



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

Présenté par :BOUALAM Houria et SAIDANI Sara

---

**ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME DE  
RECONNAISSANCE DES MOUVEMENTS DE MAIN  
BASE SUR LE SIGNAL ELECTROMYOGRAMME DE  
SURFACE sEMG**

---

**Soutenu le 17/09/ 2017 devant le Jury**

Mr.	HAMZA CHERIF Lotfi	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr.	DIB Nabil	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mr.	BENALI Redouane	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr.	DIDI Ahmed Ali	<i>Doctorant</i>	Université de Tlemcen	Co-Encadreur

**Année universitaire 2016-2017**

# Remerciements

*Je remercie Dieu le tout Puissant qui nous a donné la force et la volonté pour réaliser ce modeste travail.*

*Nous tenons à exprimer notre grande gratitude à notre encadreur Mr BEN ALI, pour avoir accepté de nous encadrer tout au long de ce travail, pour sa disponibilité, son amabilité, ses conseils et suggestions et pour toute l'aide morale qu'il n'a cessé de nous donner.*

*Nous adressons en particulier nos remerciements à Mr AHMED ALI DIDI pour son temps précieux qu'il nous accordé avec gentillesse et sympathie permanente et de nous en serons très reconnaissants.*

*Nous tenons également à remercier Mr HAMZA CHERIF LOTFI pour l'honneur qu'il nous fait de présider notre jury de soutenance nous lui exprimons notre gratitude profonde.*

*Nos remerciements s'adressent ensuite à Mr DIB Nabil qui a aimablement accepté d'examiner et de juger notre modeste travail.*

*Nous remercierons l'ensemble des enseignants du département de génie biomédical pour les efforts qu'ils fournissent pour notre réussite dans nos études.*

*Sans oublier nos très chères familles et surtout mes parents pour leur contribution, leur soutien et leur patience.*

*Nous tenons à remercier tous ceux qui nous ont aidés d'une manière ou d'une autre à élaborer ce modeste travail.*



# *Dédicaces*

*Je dédie ce travail :*

*A mes très chers parents qui ont toujours été à mes côtés, qui n'ont jamais cessé de m'encourager et de prier pour moi et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance.*

*A Ma tante cherifa*

*A mes chers frères : M'hamed, Fethia, Mohamed, , Abir : Qui présents dans tous mes moments par leurs soutien et encouragements.*

*A mes proches et à toute La famille BOUALAM.*

*A mes meilleurs amies :*

*Sara , Sara, Karima, tinhinane, hanane, halima, halima.*

*A ma future famille et mes futures enfants bien sur*

*A toute la promotion « master 2 INB »*

❖ *BOUALAM HOURIA*



**DÉDICACE :**

*A mes parents :  
Pour l'amour et l'affection qu'ils m'ont donné ;  
pour leurs conseils fructueux qui m'ont été  
prodigués, et pour tous ce qu'ils m'ont donnés.*

*A mon binôme :**BOUALEM HOURIA***

*A mes frères et sœurs : Pour leurs soutien leurs  
encouragement et leurs aide.*

*A tous les membres de la famille  
**SAIDANI et OUELDJI.***

*A mes amis et camarades de la promotion :*

*Master2 INB  
Pour tous les bons moments passés ensemble.*

**SAIDANI SARA**

## *Liste des abréviations*

**AAMI** : Association for the Advancement of Medical Instrumentation(en anglais)

**ADC** : Convertisseur Analogique Digital

**Aop** : Amplificateur opérationnel

**DC**: Direct Curent (en anglais)

**E/S**:Entrées/Sorties

**EEPROM**: Electrical Erasable Programmable Read Only Memory(en anglais)

**EMG**: L'électromyographie

**EMGs** :L'électromyographie de surface

**FM** :Fibre Musculaire

**GND**: Ground (en anglais)

**IDE** : Environnement de Programmation Arduino (**IDE** en anglais)

**MLI** :Modulation à Largeur d'Impulsion

**PAUM** :Potentiel d'Action des Unités Motrice

**PWM** :Pulse Width Modulation (en anglais)

**SM** : Servomoteur

**SN** :Système Nerveux

**SNC** :Système Nerveux Central

**SNP** :Système Nerveux Périphérique

**SRAM**: Static Random Access Memory (en anglais)

**UM** : Unité Motrice

**USB** : Universal Serial Bus (en anglais)

**DIE** :Distance Inter-Electrode





# *INTRODUCTION GENERALE*

Dans ce projet de fin d'étude, nous présentons un sujet de recherche très intéressant sur la reconnaissance automatique des mouvements.

