canaux étant sensibles au potentiel de membrane (on dit qu'ils sont électro-dépendants ou voltage-dépendants), une légère dépolarisation suffit à provoquer leur ouverture. Les ions sodium rentrent alors massivement dans la cellule en raison de leur

gradient de concentration et de leur gradient électrique ce qui augmente la dépolarisation et finit par inverser le potentiel de membrane qui atteint une valeur d'environ + 40 mV.

Cette forte dépolarisation finit par inactiver les canaux au sodium mais induit l'ouverture de canaux au potassium, également électro-dépendants, ce qui a pour effet d'augmenter la perméabilité au potassium ( $P_K$ ). Les ions potassium, beaucoup plus nombreux à l'intérieur qu'à l'extérieur, quittent alors la cellule en masse et permettent au potentiel de membrane de retrouver sa valeur initiale.

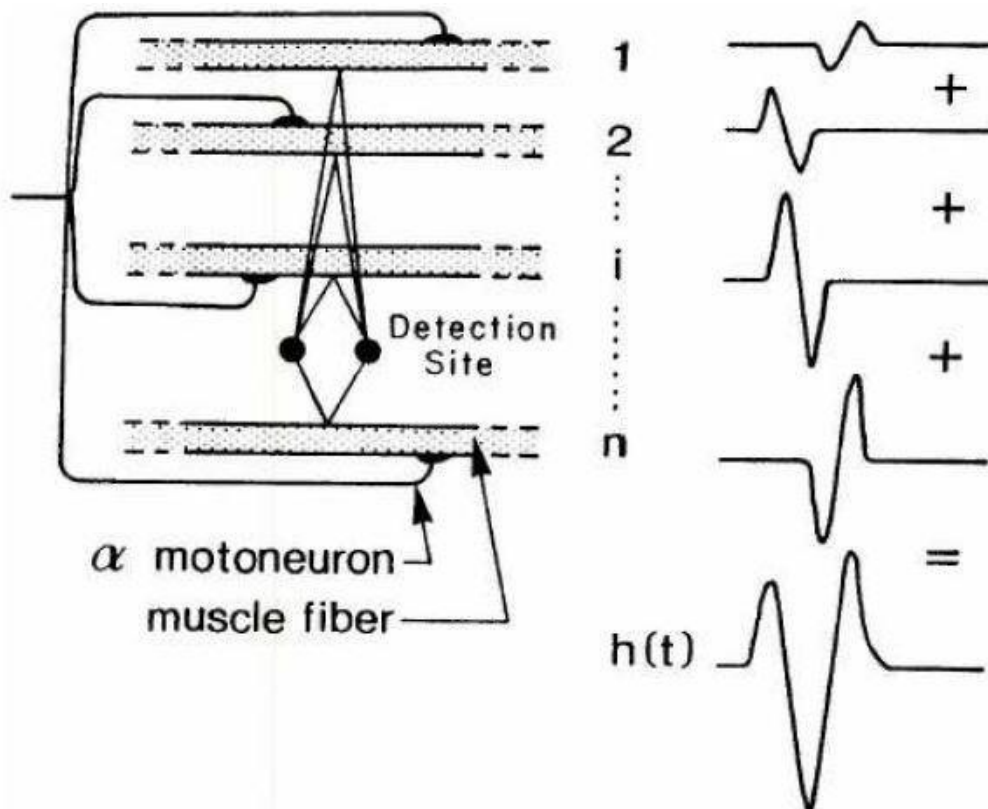
Toutefois les canaux au potassium n'étant pas immédiatement inactivés au moment où la fibre retrouve son potentiel de repos, les ions potassium continuent à quitter la cellule et provoquent ainsi une légère hyperpolarisation, le temps que la perméabilité au potassium retrouve sa valeur de repos. En parallèle, la pompe Na-K s'active et expulse le sodium entré pendant la phase de dépolarisation [6]. (Figure 1.4)



**Figure 1.4 : Effet des mouvements de sodium et de potassium qui sont à l'origine des différentes phases du potentiel d'action.**

### 1.2.3 Potentiel d'action d'unité motrice (PAUM)

Quand une unité motrice est activée via le  $\alpha$ -motoneurone à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire, les fibres appartenant à cette UM sont toutes excitées ensemble et contractées. Les potentiels d'action se propageant le long des fibres créent une activité électrique qui peut être détectée aussi bien par les techniques invasives que non invasives. Le potentiel détecté reflétant les activités de toutes les fibres est une combinaison de tous les potentiels d'action des fibres singulières (PAFS) appartenant à une même unité motrice et fournissant ainsi le potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [7].



**Figure 1.5 : Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) résultant de la somme des potentiels d'action des fibres singulières(PAFS)**

## 1.3 Le système nerveux

### 1.3.1 Structure du système nerveux

Le système nerveux est un système biologique responsable à la coordination des actions avec l'environnement extérieur et de la communication rapide entre les différentes parties de notre corps. On distingue deux sortes de cellules : les cellules gliales et les cellules nerveuses (neurones). Les cellules gliales interviennent dans le soutien mécanique et la régulation de la composition du milieu extracellulaire interstitiel. Les cellules nerveuses, appelées aussi unités fondamentales du système nerveux, sont électriquement excitables et ont une fonction de transmettre et propager l'influx nerveux sous forme d'impulsion électrique sur une longue distance, sans perte d'amplitude.

Le système nerveux accompagne le système endocrinien pour veiller au maintien de l'homéostasie dans le corps (état d'équilibre physiologique dynamique de l'organisme). Ces deux systèmes agissent différemment pour atteindre cet objectif : le système nerveux réagit rapidement au stimulus en transmettant des influx nerveux (potentiels d'action), tandis que le système endocrinien, réagissant plus lentement mais très efficacement, libère des hormones. Qui constitue par les deux grands types de cellules que sont les axones et les gliocytes (cellules gliales) [8].

### 1.3.2 Division du système nerveux

Le système nerveux est divisé en deux grandes parties :

1. Le système nerveux central (SNC) : il est nommé ainsi car il est le centre du contrôle du corps puisqu'il reçoit, enregistre et interprète toute l'information envoyée par les neurones et même il donne des ordres aux muscles, aux organes et aux glandes.

Il est composé de l'Encéphale et la moelle épinière.

2. Le système nerveux périphérique (**SNP**) : il est composé des nerfs sensitifs (responsables des sensations) et moteur (responsable des actions). C'est lui qui transmet au cerveau, en passant par la moelle épinière, l'information sensorielle qu'elle soit interne ou externe [9].

Il est subdivisé en deux autres systèmes : les systèmes nerveux somatiques (SNS), autonome (SNA).

### 1.3.3 Fonction du système nerveux

Le SNC et SNP assurent trois principales fonctions :

- a. **Fonction sensorielle** : permet de détecter et faire la modification interne et externe par des neurones sensitifs qui transportent les influx nerveux vers la moelle épinière et l'encéphale.
- b. **Fonction intégrative** : interprète des changements, ces derniers sont réalisés par les interne neurones qui analysent et emmagasinent une partie d'information sensorielle pour décider des réponses appropriées à transmettre à la fonction motrice.
- c. **Fonction motrice** : réaction vis-à-vis de l'interprétation. A cette fin, les neurones moteurs transmettent les informations provenant de l'encéphale et de la moelle épinière vers les cellules et organes effecteurs tels que les fibres musculaires ou les cellules glandulaires.

### 1.3.4 Histologie du tissu nerveux

Le tissu nerveux est composé de deux grands types de cellules, les neurones et les gliocytes.

Les neurones sont des cellules excitables qui produisent et transmettent les signaux électriques tandis que les gliocytes, nourrissent et protègent les

neurones tout en maintenant l'homéostasie dans le liquide interstitiel dans le quel ils baignent.

### a- Les gliocytes

On désigne par gliocytes toutes les cellules qui ont pour rôle de supporter le SNC. Elles enveloppent, soutiennent et nourrissent neurones.

### b- Les neurones

Les neurones sont les principales cellules du système nerveux dont le rôle est d'acheminer et traiter les informations dans l'organisme. Ils sont composé d'un noyau entouré de structure qui partent en étoile, appelées **les dendrites**, et un long prolongement pouvant mesurer plusieurs dizaines de centimètres appelé l'**axone**. Parmi les neurones, certains ont un rôle dans les mouvements, d'autres dans la perception des sensations d'autres encore appartiennent au système nerveux végétatif, responsables des fonctions automatiques.

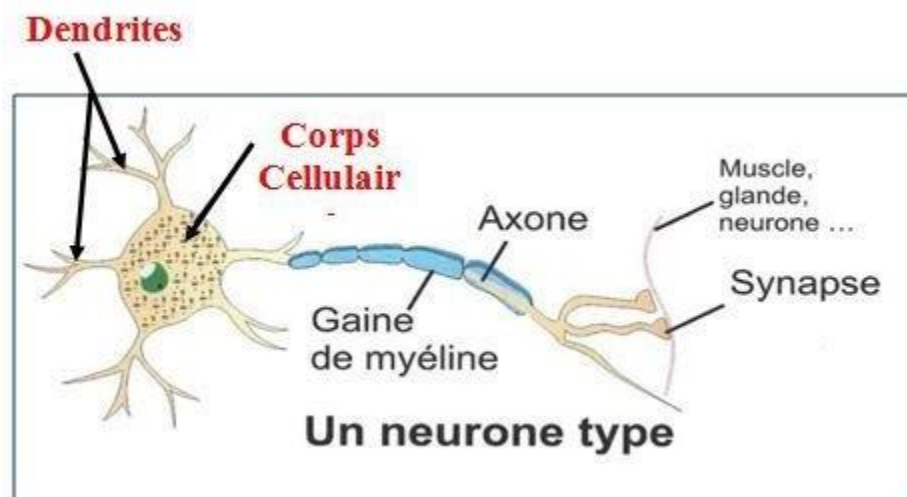


Figure 1.6 : Le neurone

## 1.4 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de connaître mieux notre système locomoteur en passant par ces principes de bases et la physiologie du système nerveux, ce qui nous oriente à l'étude des signaux électromyographies et aux techniques d'enregistrements et de traitement de ce type de signal. Cette étude fera l'objet du 2<sup>ème</sup> et du 3<sup>ème</sup> chapitre.

***Chapitre II***  
***Type d'électrode***  
***électromyographique***

### 2.1 Introduction

L'enregistrement de l'activité électrique de la structure nerveuse ou musculaire se fait par des signaux, et la mesure de ces derniers s'effectue par un ensemble de capteurs, soit d'une manière invasive (avec les électrodes à aiguilles) ou non invasive (placement des électrodes à la surface de la peau).

Dans toutes les études de la conduction nerveuse, les électrodes de stimulation et les électrodes de recueil sont des électrodes de surface qu'on colle sur la peau.

Pour cela, on va bien d'écrire les deux techniques et on va expliquer le concept du placement et l'enregistrement des électrodes.

### 2.2 Description de l'électromyogramme

Electromyogramme est un examen non invasif, a pour but d'analyser le fonctionnement des nerfs périphérique (de la moelle épinière jusqu'au muscle et la peau). Cet examen consiste en une exploration des nerfs et des muscles, parfois appelé **électroneuromyogramme** : neuro pour les nerfs et myo pour les muscles. Plusieurs paramètres sont étudiés, en ce sens que pour le nerf, c'est l'activité électrique qui a comme fonction de conduire l'influx nerveux. Cette fonction peut être faite à l'aide d'un stimulus électrique, qui déclenchera la propagation d'influx nerveux. Celui-ci sera enregistré à distance et sa propagation, le long du nerf, nous renseigne sur la pathologie de ce nerf.

**Pour explorer les nerfs** : les nerfs sont explorés en les stimulant électriquement dans plusieurs points. Ce qui nous permet de calculer la vitesse de conduction de l'influx nerveux et d'apprécier la qualité des réponses des nerfs moteurs (nerf qui innerve le muscle ou nerf sensitif).

**Pour explorer les muscles** : Cette partie sert à étudier les muscles au repos et à l'effort. La plupart du temps, on utilise une petite électrode (une aiguille très fine) qui va enregistrer l'activité au repos et ensuite à l'effort progressif puis maximal [10].

Cet appareil est utilisé lors des maladies neuropathique et myopathique.

### 2.3 La mesure des signaux EMG

Un EMG est un potentiel électrique généré au niveau des fibres musculaire quand les muscles sont contractés. Il permet d'obtenir des informations sur l'état des muscles. Pour détecter ces signaux, il existe deux grandes catégories d'électrode pour cet appareil.