Nous avons concentré notre travail sur des mouvements simples mais très importants qui sont des mouvements de base dans la gestuel et qui sont la flexion et déflexion du poignet de la main.

Nous avons opté pour la détection, l'acquisition et le traitement du signal électromyogramme (EMG) en relation direct avec la contraction des muscles concernés par les mouvements étudiés.

Le manuscrit de ce mémoire est organisé comme suit :

Dans le premier chapitre, nous introduisons un passage théorique sur l'anatomie du corps humain en se focalisant sur les muscles, leurs caractéristiques et la relation avec la naissance du signal électromyogramme EMG en réponse aux contractions musculaires.

Dans le deuxième chapitre, nous nous intéressons à la description, l'étude et la conception des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter l'activité musculaire au niveau de l'avant-bras afin d'obtenir un signal EMG de bonne qualité.

Le troisième chapitre sera consacré aux résultats obtenus par les différentes mesures et tests réalisés sur notre circuit final en passant par la programmation de la carte Arduino et la commande d'un servomoteur pour l'illustration de l'intérêt de notre travail.

## Introduction :

Marcher, courir, sauter ou lancer un ballon sont des activités habituelles pour l'être humain dans la vie quotidienne. Ces mouvements sont contrôlés par un système sensible appelé le système nerveux qui est considéré comme le responsable de toutes les activités organiques humaines et plus particulièrement le système locomoteur.

Dans le cadre de notre travail nous nous intéressons à étudier le système locomoteur humain qui regroupe les os les articulations et les muscles. Ainsi, l'étude de ces deux systèmes nerveux et musculaire est très importante pour bien comprendre le fonctionnement des mouvements des muscles et la naissance du signal électromyogramme EMG.

Ce premier chapitre contient un aperçu sur l'anatomie et la physiologie musculaire. Ensuite, nous mettrons en exergue la définition du phénomène électrique de la contraction musculaire qui est responsable de la génération du potentiel d'action des unités motrices (PAUM) et qui donne naissance à notre signal, puis l'appareil et la technique utilisée pour recueillir ce fameux EMG important pour détecter différentes pathologies qui peuvent toucher le corps humain (neuropathie, myopathie).

## I.1.Généralité sur le système nerveux humain :

L'activité du muscle se fait sous la dépendance de sa commande nerveuse. Nos nerfs commandent aux muscles leur activité. Mais ce sont nos muscles qui créent le mouvement en mobilisant des leviers et les os. [1]

Le système nerveux (SN) est un système complexe spécialisé dans la conduction, la transmission et le traitement des informations, présent dans toutes les régions du corps, il représente un des plus importants moyens de communication de l'organisme. (Figure I.1)

Il est commode de distinguer dans le système nerveux (SN), le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP), Concentrés respectivement à l'intérieur du crâne et de la colonne vertébrale qui le protège. [2].

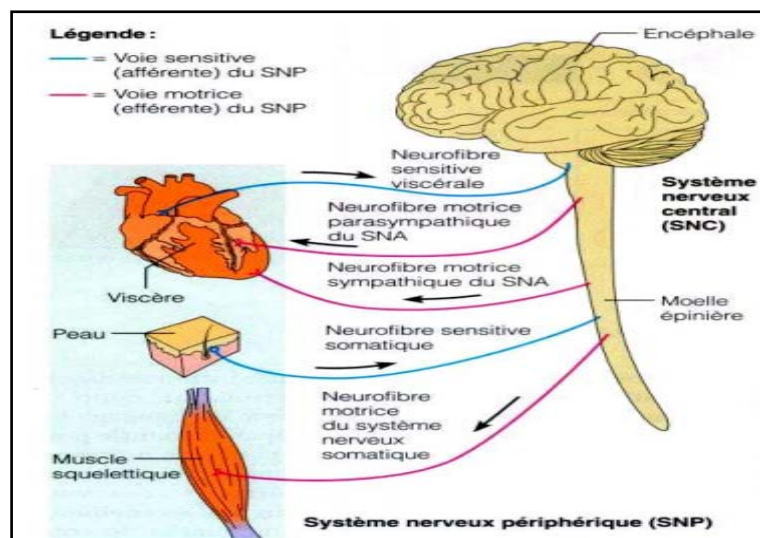


Figure I.1 Le système nerveux.