#### 2.3.1 Les électrodes de surface

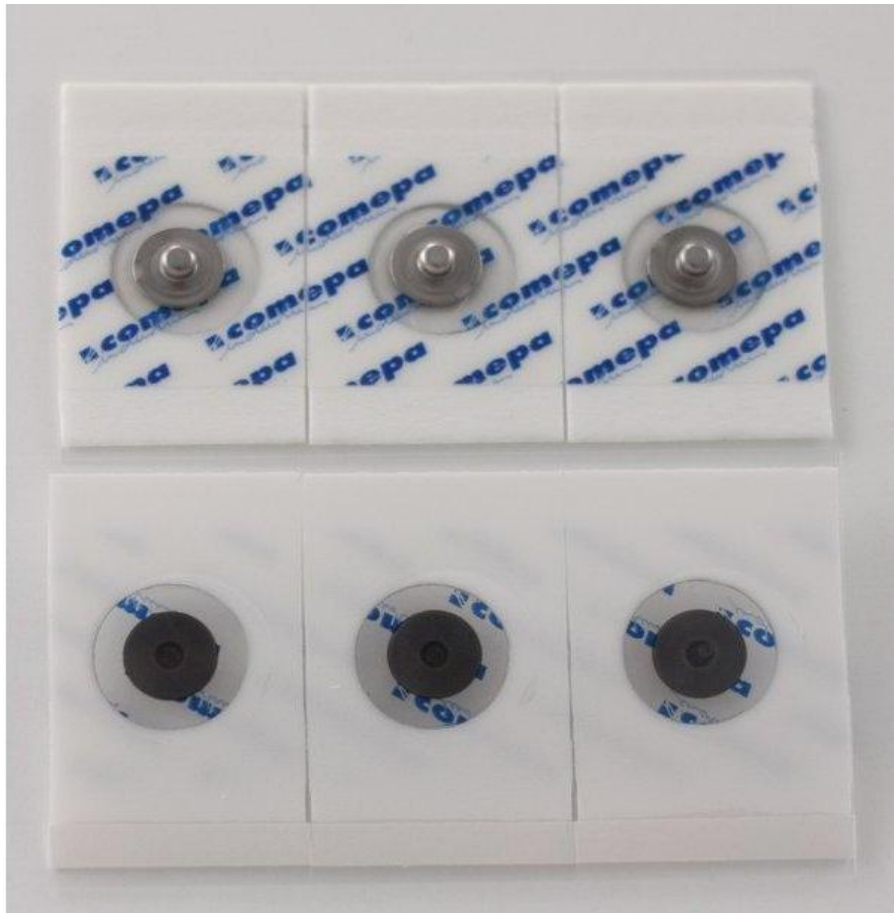
Electrode de surface est un élément essentiel du système de mesure. C'est une électrode auto adhésive conçue pour délivrer un signal. Afin de mesurer la différence de potentiel à partir d'un champ de courants générés biologiquement, il est nécessaire de fournir une interface entre le corps et l'équipement de mesure électronique. Le courant électronique est porté par des ions, tandis que les électrons sont les porteurs dans les électrodes et les fils conducteur.

Les électrodes servent d'un transducteur pour modifier un courant ionique en un courant électronique.

Pour cela, on trouve deux types électrodes de surface, une appliqué avec un gel appelé **électrode gélifiée** et l'autre sans gel appelé **électrode sèche**, et deux configurations électrode surface pour enregistrer le signal EMG.

### 2.3.1.1 Électrode gélifiée

Les électrodes gélifiées utilisent un gel liquide en tant qu'interface chimique entre la peau et la partie métallique. La couche ( Ag- AgCl ) permet au courant de passer librement du muscle à travers la jonction entre l'électrolyte et électrode. Ces électrodes ont une durée de vie limitée et un usage unique.



**Figure 2.1 : électrode gélifiée**

### 2.3.1.2 Les électrodes sèches

Ce type d'électrodes généralement utilisées dans des applications où la taille d'électrode ne permet pas l'utilisation du gel.

Avec des électrodes sèches, il est courant d'avoir des circuits préamplificateur à l'emplacement de l'électrode. [11]. Les électrodes sèches réutilisables à plus

grande durée de vie. Leur impédance électrique est haute et la transpiration déforme légèrement le signal [12].



**Figure 2.2 : électrode sèche**

### 2.3.1.3 Configuration monopolaire

Cette configuration est utilisée lors d'un enregistrement avec une seule électrode placée sur la peau au dessus du muscle par rapport à une électrode de référence. L'électrode de référence doit être située sur un tissu électriquement neutre à une distance de l'électrode active. Elles sont indispensables pour l'étude de la conduction motrice et même pour l'enregistrement de potentiels proximaux sensitifs. Les électrodes monopolaires peuvent être à usage unique ou même réutilisable.

### 2.3.1.4 Configuration bipolaire

Dans ce type de configuration y a deux électrodes typiquement espacées de 10 à 20 mm, sont utilisées pour détecter les deux potentiels sur la peau au dessus du muscle. Les électrodes bipolaires utilisent un amplificateur différentiel, qui permet de supprimer les signaux en commun des deux électrodes.

### 2.3.2 Les électrodes à aiguilles

Les électrodes aiguilles sont en acier massif affront un contact élevé et une faible impédance. Elles touchent directement la fibre musculaire, elles permettent d'obtenir le signal émis par une seule fibre mais présentent l'inconvénient d'abîmer la peau et le tissu musculaire [11].

Il existe une grande variété de modèle avec différents longueur d'aiguille et de câble.

#### 2.3.2.1 Configuration monopolaire

L'électrode aiguille monopolaire a un usage unique, son affûtages performants et grâce au téflon y a une bonne fluidité et un enregistrement du signal clair. Un code de couleur permet de distinguer l'aiguille appropriée en fonction du type muscle. Ces aiguilles sont fournies avec un cordon de 76 cm terminé par un connecteur 1.5 mm.

Ce type d'électrode utilisé par exemple pour les muscles oculomoteur ...

#### 2.3.2.2 Configuration coaxiale

Ces électrodes ne sont utilisées que de façon exceptionnelle, aujourd'hui, pour l'étude des conduction nerveuses motrices. Cependant, l'enregistrement avec des électrodes de surface n'est pas toujours possible [12].

### 2.3.3 Les caractéristiques des électrodes de surface

- Gel liquide – impédance faible pour une meilleur qualité de signal ;
- Adhésivité forte mais non agressive pour la peau ;
- Petites dimensions ;
- Support mousse pour un positionnement facile;
- Disponible en versions précâblée ou bouton de pression [13].

### 2.4 Les électrodes de stimulations

#### 2.4.1 Les électrodes de stimulations bipolaires

Les électrodes de stimulation sont entièrement moulées et résistent à l'eau. Elles comportent un renforcement qui protège le câble, réduisant ainsi les risques de rupture au niveau du point de connexion entre le câble et l'électrode. Certaines électrodes possèdent des feutres qui servent comme interface entre la peau et l'électrode métallique ce qui permet d'éviter des brûlures électriques dans le cas d'absence du gel. Ces feutres résistent à l'eau pour éviter les déformations et garantir une bonne conduction à long terme.

#### 2.4.2 Les électrodes de stimulation monopolaire

L'électrode monopolaire est constituée d'un brin droit de 0.5mm de diamètre, et d'une électrode de référence devant être collée sur la peau du patient avant la pose des draps stériles.

L'électrode monopolaire sera utilisée pour localiser un nerf à travers d'un volume de tissu (os, tumeur) sans accès direct à ce nerf.



**Figure 2.3 : électrode monopolaire**

### 2.5 Forme et taille de l'électrode

La taille et la forme de l'électrode influence sur tout signal électrophysiologique.

Le signal EMG provient un enregistrement des PAUMs sous l'électrode.

Bien que les électrodes circulaires semblent être les plus utilisées, il n'existe pas en réalité de critères clairs et objectifs pour le choix de la forme de l'électrode. En effet, la forme seule de l'électrode n'influencerait pas le signal EMGs. A l'inverse, l'augmentation de la taille de l'électrode, perpendiculaires aux fibres musculaires(FM), entraînerait une diminution de l'impédance et une augmentation de la surface de détection des électrodes. De plus, cette augmentation de taille aurait également un effet de filtre passe-bas en diminuant le contenu du signal en haute fréquence. La taille de l'électrode doit être assez importante pour enregistrer un nombre satisfaisant d'UM, mais pas excessive pour éviter de mesurer l'activité d'autres muscles non souhaitée.

### **2.6 Conception de l'électrode**

Le mouvement des électrodes et des câbles lors de l'enregistrement entraîne un risque potentiel d'artéfact de mouvement, du fait de la traction des câbles ou de l'inertie de l'ensemble. De plus, les câbles reliant les électrodes à l'amplificateur possèdent une résistance intrinsèque. Par conséquent, leur déplacement dans un champ électrique entraîne la production d'un courant. Dans la mesure où l'amplitude de ce courant peut être de la même grandeur que celle du signal EMGs, les mesures peuvent se retrouver parasitées. Ce risque est d'autant plus important que cet artéfact peut être difficilement filtré, car sa fréquence se situe entre 1 et 50 Hz. La solution pour limiter ce type de bruit est d'amplifier le signal EMG au niveau des électrodes. Par ailleurs, il est recommandé d'utiliser du matériel léger et de fixer les câbles avec du ruban adhésif.

### 2.7 EMG surface\_ EMG intramusculaire

#### 2.7.1 EMG de surface

- Electrodes à gel auto-adhésives :
  - \_ Technique conventionnelle.
  - \_ utilisent un gel électrolytique pour améliorer la conduction.
- Non invasive ;
- Utilisation recherche appliquée ;
- Muscles superficiels ;
- Préparation de la peau.

#### 2.7.2 EMG à aiguille

- Invasive (aiguilles ou fils fins implantés dans le muscle 0.25µm) ;
- Précision (recueil de l'activité de quelques UMs) ;
- Utilisation clinique ;
- Muscles profonds ;
- Douloureux.

### 2.8 Placement des électrodes de surface

#### 2.8.1 Stimulation nerveuse

Ce qu'on appelle l'électrode de stimulation est un ensemble formé de deux électrodes qu'on dispose en regard du trajet nerveux (S). L'excitation naît sous la cathode négative (-), qui dépolarise les fibres nerveuses. Au contraire, l'anode positive (+), hyper polarise les fibres nerveuses.

La règle est de tourner la cathode, qui est l'électrode physiologiquement active, du côté de l'endroit où l'on veut faire aller l'impulsion nerveuse, c'est-à-dire vers les électrodes d'enregistrement (exception pour les études de la conduction proximale où l'on tourne cathode vers la moelle). Si le sens des électrodes est inversé, l'anode étant la plus proche des électrodes

d'enregistrement et la cathode à distance, on enregistre une réponse de latence plus large (car la distance entre l'électrode active et l'électrode d'enregistrement est plus grande) et l'amplitude plus faible (car l'interposition de l'anode entre la cathode et les électrodes d'enregistrement bloque la conduction de certaines fibres). La stimulation distale (S1) peut être déplacée en un point plus proximal (S2). La distance entre les points de stimulations (d) se mesure entre les positions successives de la cathode. Elle permet de calculer la vitesse de conduction du segment nerveux compris entre les deux points.

### **2.8.2 Enregistrement**

Les appareils d'enregistrement mesurent la différence de potentiel entre deux électrodes :

A : électrode d'enregistrement active appelé ainsi car elle est placée à proximité du nerf ou du muscle à enregistrer. Elle est branchée à l'entrée négative de l'appareil.

B : électrode dite référence, placée à distance de l'active, et du côté opposé aux électrodes de stimulation, on la connecte à l'entrée positive de l'appareil.

- Il est indispensable que le patient soit mis à la terre par une électrode de terre (électrode de référence).

### **2.8.3 Placement des électrodes d'enregistrement**

#### **2.8.3.1 Principe**

Les propriétés résistives et capacitives des tissus conducteurs induisent une atténuation des signaux électrique enregistrés à distance, qui affecte particulièrement les composantes rapides de ces signaux : par conséquent, enregistrer un potentiel de petite amplitude, émoussé commençant en pente

douce, témoignage d'une atténuation des activités électriques par leur propagation et signale un mauvais déplacement électrodes, à distance de la source de ces activités. Au contraire une réponse ample et aigu indique que les électrodes sont placées à proximité immédiate de la source de ces activités [14].

### 2.8.3.2 En pratique

Les schémas indiquent où placer les électrodes, en première intention, les électrodes d'enregistrement active(A) et de référence (B). On déplace ensuite l'électrode active de proche en proche (1 à 8 sur le schéma), en surveillant la forme de l'amplitude de la réponse électrophysiologique enregistrée.

La meilleure position c'est celle qui engendre une activité d'amplitude maximale, débutant par la pente montée la plus abrupte (point et trace 5 sur la figure). Elle indique où se trouve la source des activités électriques enregistrés [14].

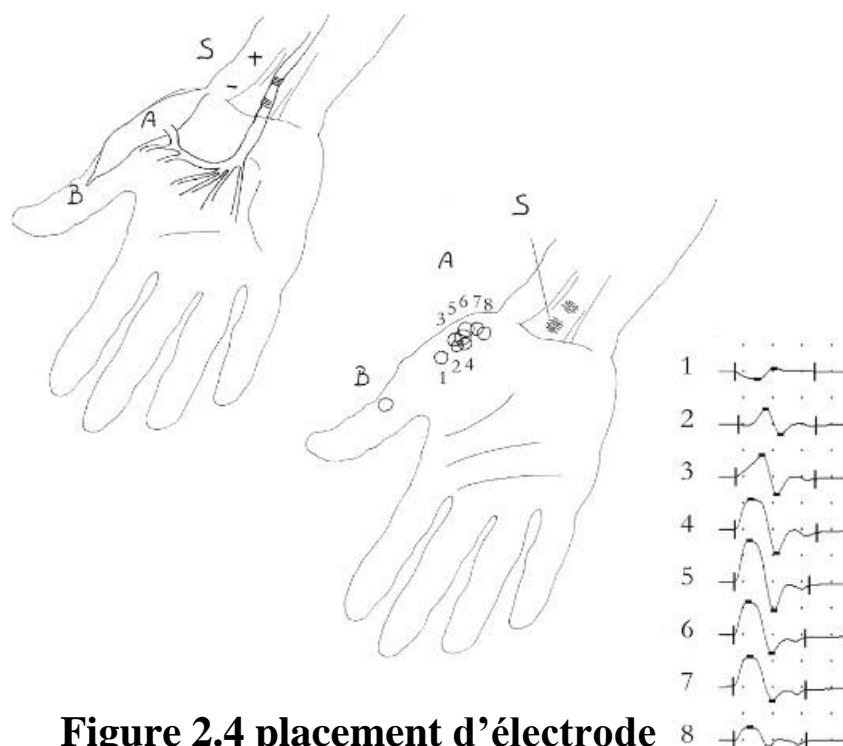


Figure 2.4 placement d'électrode

### 2.9 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de connaître l'EMG, et les différentes électrodes qui autorisent le passage de l'activité électrique musculaire.

Pour cela dans le chapitre suivant, on va détailler la mesure de signal EMG et les caractéristiques du signal capté.

***Chapitre III***  
***Traitement de signal***  
***EMG***

### 3.1 Introduction

Tout signal biomédical signifie un signal électrique acquis à partir d'un organe. Ce signal se décrit par un ensemble de caractères comme l'amplitude, la fréquence et la phase qui se déroule en fonction du temps.

Le signal EMG est utilisé beaucoup plus en application biomédicale et diagnostic, pour cela la détection de ce signal a besoin de méthode avancée et puissante.

Le signal EMG qui est un signal biomédical permet de mesurer l'activité électrique générée par les muscles pendant la contraction. La forme et la fréquence de l'impulsion électrique issue de potentiel d'action de l'unité motrice donne des informations importantes pour le diagnostic des anomalies neuromusculaires.

### 3.2 Détection et enregistrement du signal EMG

Le signal EMG, se détecte par le biais des électrodes. Pour cela, on trouve deux grandes familles d'électrode intramusculaire et de surface.

La réalisation de l'examen EMG se fait par deux méthodes soit invasive ou non invasive (Bien détailler dans le chapitre précédent).

La figure 3.1 résume la différence entre les deux méthodes. En observant le nombre de PAUM élevés avec les électrodes de surface.



**Figure 3.1 : Différence de signal EMG entre les électrodes à aiguille et les électrodes de surface. D'après Hogrel(2005)**

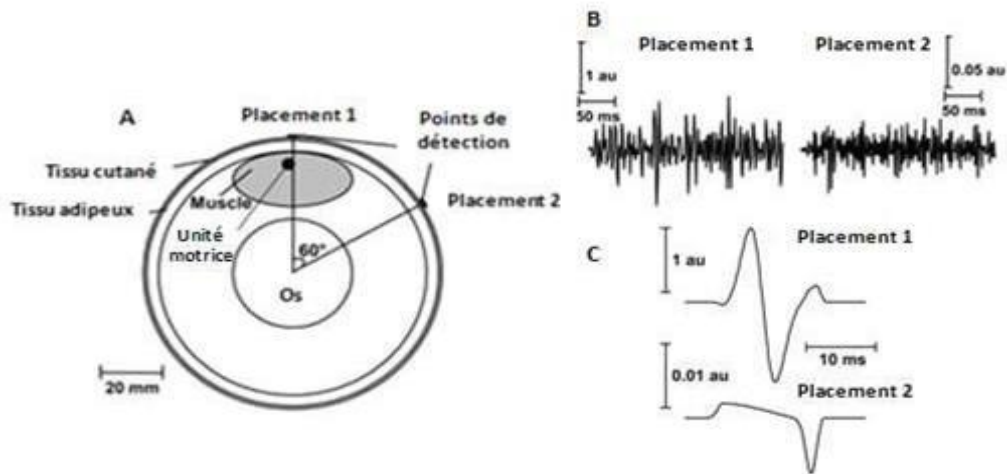
A : signal EMG détecté par les électrodes à aiguilles.

B : Signal EMG détecté par les électrodes de surface.

### **3.3 Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaire**

Le signal EMG est influencé par le bon placement de l'électrode par rapport aux zones d'innervation (ZI) et aux tendons, Ce qui induisent un ensemble de caractéristiques pour le signal enregistré.

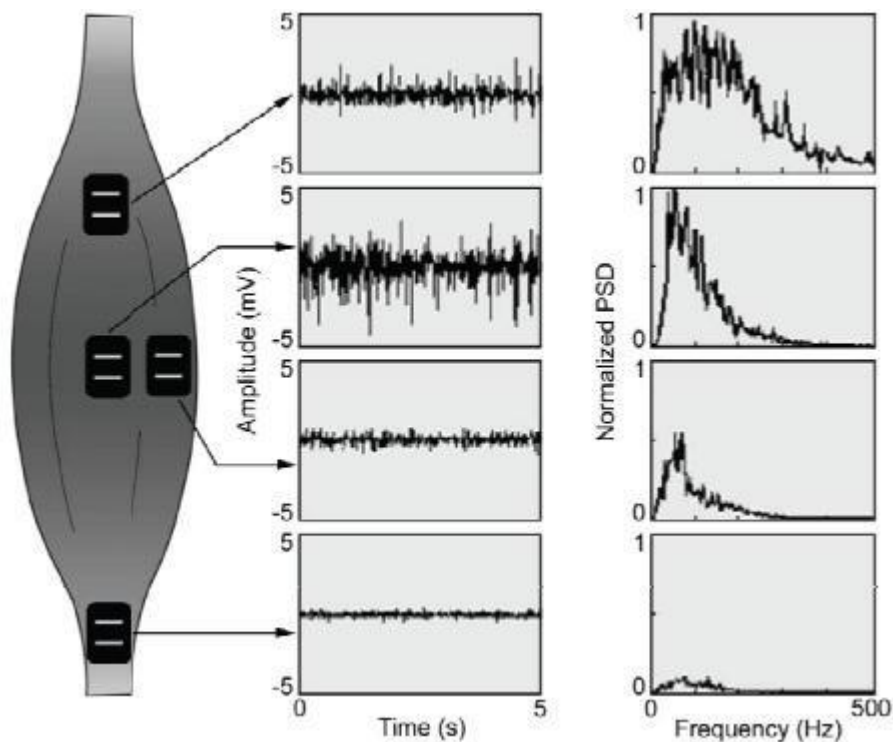
La position de l'électrode joue un rôle important c'est un outil où on détermine la forme de PA et la contribution des PAUMs. (Figure 3.2)



**Figure 3.2 : Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires actives sur L'électromyogramme de surface. D'après Farina et al. (2004).**

- A:** section d'un volume conducteur composé d'os, de muscle, de tissus adipeux et cutané, avec une paire d'électrodes placées sur la peau à deux endroits.
- B:** signaux EMG de surface filtrés détectés au-dessus (placement 1) et éloigné (placement 2) du muscle actif.
- C :** potentiels d'action d'une simple unité motrice à deux lieux de détection.

On trouve aussi d'autres paramètres qui sont affecté par le placement de l'électrode en citant l'amplitude, la fréquence et le spectre de signal EMG par rapport à la ZI (électrode du haut), la jonction myo-tendineuse (électrode du bas) et les bords latéraux du muscle (électrode au milieu à droite) . Le lieu optimal se situe sur la ligne médiale du ventre musculaire entre la ZI la plus proche et la jonction myo-tendineuse. A cet endroit, le signal EMG présente la plus grande amplitude. (Figure 3.3)



**Figure 3.3 : influence du placement de l'électrode sur l'amplitude et la fréquence du signal EMG. D'après de Luca (1997)**

### 3.4 Caractéristiques du signal de l'électromyogramme

Pour présenter les caractéristiques du signal obtenu avec un électromyogramme (EMG), on s'intéresse à la tension et la fréquence

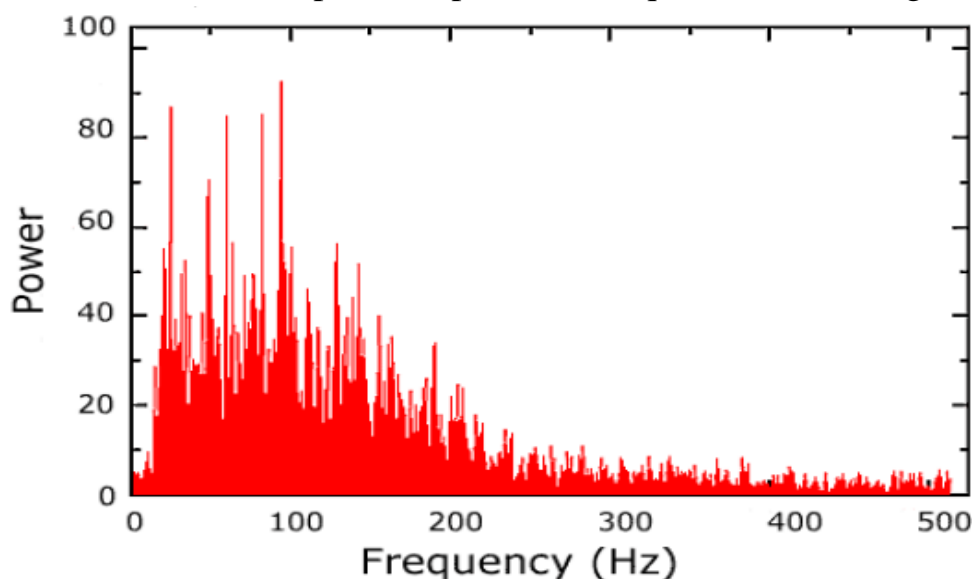
Type	Tension	Fréquence basse(Hz)	Fréquence haute (Hz)
EMG	10 $\mu$ V à 3 mV	20	3000

**Figure 3.4 : les caractéristiques électriques**

D'après ce tableau, on voit que le signal EMG possède ces propres caractéristiques ce qui permet de déterminer qu'elles sont les critères qu'on doit avoir pour filtrer le signal. Si l'on observe le signal EMG, son amplitude varie d'une valeur allant de  $10\ \mu\text{V}$  à  $3\ \text{mV}$ . Une aussi grande plage de valeur s'explique par le fait que plusieurs paramètres sont à prendre en considération soit : le positionnement de l'électrode, la préparation préalable de la peau et aussi la grosseur du muscle étudié.

Du côté de la fréquence, on peut voir que la bande de fréquence qui est présentée dans le signal obtenu par les muscles et les nerfs est très large (environ  $3\ \text{KHz}$ ). Il est très difficile d'obtenir une valeur exacte concernant la fréquence haute du signal.