## I.1.1. Types de systèmes nerveux :

### I.1.1.1. Le système nerveux central (SNC) :

Le système nerveux central est constitué de haut en bas, par l'encéphale prolongé par la moelle épinière. L'encéphale est formé des deux hémisphères du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral. Il contient plus de dix millions de neurones (cellules nerveuses) et pèse en moyenne 1.5 kg. L'encéphale et la moelle épinière sont enveloppés par les trois feuillets des méninges et baignent dans le liquide céphalo-rachidien, nourricier et protecteur. [2]

### I.1.1.2 Le système nerveux périphérique (SNP) :

Les nerfs périphériques qui naissent de l'encéphale (12 paires ; 10 paires ont une origine dans le tronc cérébral et 2 paires dans le cerveau, ce sont les nerfs crâniens et de la moelle épinière (nerfs rachidiens) dirigés vers tous les points de l'organisme, assurant l'acheminement :

- Des informations sensibles vers le SNC (comme la sensibilité de la peau et la vision, l'audition, le goût, ou l'odorat).
- Des ordres du SNC vers les effecteurs périphériques (par exemple vers les muscles pour effectuer des mouvements volontaires). [3]

L'élément constitutif de base du SN est le neurone.

## I.1.2. La physiologie du tissu nerveux :

Dans le système nerveux se trouve deux types de cellules :

- ✓ Les neurones qui transmettent l'influx nerveux ;
- ✓ Les cellules gliales qui sont des cellules de soutien mécanique ainsi que de la régulation de la composition du milieu extracellulaire interstitiel.

## I.1.3. Les neurones :

Les neurones (ou cellules nerveuses) hautement différenciés et spécialisés dans la communication intercellulaire reçoivent, traitent et transmettent des informations codées sous la forme des signaux ou influx nerveux.

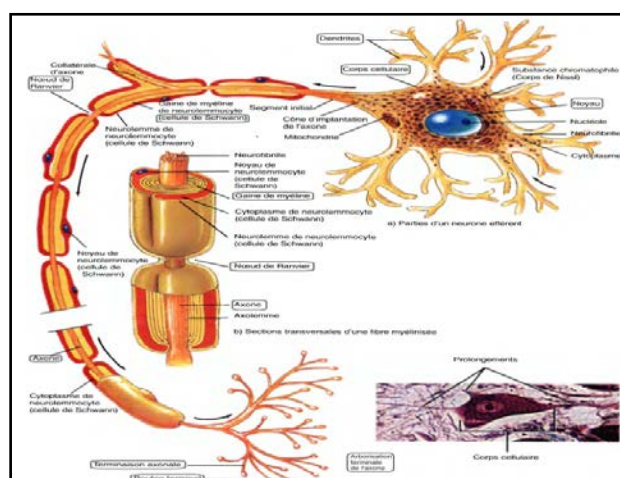


Figure I.2.1' l'anatomie d'un neurone.

## I.2. Anatomie et physiologie musculaire :

### I.2.1. Les muscles du corps :

Les muscles du corps, au nombre de 639, sont nommés selon certains critères : leur situation, leur forme, leur taille relative, la direction des fibres musculaires, leur nombre de points d'insertion et leur type d'action . [4]

### I.2.2. Les différents types des muscles :

Dans l'organisme humain, on trouve trois types de tissus musculaires :

- **Muscles lisses :** présents au niveau de l'estomac, sont des muscles qui fonctionnent sans stimulus volontaire.
- **Muscle cardiaque :** est un muscle différent des autres, notamment car il est soumis à l'influence des hormones, et se contracte de façon involontaire.
- **Les muscles squelettiques :** ils sont liés aux os, responsables des mouvements du squelette et de certains organes contrôlés par le système nerveux central.  
Dans l'étude du signal EMG de surface on s'intéresse beaucoup plus pour les muscles Squelettiques [5]