Dans certains volumes, ils affirment que la fréquence haute peut atteindre des fréquences de  $3\ \text{KHz}$  alors que dans d'autres, ils prétendent que la fréquence haute est de  $1\ \text{KHz}$  maximum. Une explication que l'on peut donner est que cela change beaucoup en fonction du muscle que l'on veut étudier, un muscle petit ne possèdera pas nécessairement le même spectre de fréquences qu'un muscle de plus grandes dimensions. Une recherche plus approfondie a permis de découvrir que l'ensemble des muscles respecte le spectre en fréquence suivant (figure 3.5)



**Figure 3.5 : spectre de fréquences du signal du muscle**

Comme le présente le graphique, les fréquences importantes à conserver dans le signal du muscle vont de 20 à 500 Hz. La meilleure façon d'obtenir un signal de l'électromyogramme fiable est un filtre passe-bande allant de 20 à 500 Hz. Comme le montre le graphique (figure 3.5), plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable, donc il n'est pas nécessaire d'avoir un filtre dont la fréquence haute va jusqu'à 3 kHz. Il y a aussi les fréquences dans la gamme de 50 à 150 Hz qui possèdent l'énergie la plus importante. Étant donné que l'électromyogramme créé dans ce projet sera utilisé pour tous les muscles en général, il sera important de conserver les fréquences de 50 à 150 Hz [15].

### 3.5 Traitement de signal électromyographique

Pour traiter un signal, en passant de l'analogique vers le numérique ou vis versa y a un enchainement d'étapes à prendre en considération qu'on général on le traduit sous forme d'un schéma. (Figure 3.6)

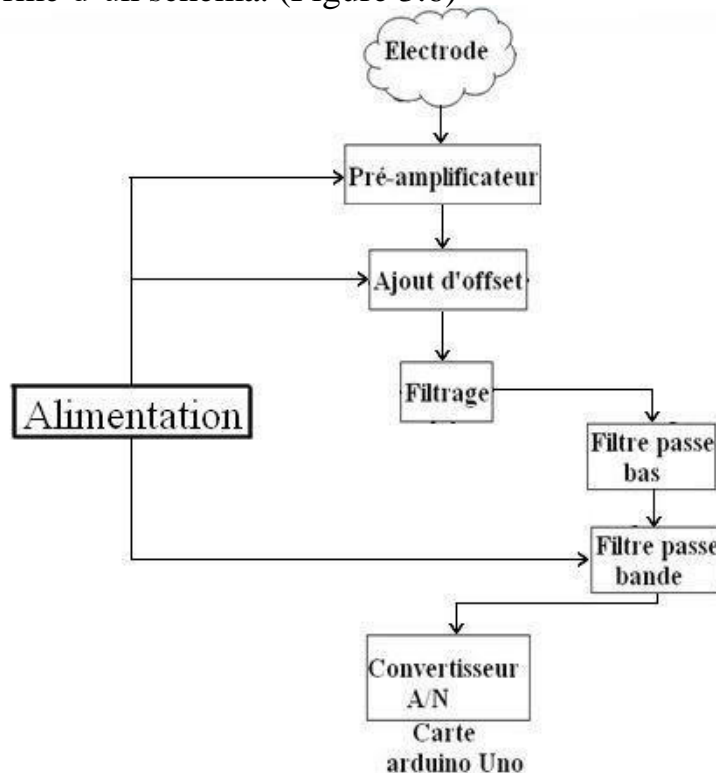


Figure 3.6 : Schéma synoptique de traitement de signal EMG

Dans cette section, on présente les recherches effectuées pour déterminer de quelle manière notre signal EMG est traité.

### 3.5.1 Pré-amplification

Etant donné que le signal obtenu par les muscles avec l'électrode donne des signaux d'amplitude extrêmement faible environ  $10\mu\text{V}$  à  $3\text{mV}$ , il sera nécessaire d'utiliser des amplificateurs qui possèdent de bonnes caractéristiques.

Afin d'éviter les erreurs de mesure, le préamplificateur doit être très précis et possède un bon taux de réjection du mode commun. Le taux de réjection du mode commun assure que l'étage différentiel est de haute qualité. Le gain aussi est un critère pour la sélection du préamplificateur, il est important qu'il possède un bon gain.

$$G = \frac{Vs}{Ve} = 1 + \frac{50K\Omega}{Rg}$$

Dans notre projet on a utilisé deux amplificateurs d'instrumentations INA118 (ces caractéristiques bien expliqués dans le chapitre 4).

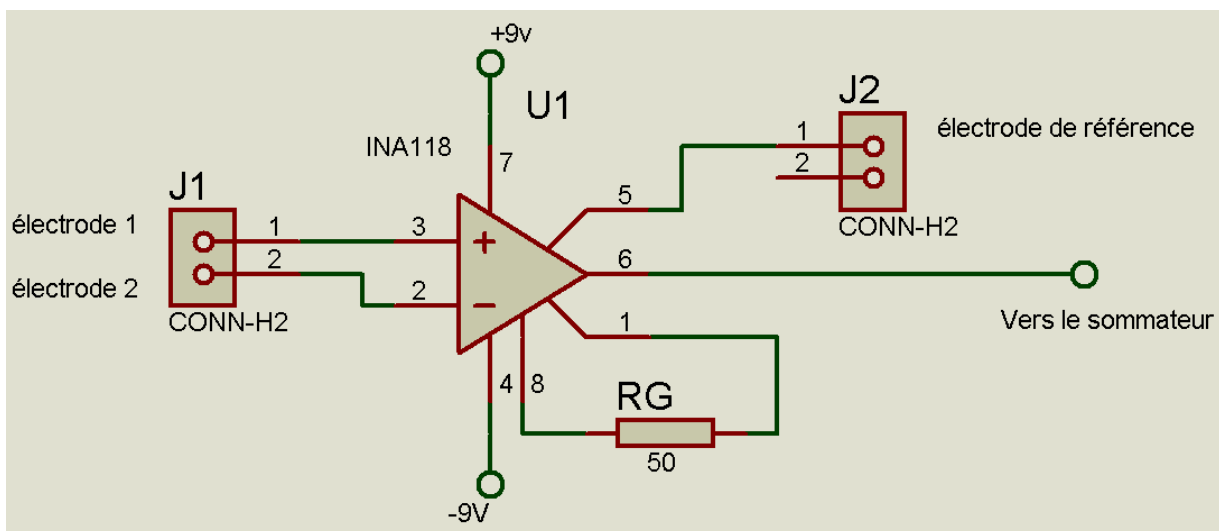


Figure 3.7 : Branchement INA118

### 3.5.2 Le décalage offset de la tension

La diode ZENER programmable TL431 est utilisée pour décaler le signal vers le haut de 2V pour que les alternances négatives du signal seront supérieur à 0V, afin qu'il soit possible de faire la conversion analogique numérique par le convertisseur d'Arduino vu la carte Arduino est limitée par une tension de fonction entre 0 à 5V. (Figure 3.8)

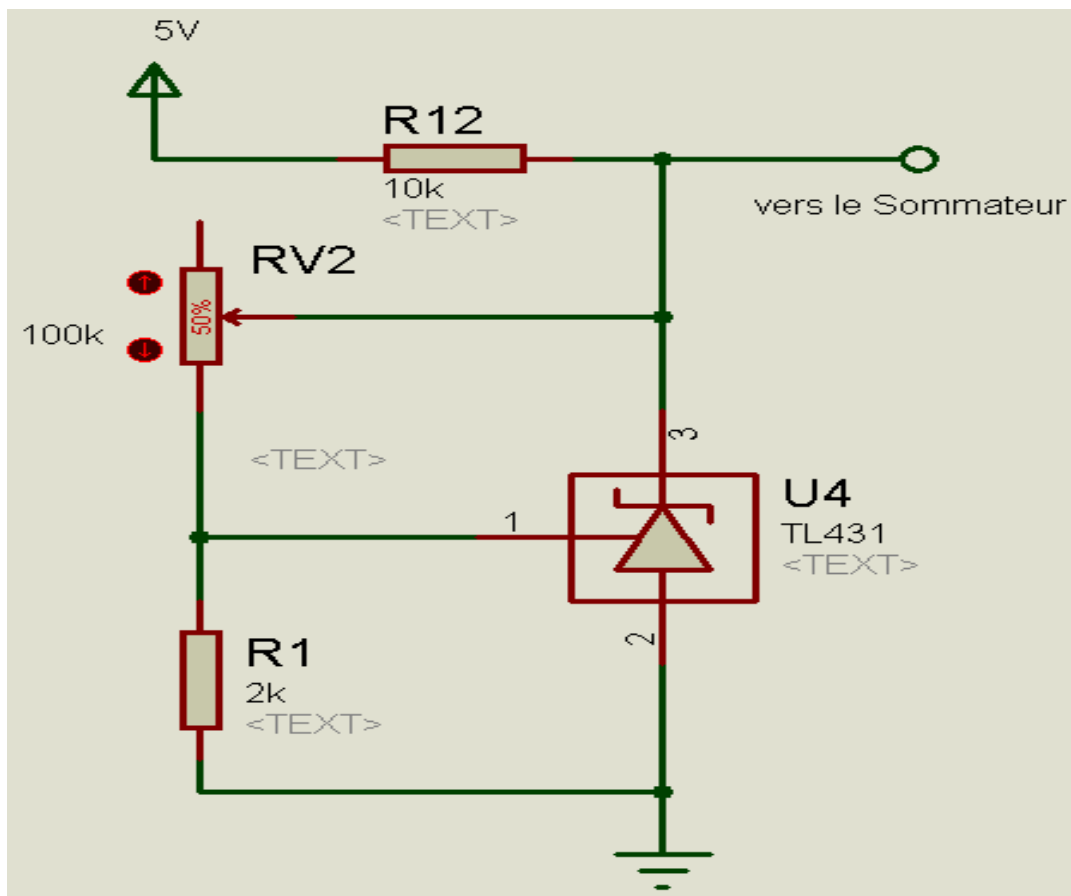


Figure 3.8 : Circuit du décalage

### 3.5.3 Le filtrage

Au niveau de cette partie on entame deux sortes de filtre  
En premier lieu, on utilise un filtre passif qui est un filtre passe-bas RC de premier ordre qui sert à faire l'échantillonnage.

L'utilisation de ce filtre va accomplir parfaitement l'enchaînement de notre travail.

Le théorème de Nyquist sera utilisé pour sélectionner la fréquence de coupure. La fréquence d'échantillonnage  $f_e$  d'un signal doit être égale ou supérieur au double de la fréquence max. En résumant par cette loi

$$f_e \geq 2f_{\max}$$

La relation qui permet de donner la valeur pour la résistance et le condensateur est l'équation qui détermine la fréquence de coupure.

✓ Sachant que la fréquence d'échantillonnage pour le convertisseur AN d'Arduino est sélectionnée par 8KHZ.

Calcul de RC :

$$f_e \geq 2f_c$$

$$\text{On a: } f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$\frac{f_e}{2} = f_c \rightarrow \frac{f_e}{2} = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow f = \frac{1}{\pi RC} \rightarrow RC = \frac{1}{\pi f_e}$$

$$\text{AN: } RC = 1/3.14 * 8 * 10^3$$

$$RC = 4 * 10^{-5} \text{ s}$$

On a pris la valeur de condensateur est  $47\text{nF} = 47 * 10^{-9}\text{F}$ .

Pour trouver la valeur de la résistance R on fait ce simple calcul :

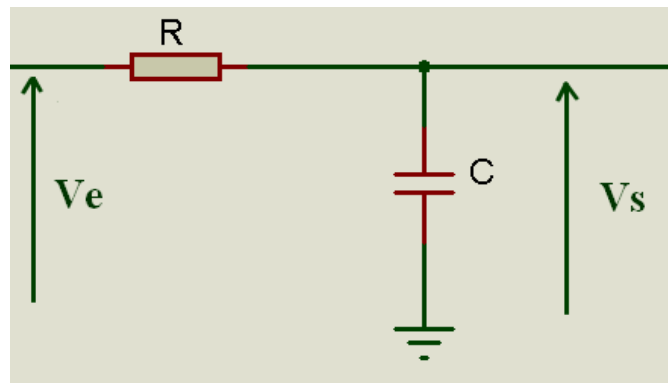
$$RC = 4 * 10^{-5} \rightarrow R = \frac{4 * 10^{-5}}{C}$$

$$\text{AN: } R = \frac{4 * 10^{-5}}{47 * 10^{-9}} = 851.06 \Omega$$

$R = 851.06 \Omega$  mais on prend  $R = 1000 \Omega = 1K \Omega$

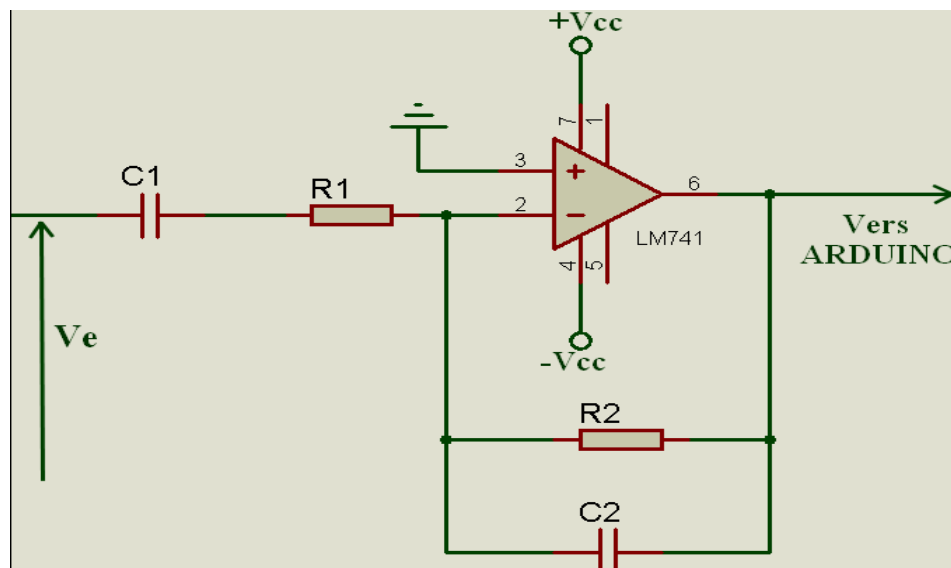
Les valeurs des composants :

$C = 47nF$  ;  $R = 1k\Omega$  ( $851.06\Omega$ ).



**Figure 3.9 : Filtre passe-bas RC**

En deuxième lieu, on va utiliser un filtre actif qui est un filtre passe-bande de second ordre avec un AOP LM741.



**Figure 3.10 : Filtre passe-bande**

Le rôle de ce filtre actif au niveau de cette branche sert à sélectionner la bande passante voulue entre 50HZ à 500HZ.

Pour cela on fait ce calcul :

La valeur du condensateur et les fréquences sont fixés comme tels :

$$C1=C2= 220 * 10^{-9} \text{ F}$$

$$F_{c1} = 50 \text{ Hz et } F_{c2} = 500 \text{ Hz}$$

Calcul de R1 et R2 :

$$F_{c1} = \frac{1}{2*\pi*R1*C1} \Rightarrow R1 = \frac{1}{2*\pi*F_{c1} *C1}$$

$$\text{AN: } R1 = \frac{1}{2 * 3.14 * 50 * 220 * 10^{-9}}$$

$$R1 = 1.4475 * 10^4 \Omega$$

Mais on prend : R1=15000  $\Omega$

$$F_{c2} = \frac{1}{2*\pi*R2*C2} \Rightarrow R2 = \frac{1}{2*\pi*F_{c2} *C1}$$

$$\text{AN: } R2 = \frac{1}{2 * 3.14 * 500 * 220 * 10^{-9}}$$

$$R2 = 1447.95 \Omega$$

Aussi en prend : R2=1500  $\Omega$

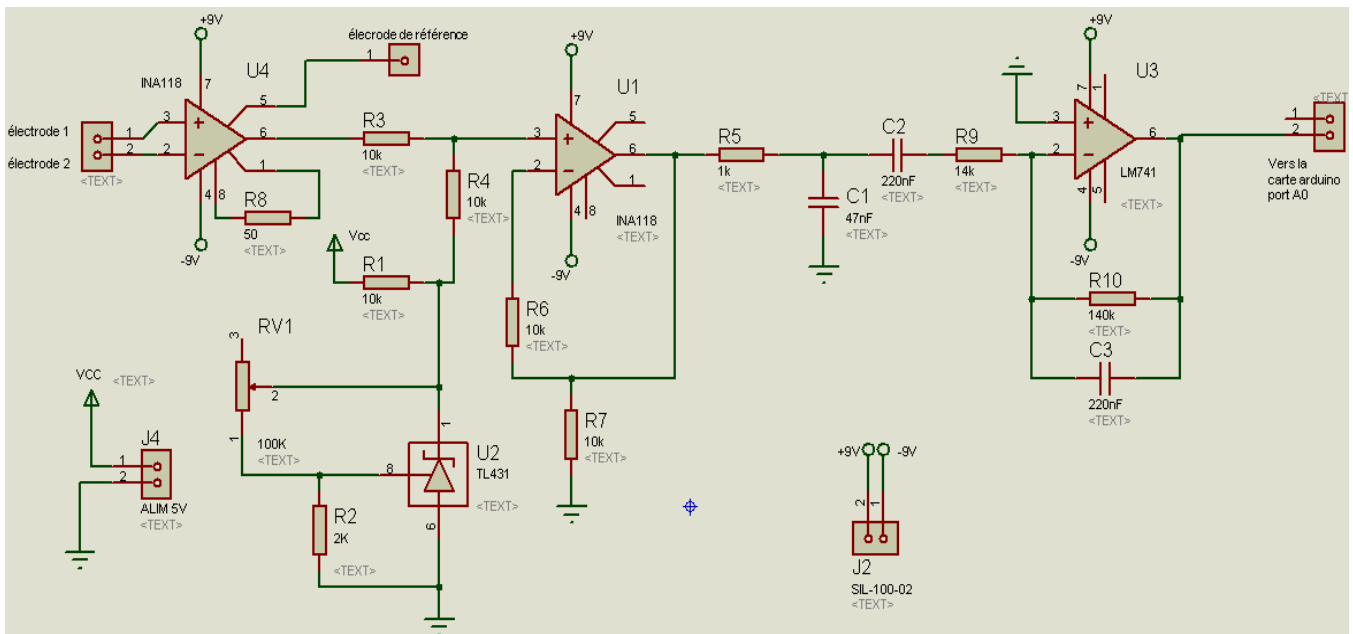
### 3.5.4 Convertisseur Analogique Numérique (CAN)

Dans notre travail, on va utiliser le CAN de la carte Arduino. La sortie du filtre passe-bande est branchée à l'entrée de la pte A0 qui est connectées à un convertisseur analogique-numérique 10 bits de résolution.

Une conversion analogique-numérique dure environ 100  $\mu\text{s}$  (100 microsecondes soit 0.0001 seconde) pour convertir l'entrée analogique, et doncla fréquence maximale de conversion est environ de 10 000 fois par seconde.

La commande `analogRead()`, qui intervient pour obtenir notre signal de sortie en numérique.

Le schéma électrique global du circuit EMG :



**Figure 3.11 : Schéma électrique du circuit EMG**

### 3.6 Quantification du niveau d'excitation d'un muscle

Le tracé électromyographique de surface dépend à chaque instant du nombre d'unités motrices actives, de leur fréquence de décharge, de leur degré de synchronisation et des formes des potentiels d'action. Il est quantifié à partir de différents paramètres caractérisant le signal direct, son intégration ou pour l'analyse fréquentielle sa transformée de Fourier.

La fréquence médiane du spectre de Fourier est reliée à la vitesse de conduction du signal.

L'EMG intégré et l'EMG moyen représentent l'intensité du signal d'entrée du muscle, c'est-à-dire son niveau d'excitation. Ces différents paramètres donnent

des résultats similaires lorsqu'on les met en relation avec les grandeurs biomécaniques de la contraction.

La notion de niveau d'excitation peut se rapporter à des valeurs instantanées comme l'amplitude de l'enveloppe à un instant donnée ou à des valeurs globales comme la valeur moyenne de l'EMG intégré pendant toute la durée de la contraction. L'unité de mesure est alors le mV.s (millivolt. Seconde)

On peut néanmoins se demander si la quantification du niveau d'excitation ne dépend pas de la disposition des électrodes sur le muscle, de l'impédance des tissus situés entre les fibres musculaires et les électrodes, etc. L'intensité électrique du signal peut donc ne pas être comparable d'un examen à un autre et ne l'est pas plus d'un muscle à un autre. Pour pallier cette difficulté, on cherche à exprimer l'EMG en pourcentage d'une valeur de référence, par exemple en pourcentage de la valeur maximale volontaire (on demande au sujet de fournir un effort maximum volontaire) [16].

### 3.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé les différentes étapes qui nous ont permis d'obtenir un signal EMG. Nous avons vu aussi les différents positionnements des électrodes sur le muscle qui jouent un rôle très important dans l'enregistrement du signal.

Le signal EMG a une amplitude très faible de ce fait on est amené à utiliser un amplificateur d'instrumentation INA118. Ensuite, le signal va être sommé avec la tension de la diode ZENER programmable TL431 qui sera branchée sur l'entrée non-inverseur de l'INA118, afin de décaler le signal vers le haut de 2V. A la fin, le signal va être filtré pour éliminer le bruit et les hautes fréquences, puis faire la conversion analogique numérique avec la carte Arduino.

*Chapitre IV*  
*Acquisition EMG et*  
*commande de la*  
*prothèse*

## 4.1 Introduction

Dans cette partie de notre projet, on va s'intéresser à la réalisation de notre appareil EMGs. Le placement et l'enregistrement du signal avec les électrodes de surfaces lors de la contraction déterminent le bon fonctionnement du muscle et du circuit. Ce dernier est réalisé à base des composants électroniques, ensuite le signal va être converti avec le CAN de la carte ARDUINO.

Après avoir pris connaissance des caractéristique temporelle, énergétique et fréquentielles du signal EMG, nous allons proposer à travers ce chapitre une carte qui nous permettrait d'acquérir, de visualiser et de commander une prothèse réaliser en 3D.

## 4.2 Description du système d'acquisition EMG et de commande

Le système que nous avons étudié et réalisé est composé de deux parties principales : Une partie analogique et une partie numérique réalisée à base d'une carte ARDUINO UNO (voir figure 4-1).