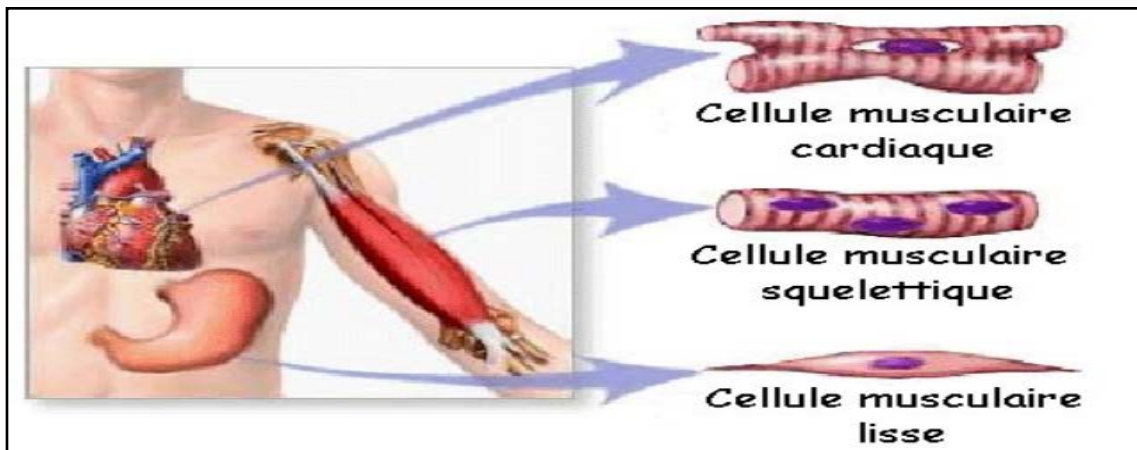


Figure I .3.Types de muscles

**I.2.3. Caractéristique fonctionnelle :** Les propriétés fonctionnelles du muscle squelettique dépendent fortement de leur architecture

### I.2.4. Les principaux mouvements des muscles :

Les muscles du corps humain assurent le mouvement grâce à leurs attaches aux os : les tendons.

Les principaux mouvements sont les suivants :

- **La flexion :** le muscle attire un os vers l'autre. Le biceps par exemple.
- **L'extension :** le muscle tire sur l'os pour l'écarter d'un autre. Le triceps par exemple.
- **L'abduction :** le muscle écarte le membre du corps.

- **L'adduction** : le muscle ramène le membre vers le corps.
- **La rotation interne ou externe**: le muscle fait tourner l'os soit sur son axe (tête, bassin) soit vers l'extérieur ou l'intérieur du corps (membres).
- **La pronation et la supination (voir dessin ci-dessus)**: le muscle fait pivoter l'un sur l'autre, les deux os de l'avant-bras (radius et cubitus). La pronation tourne la paume vers le bas et la supination vers le haut.

Les muscles ont des actions opposées (ils sont dits antagonistes). Seuls les muscles mobilisés par l'action doivent être contractés, les autres (les antagonistes) doivent être détendus pour éviter une crispation et une consommation inutile d'énergie. Ainsi, quand le triceps tire sur le bras dans le direct, le biceps doit être le plus détendu possible pour ne pas contrarier le mouvement. [4]

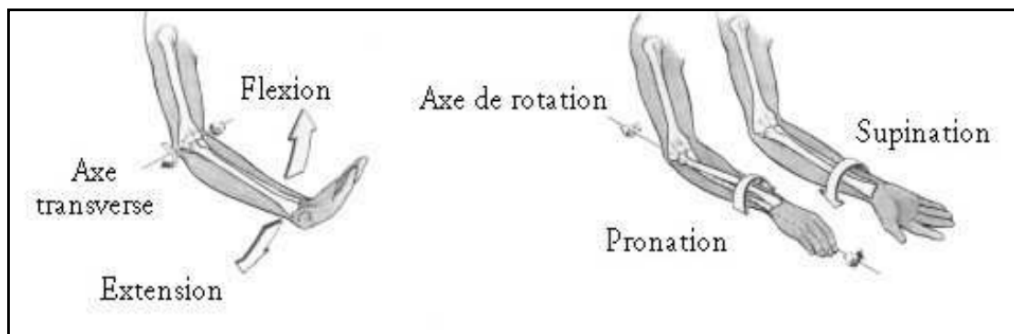


Figure I.4 : Les mouvements des muscles

### I.2.5. Les rôles joués par nos muscles :

Le système musculaire permet :

- **Le mouvement de toute nature** : marche, course, manipulation précise d'objets, rotation de la tête, du cou, des membres, expression des émotions (sourire, froncement des sourcils, etc.), parler, ventilation pulmonaire, circulation du sang, déplacement des aliments...
- **Le maintien de la posture** : Ce sont les interventions de très nombreux muscles en coopération étroite les uns avec les autres (le tout sous la coordination du cerveau) qui vont permettre le maintien des différentes postures du corps : assis, debout, etc. .
- **La stabilisation des articulations**: Les muscles maintiennent en place les différents os dans une articulation (épaule, genou, etc.).
- **La production de chaleur** : Le travail musculaire est responsable de la production de près de 85% de la chaleur corporelle. Cette chaleur assure le maintien de notre température corporelle constante ce qui est essentiel au fonctionnement du système nerveux et d'autres organes vitaux.[4]

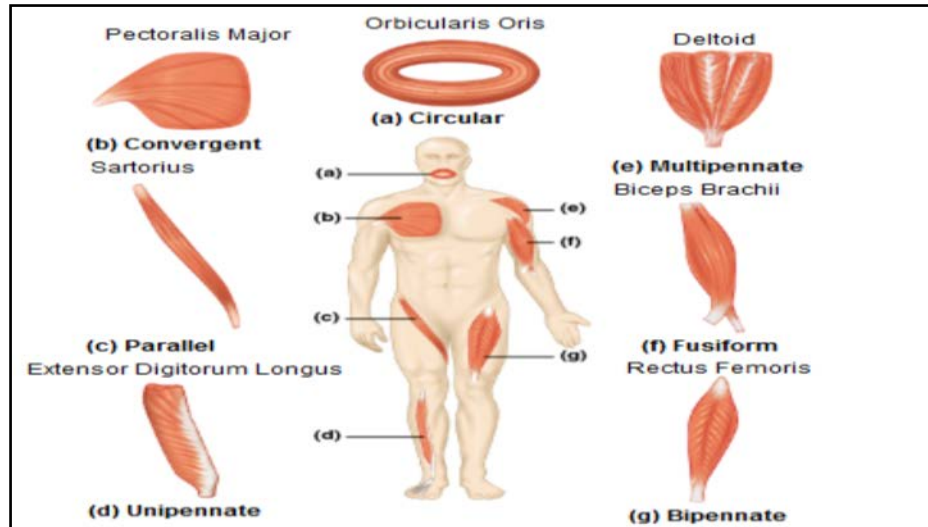


Figure I.5. Muscles et leur architecture

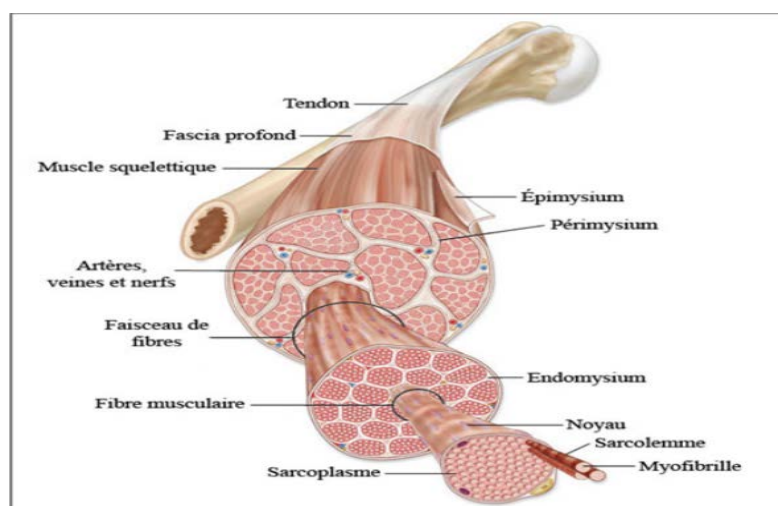
## I.2.6. Muscle squelettique :

### I.2.6.1. Composition macroscopique d'un muscle squelettique :

Tout d'abord, il est important de savoir que les muscles sont fixés sur le squelette par des tendons (tissus conjonctifs). Ce sont ces insertions musculaires qui permettent le mouvement du squelette par le contrôle de l'individu. Ainsi, de par la contraction de ses fibres musculaires (généralement situées au centre) chaque muscle est prédisposé à une fonction.

Chaque fibre (cellule) musculaire est enveloppée dans une fine gaine de tissu, appelée endomysium. Les faisceaux de fibres musculaires sont recouverts par une gaine plus épaisse de tissu conjonctif : le périmysium.