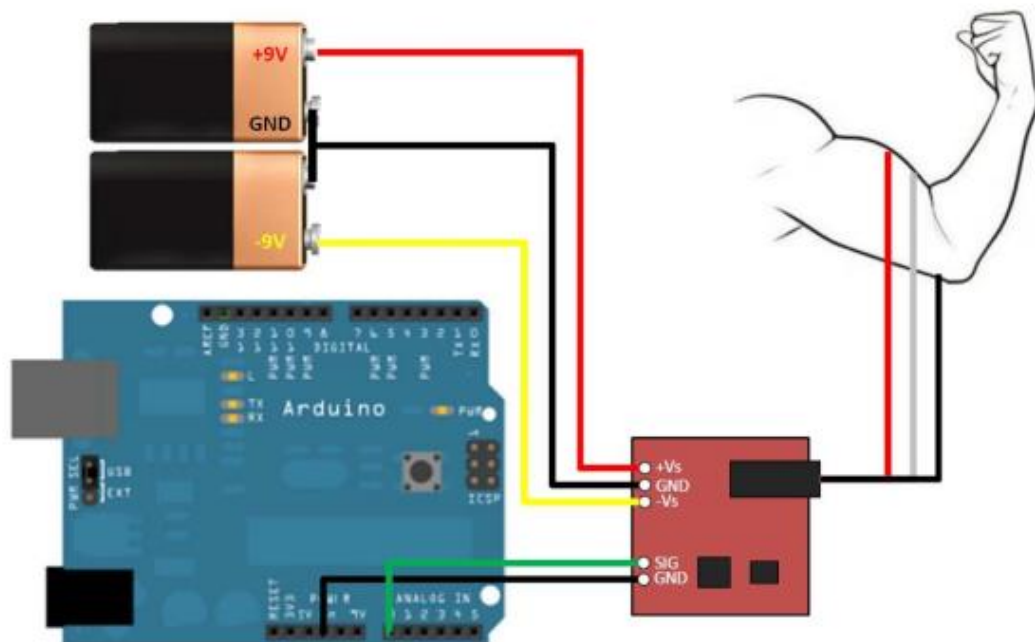
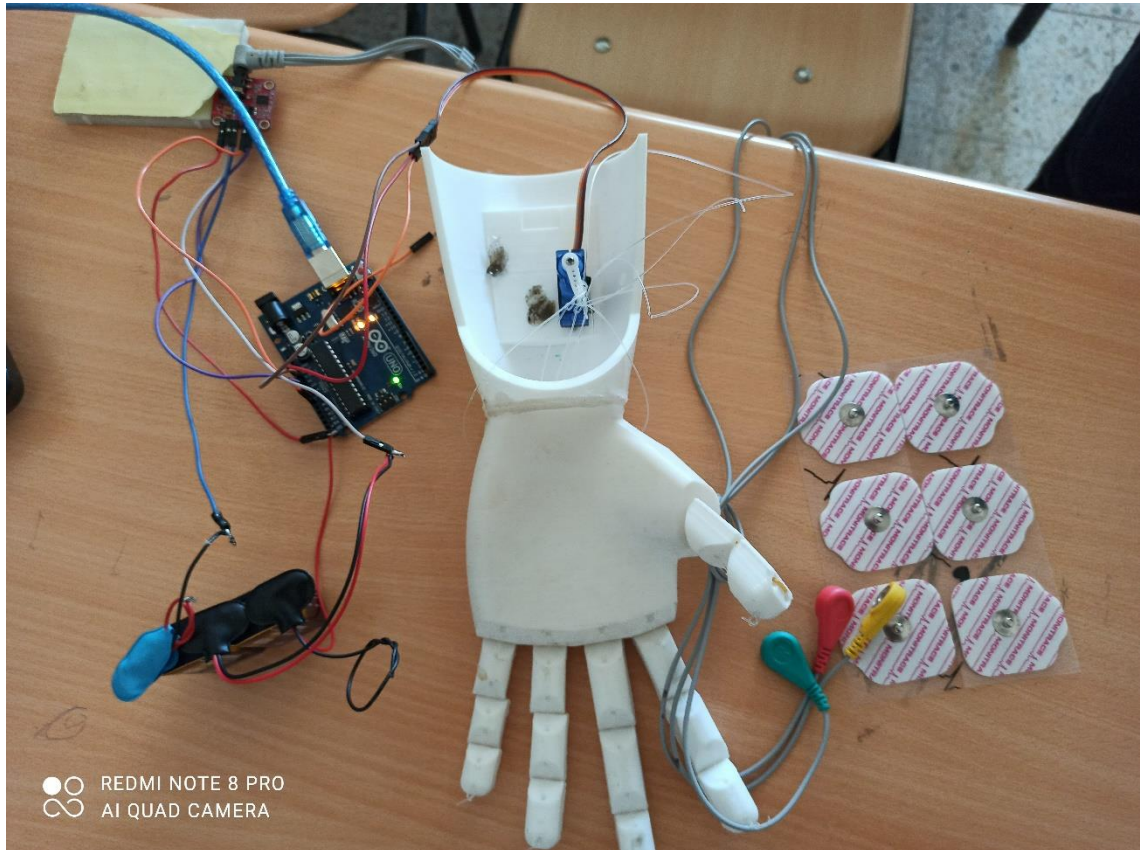


Figure 4-1 : Schéma bloqué de la chaîne d'acquisition



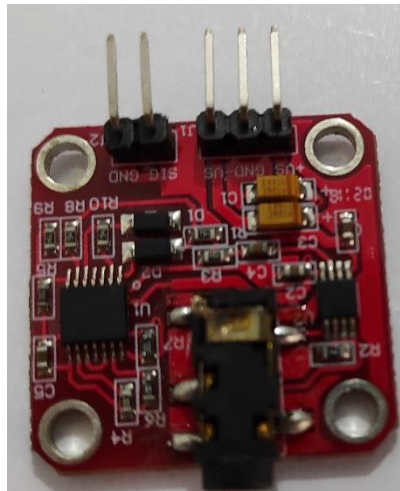
**Figure 4-2: Figure des différents composants de la chaîne d'acquisition et de commande**

### 4.2.1 Module d'acquisition EMG

Dans ce projet, nous utiliserons un capteur EMG basé sur AD8226 pour tracer un graphique EMG à l'aide d'ARDUINO. L'AD8226 est un amplificateur d'instrumentation largement utilisé pour concevoir des capteurs. Il fournit des gains de 1 à 1000. Il est également largement utilisé dans les instruments médicaux, les ponts amplificateurs, le contrôle des processus industriels et les systèmes portables d'acquisition de données.

Le dispositif EMG utilisé dans ce projet est un capteur musculaire/électromyographique différentiel à 3 dérivations. Il est livré avec un port de câble intégré de 3,5 mm qui peut être utilisé pour fixer des électrodes

Le capteur est idéal pour une utilisation avec des microcontrôleurs. Contrairement aux capteurs médicaux de qualité industrielle, cependant, il ne produit pas de signaux EMG bruts. Au lieu de cela, un signal amplifié, redressé et lisse est délivré qui peut être lu sur la broche d'entrée analogique d'ARDUINO (ou tout autre microcontrôleur).



**Figure 4-3: Module d'acquisition EMG**

#### 4.2.2 Les électrodes d'enregistrements

L'électrode est le moyen utilisé pour capter un signal. Pendant la contraction musculaire, y a un déplacement d'ions qui se traduit par la suite à un déplacement électronique. On trouve plusieurs types d'électrodes mais dans notre projet celle appliquée est électrode de surface.



**Figure 4.4 électrode de surface**

### 4.2.3 La carte ARDUINO

Le modèle UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dont le noyau est un microcontrôleur **ATMEL** de référence **ATMega328** est un microcontrôleur 8bits de la famille **AVR** dont la programmation peut être réalisée en langage C. Cette carte possède 14 entrées /sorties numériques dont 6 peuvent être utilisées comme étant des sorties **PWM** ( Pulse Width Modulation) , 6 entrées analogiques avec un convertisseur Analogique/ Numérique de 10 bits de résolution, un résonateur céramique (quartz) de 16 MHZ, un connecteur **ICSP** ( In Circuit Serial Programmation) qui permet d'injecter le bootloader à l'intérieur du microcontrôleur, un connecteur jack pour une alimentation extérieur, un bouton de reset pour mettre le processus à zéro.

L'avantage de cette carte c'est qu'elle n'a pas besoin de pilote pour faire la conversion **FTDI USB / série**, elle a juste un petit microcontrôleur **ATMega8** (pour la version 2) programmé comme convertisseur **USB/série**.

Elle contient tout ce que le microcontrôleur a besoin pour fonctionner, il faut seulement la connecter avec un câble USB à un ordinateur ou avec une alimentation externe pour connecter. (figure 4.5)

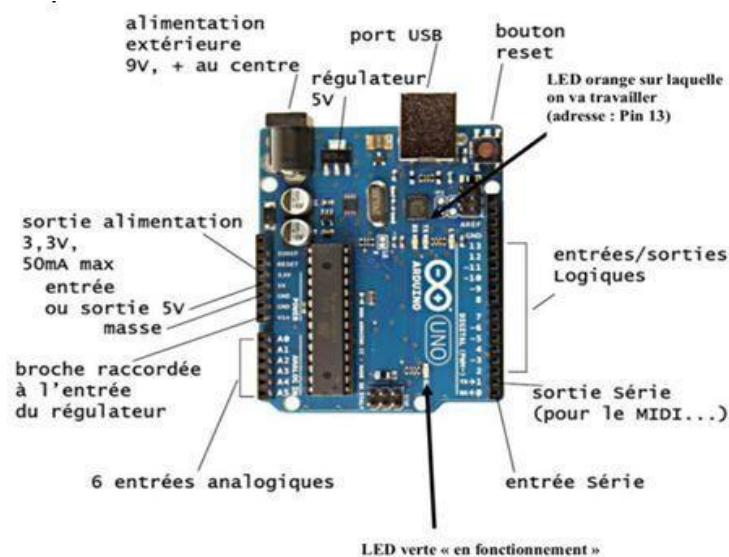


Figure 4.5 : Description de la carte ARDUINO UNO

#### 4.2.4 Commande de la prothèse

La partie commande de notre projet utilise la carte ARDUINO avec un servomoteur responsable de l'action fermeture ouverture de la main.

Les servomoteurs sont largement utilisés pour simuler les mouvements mécaniques des robots. Un servomoteur se compose d'un capteur (vitesse, position, etc.), d'une unité de commande d'entraînement provenant d'un système mécanique et de circuits électroniques. Les boîtes de vitesses du dispositif sont en métal, en carbone ou en plastique. Les engrenages en plastique du servomoteur ne peuvent pas résister aux charges lourdes et aux chocs.

Le servomoteur pour la carte ARDUINO possède un potentiomètre intégré qui est relié à l'arbre de sortie. En tournant l'arbre, le servomoteur modifie la valeur de la tension sur le potentiomètre. La carte analyse la tension du signal d'entrée et la compare à la tension du potentiomètre. En fonction de la différence qui en résulte, le moteur tournera doucement jusqu'à ce que la tension de sortie et la tension du potentiomètre soient égalisées.

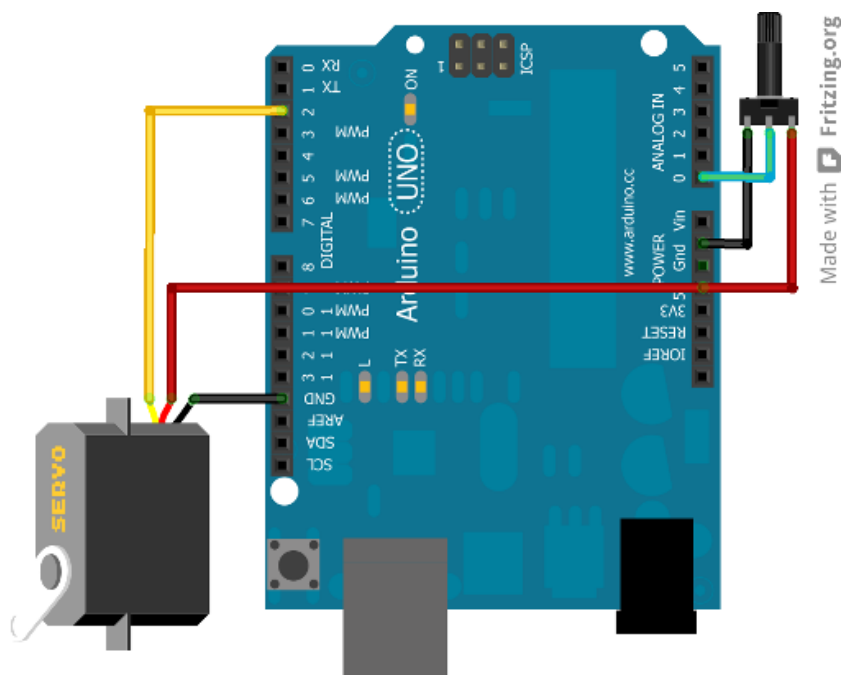


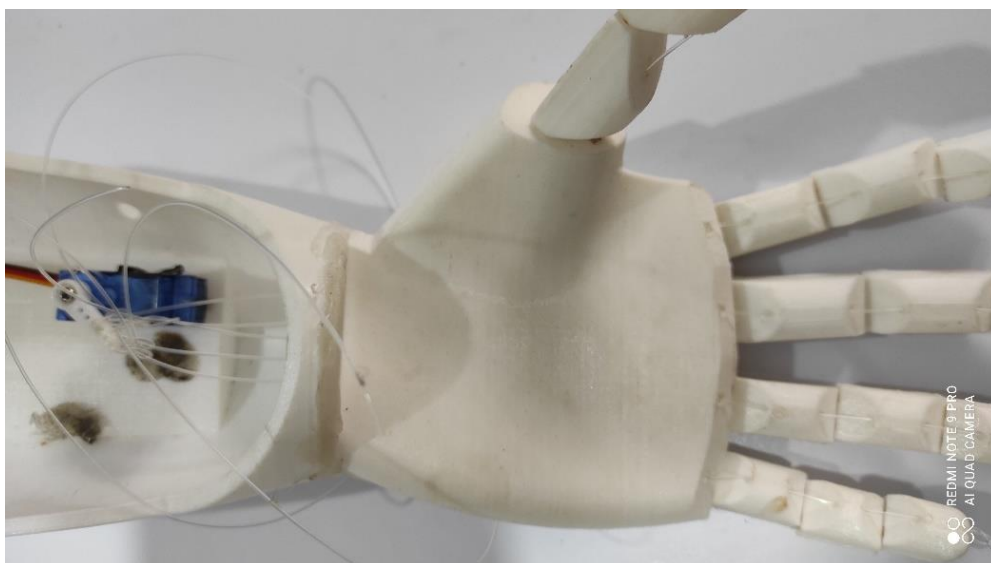
Figure 4.6 : Schéma bloque de la partie commande

### 4.2.5 La prothèse

La prothèse de la main est fabriquée avec le système d'impression 3D. Elle comporte les cinq doigts de la main et l'avant-bras. Les doigts sont reliés aux servomoteurs (dans notre cas nous utilisons 01 seul servomoteur) reliés à une alimentation et commandé par PWM provenant de la carte ARDUINO.



**Figure 4.7 : Prothèse de la main**



**Figure 4.8 : Vue d'ensemble de la prothèse de la main**

### 4.3 Acquisition du signal EMG et commande de la prothèse

Pour l'acquisition du signal EMG, les sondes utilisés sont des électrodes souples de surface. Pour avoir une bonne conductivité de ces capteurs, un gel électrolytique a été utilisé.

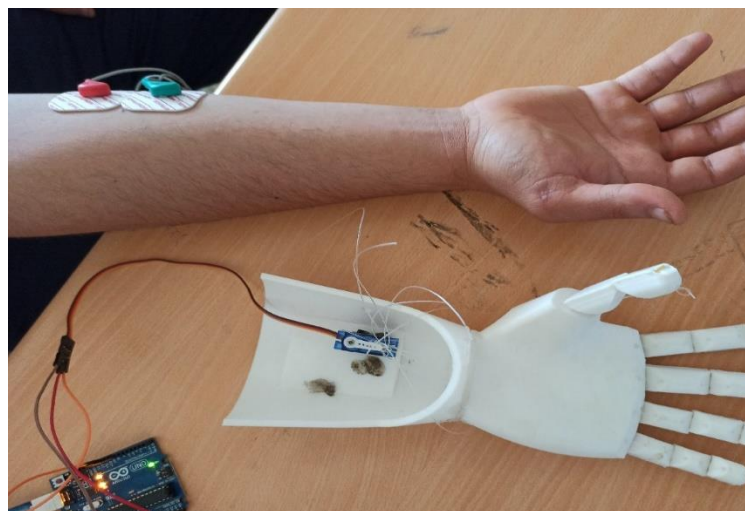
Une série de tests consiste à analyser, tester et valider notre système d'acquisition et de commande. Pour ce faire, nous avons acquis l'EMG puis nous l'avons envoyé à travers la carte ARDUINO pour être visualisé sur le moniteur série et l'oscilloscope du logiciel ARDUINO IDE sur Ordinateur. Cette opération a été répétée pour visualiser l'EMG de plusieurs étudiants. Le signal acquit provient de deux états ;

*Etat de repos* : la main est au repos, ouverte.

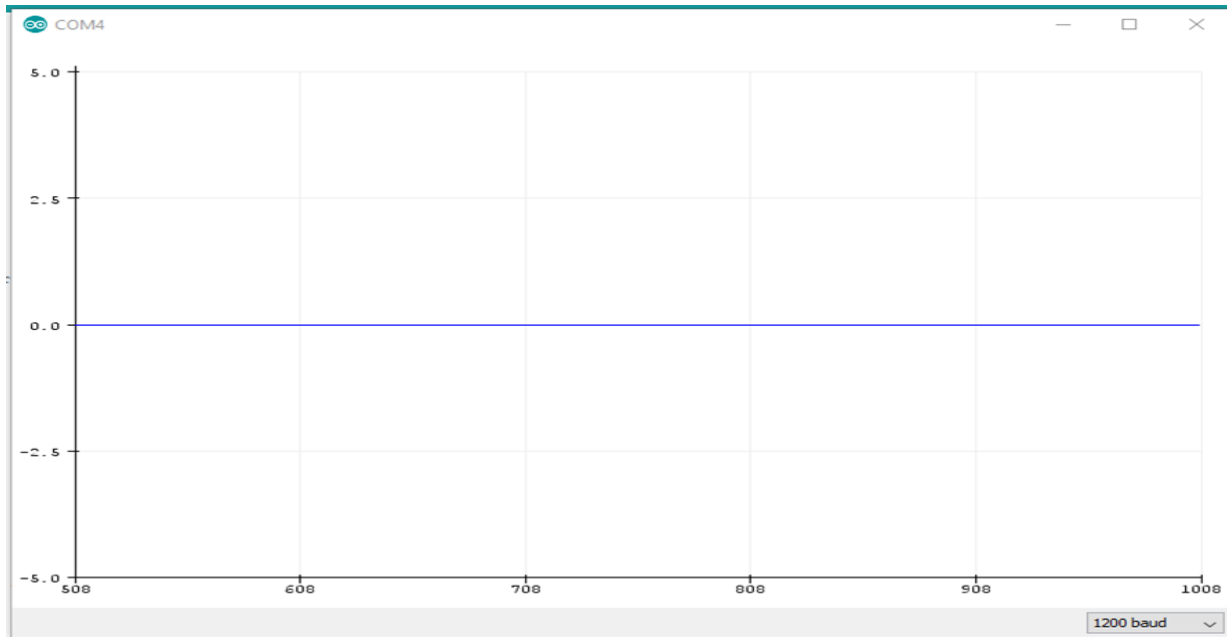
*Etat de contraction* : la main est active, l'opérateur fermer sa main.

#### 4.3.1 Etat de repos

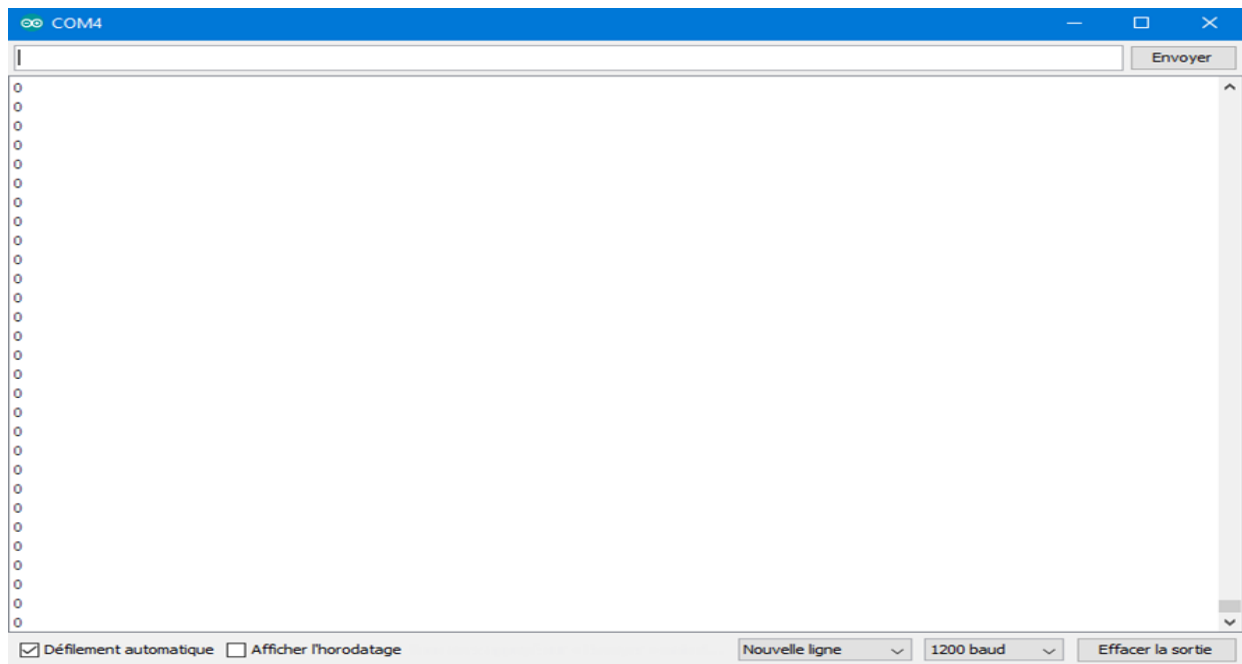
Pour valider les tests pour l'état en repos, on effectue plusieurs fois le même geste et durant un laps de temps précis. Les signaux traversent la carte ARDUINO pour être transmis vers le PC pour être visualisé sur le moniteur série et l'oscilloscope. Le résultat est indiqué par la figure 4.9



a- Figure montrant l'interaction entre la main et la prothèse à l'état de repos



**b- Figure montrant la sortie de l'oscilloscope à l'état de repos.**



**c- Figure montrant la sortie du moniteur série à l'état de repos.**

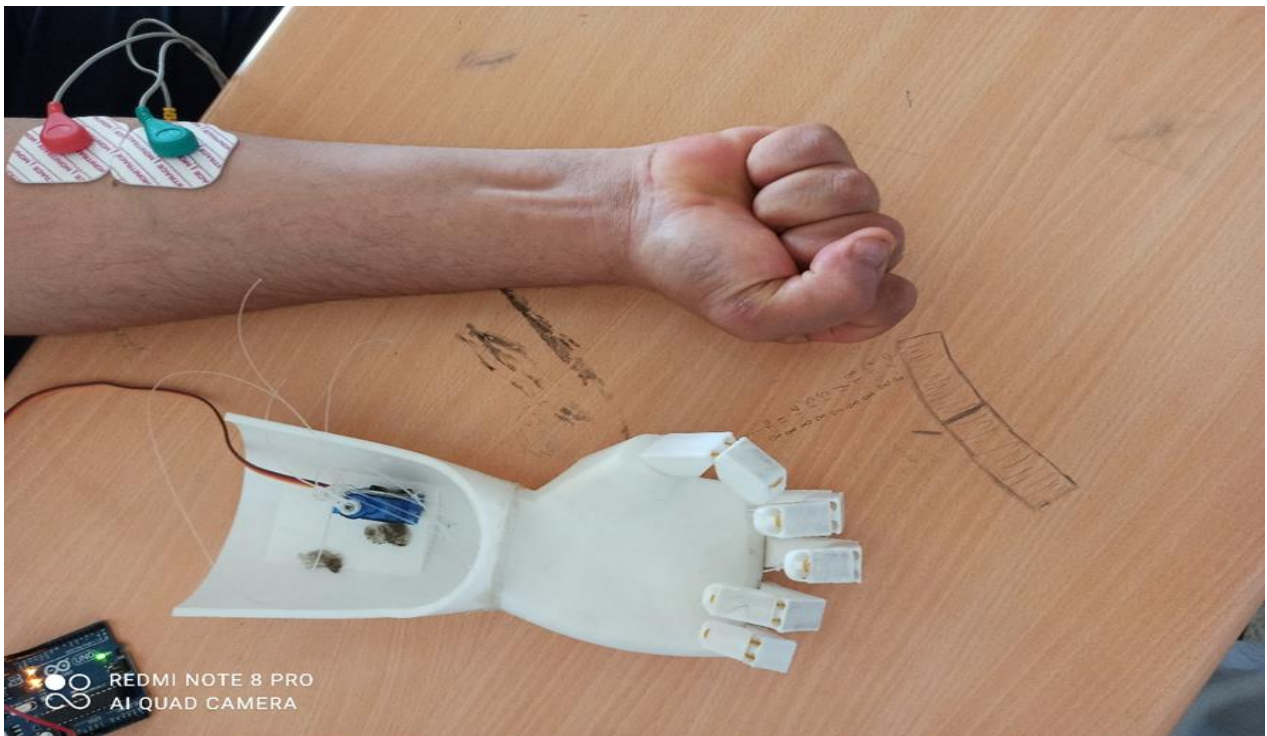
**Figure 4.9 : Figure illustrant l'état de repos**

- a- Figure montrant l'interaction entre la main et la prothèse à l'état de repos**
- b- Figure montrant la sortie de l'oscilloscope à l'état de repos.**
- c- Figure montrant la sortie du moniteur série à l'état de repos.**