Enfin, l'irrigation sanguine est un élément très important de la composition musculaire. L'effort important demandé nécessite un apport d'énergie et d'oxygène suffisant pour que le muscle puisse fonctionner. [6]



### Figure I .6. Anatomie de muscle squelettique

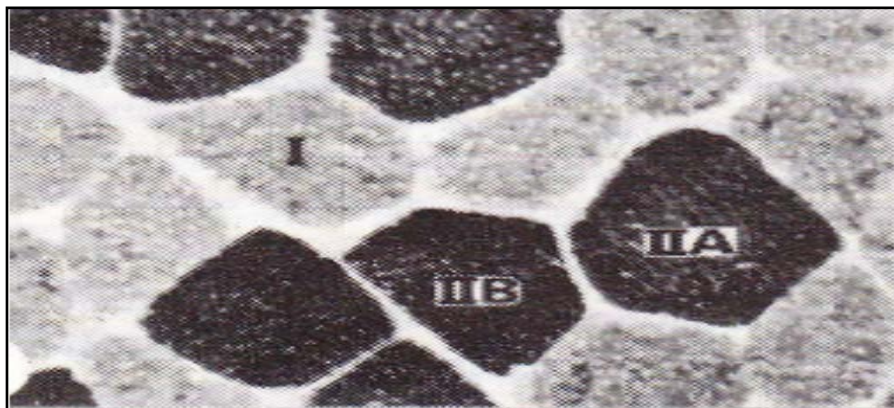
#### **I.2.7.Type de fibre musculaire**

Les muscles sont des organes hétérogènes qui possèdent de grandes capacités d'adaptation. Ils sont formés de fibres musculaires de plusieurs types que l'on classe en fonction de deux caractéristiques principales : leur vitesse maximale de contraction, c'est-à-dire la vitesse à laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine, et leur métabolisme préférentiel utilisé pour resynthétiser les molécules d'ATP .

Chez l'homme, la classification la plus simple et la plus utilisée est celle proposée par [Engel, 1962] qui se base sur la coloration de l'ATPasemyofibrillaire après incubation à un pH de 10,4. En raison de la valeur basique de leur pH, les fibres de type I (ou S, "Slow") apparaissent claires, alors que les fibres de type II (ou F, "Fast") deviennent foncées du fait de leur pH acide (**Figure I.7**). Les fibres I et II correspondant en fait à l'ancienne appellation rouge et blanche due à la présence en plus ou moins grande quantité de myoglobine dans ces fibres. La myoglobine est l'équivalent de l'hémoglobine des globules rouges au niveau musculaire ; elle permet de stocker localement de l'oxygène afin de produire de l'énergie à partir du métabolisme aérobie. [7]

Les fibres musculaires de type II sont elles-mêmes subdivisées en deux grands sous-groupes : les IIa (ou FR, "FastResistable") et les IIb (ou FF, "FastFatiguable"), toujours à partir de leur sensibilité relative au pH [Brooke et Kaiser, 1970][8] (**Figure I.7**).

L'existence d'un troisième sous-groupe, les fibres IIc, est parfois établie grâce à la combinaison de différents pH d'incubation. Ces dernières ont des caractéristiques intermédiaires entre les fibres de type I et les fibres de types II. Elles ne représentent, en tout état de cause, qu'un très faible contingent (2 à 5%) des fibres de l'homme adulte normal.



**Figure.I.7.Classification des fibres musculaires sur la coloration de l'ATPasemyofibrillaire.(d'après Eriksson 1982) [9]**

Les différentes caractéristiques des fibres musculaires se résument ci-dessous : [9]

- **Les fibres I** sont très lentes (réticulum sarcoplasmique peu développé, donc capacité plus faible à transmettre le potentiel d'action), très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles), mais aussi plus endurantes (utilisation préférentielle du métabolisme aérobie car elles possèdent beaucoup de capillaires, de mitochondries et de myoglobine).
- **Les fibres IIb** sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables (car essentiellement glycolytique).
- **Les fibres IIa** sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurantes. Le muscle, soumis à un entraînement soutenu, subit des modifications du type de fibre qui porte sur sa structure et sur son métabolisme. Quelle que soit la modalité d'entraînement adoptée, les effets ne portent que sur les groupes musculaires particulièrement sollicités et pour un muscle donné, ils intéressent surtout les fibres qui sont particulièrement mises en jeu. De ce fait, les modifications obtenues dépendent de l'intensité de l'exercice. En outre, chez l'individu âgé, on observe une fonte musculaire, associée à une diminution des fibres de type II, qui peut être due à une moindre activité physique.