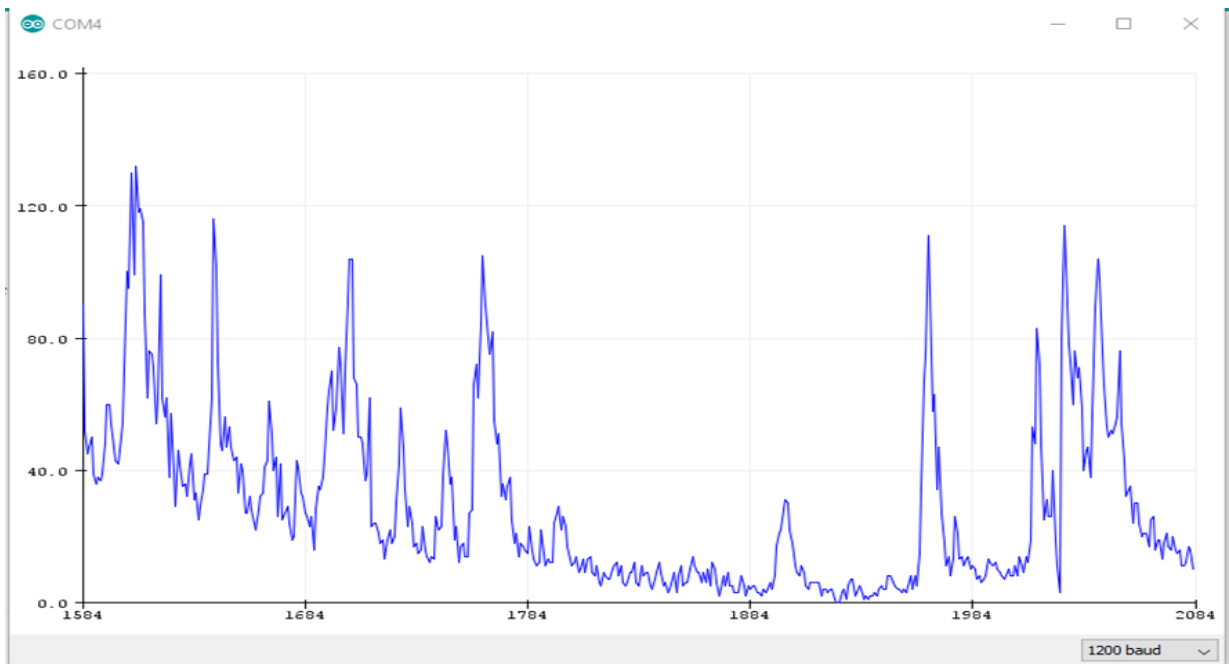
Nous pouvons voir que la sortie de l'oscilloscope et celle du moniteur série sont nulle et cela s'explique qu'à l'état de repos aucune information ne parvient à la carte ARDUINO. Nous avons constaté que le servomoteur ne s'active pas et que la prothèse reste main ouverte.

### 4.3.2 Etat active

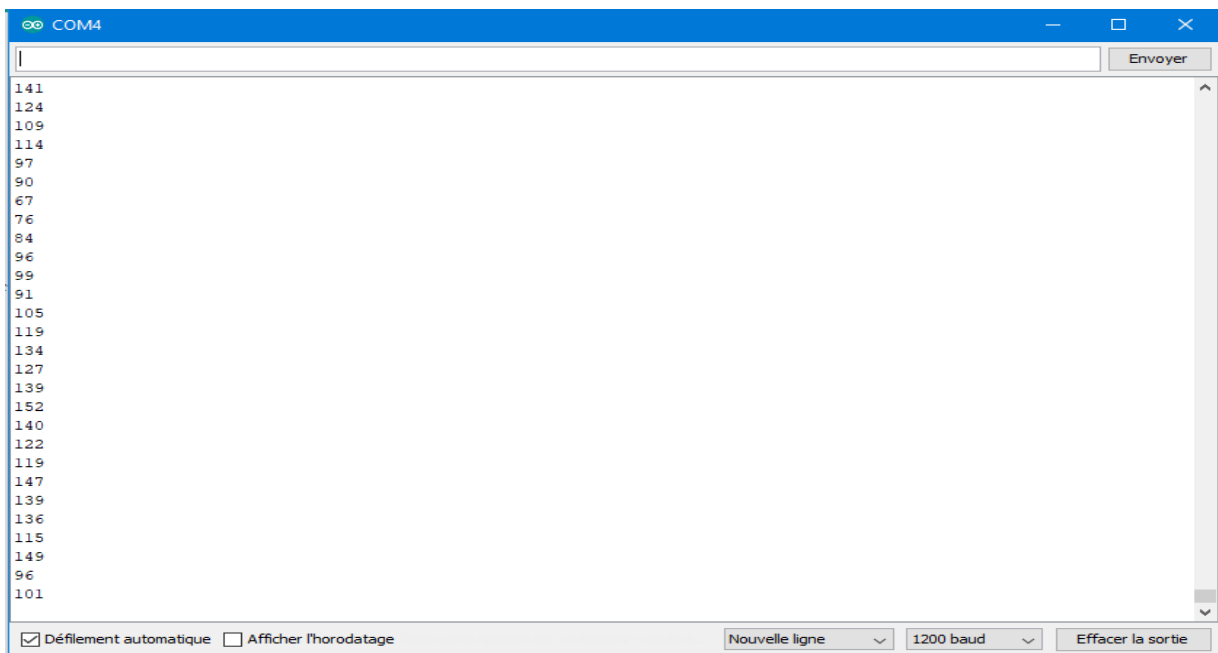
Nous répétons la même procédure d'acquisition et d'analyse pour la main état active, nous pouvons visualiser les différentes sorties sur la figure 4.10.



**a- Figure montrant l'interaction entre la main et la prothèse à l'état active**



**b- Figure montrant la sortie de l'oscilloscope à l'état active**



**c- Figure montrant la sortie du moniteur série à l'état de repos.**

**Figure 4.10 : Figure illustrant l'état active**

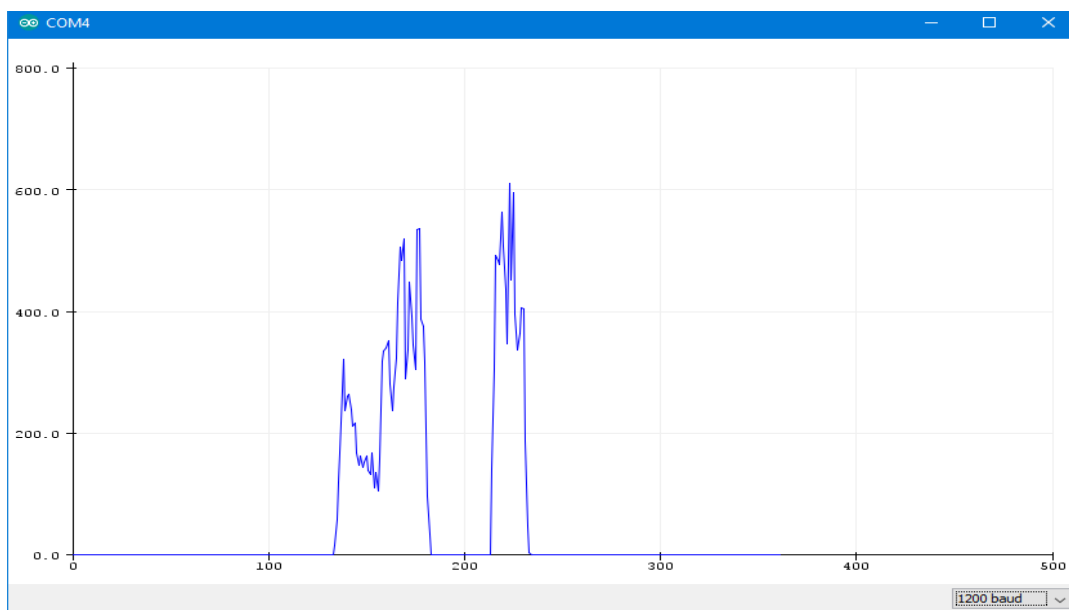
**a- Figure montrant l'interaction entre la main et la prothèse à l'état active**

**b- Figure montrant la sortie de l'oscilloscope à l'état active**

**c- Figure montrant la sortie du moniteur série à l'état de repos.**

Nous constatons après calibrage de notre système que la prothèse interagit avec la fermeture ouverture de la main humaine. En effet la sortie de l'oscilloscope et du moniteur série de l'ARDUINO IDE permettent de calibrer notre système d'acquisition EMG et de commander le servomoteur qui ouvre et ferme la prothèse.

Nous effectuons des tests de fermeture et d'ouverture de la main de l'opérateur, La figure 4.11 montre la sortie de l'oscilloscope lorsque l'opérateur balance entre l'état de repos et active.



**Figure 4.10 : Figure illustrant la sortie de l'oscilloscope pour une action de fermeture et d'ouverture de la main état repos et active simultanément.**

## 4.4 Conclusion

Au niveau de ce dernier chapitre, on a pu atteindre l'objectif de notre mémoire, la réalisation de l'EMGs. Avec des composants électroniques, on a pu réaliser l'appareil avec un faible coût que tout le monde peut le concevoir. Le signal obtenu après la CAN de la carte ARDUINO est l'enveloppe du signal EMG. Ce signal permet de commander un servomoteur à travers l'utilisation de la carte ARDUINO. Nous avons pu constater la réaction immédiate de la prothèse aux états de la main soit active soit repos.

# *Conclusion Générale*

### Conclusion

L'objectif de ce mémoire est de réaliser un système de commande d'une prothèse en utilisant le signal EMG à base des électrodes de surface. L'électrode est un capteur prenant une partie importante au niveau de cet examen, c'est l'outil principal qui fait la détection du signal EMG. La position de l'électrode joue un rôle important, c'est l'élément qui détermine la forme du potentiel d'action et la contribution des PAUMs. Déterminer la position des électrodes permettra une meilleure commande de la prothèse réalisé en 3D et représentant un membre amputé humain.

Le système final fournit des performances et des caractéristiques relativement bonnes pour un prototype de modèle imprimé en 3D. L'appareil est rapide et réagit à l'entrée de l'utilisateur de l'électromyographie mais offre une force limitée.

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

# *Bibliographie*

- [1] Robert Montraville Green MD. Commentary on the Effect of Electricity on Muscular Motion. Cambridge, MA., 1953.
- [2] Basmajian, J. V., and C. J. De Luca. Muscles Alive. Baltimore, Williams & Wilkins fifth edition., 1985.
- [3] Widmaier E.P, Raff H, Strang K.T. Vander's human physiology: The mechanism of body function. McGraw-Hill., 2008.
- [4] Françoise Jauzein, Les motoneurones alpha, 2010, [http://accs.ens-lyon.fr/accs/ressources/neurosciences/neurone\\_therapie/differentiation\\_motoneurones/rappelstructurmoton/?searchterm=le%20motoneurone](http://accs.ens-lyon.fr/accs/ressources/neurosciences/neurone_therapie/differentiation_motoneurones/rappelstructurmoton/?searchterm=le%20motoneurone)
- [5] Merletti, R, et Parker A. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. John Wiley & Sons., 2004.
- [6] PHYSIOLOGIE DU NEURONE, Le potentiel d'action, [http://passeport.univ-lille1.fr/site/biologie/scbio/Neurone/Neurone\\_web.publi/web/co/03%205%20Potentiel%20d%27action.html](http://passeport.univ-lille1.fr/site/biologie/scbio/Neurone/Neurone_web.publi/web/co/03%205%20Potentiel%20d%27action.html)
- [7] Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement, MEBARKIA KAMEL, Thèse, Novembre 2014.
- [8] Conception et réalisation d'un électromyogramme, BEKRI Hamida, mémoire, 2016.
- [9] <http://lapsychologie.weebly.com/le-systegraveme-nerveux-central-et-peacuteripheacuterique.html>
- [10] Examen EMG-dialymotion...centre d'électroneumyographie Hôpital des paupliers Paris
- [11] Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement, MEBARKIA KAMEL, Thèse, Novembre 2014.
- [12] Conception et réalisation d'un électromyogramme, BEKRI Hamida, Mémoire 2016
- [13] Electrode de surface Ambu Neuroline 720

[14] Livre ATLAS d'électromyographie, Coll. Électromyographie, Vol. 3

Auteur : FOURNIER Emmanuel, Date de parution : 04-2013,

<https://www.lavoisier.fr/livre/medecine/atlas-d-electromyographie/fournier/descriptif-9782257205506>

[15] Conception d'un électromyogramme, Université du Québec à Chicoutimi  
30 avril 2010. RapFinal\_2009\_109.pdf

[16] Muséum Moodle.

[Edu.mnhn.fr/mod/Page/View/PnP?id=2683](http://Edu.mnhn.fr/mod/Page/View/PnP?id=2683)