### **I.2.8. La fibre musculaire au cours de la contraction :**

Sur ce schéma, nous comprenons que chaque fibre musculaire regroupe un ensemble de myofibrille ; les myofibrilles occupant environ 80% du volume de la fibre musculaire, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2  $\mu\text{m}$ .



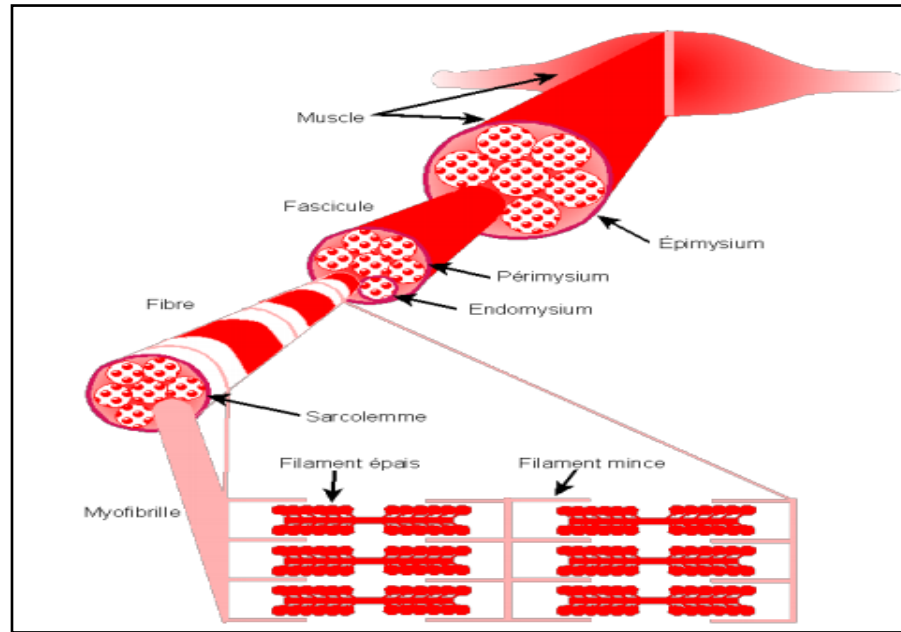


Figure I .8.La fibre musculaire

Chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres (A, anisotropes) et de bandes claires (I, isotropes), dont la parfaite correspondance d'une myofibrille à l'autre donne au muscle sa striation transversale.

Au milieu de chaque bande A, se trouve une bande plus claire : la zone H (Hensen). Au milieu de cette zone H, on note une strie plus sombre : la bande M. Au milieu de chaque bande I, se trouve une bande plus sombre, la ligne Z. L'espace cylindrique délimité par deux lignes Z consécutives est appelé **sarcomère** : c'est l'unité anatomo-physiologique du muscle. (Étudiés au microscope électronique)

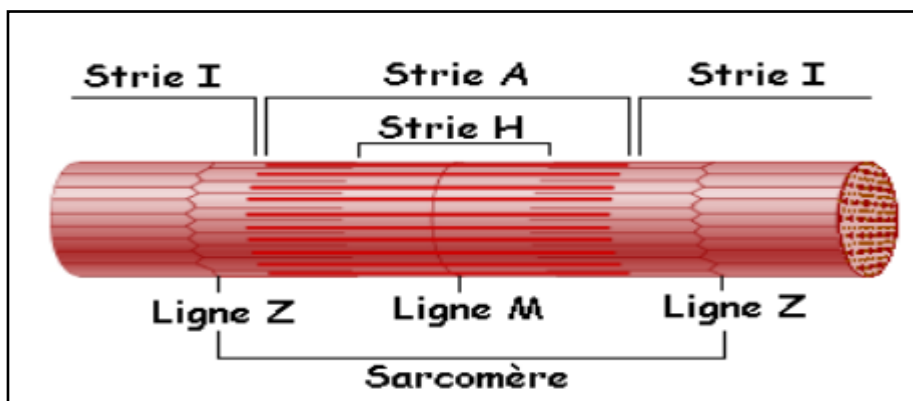


Figure I .9structure myofibrillaire

**Les sarcomères présentent deux types de filaments** : des filaments épais et des filaments fins

(actine-myosine), sont responsables des changements de longueur du muscle pour développer la tension .[10]

Un réseau de canules (réticulum sarcoplasmique) parcourt la fibre dans le sens de lalongueur. Au-dessus de chaque jonction entre les bandes A et I, se trouve une autre structure tubulaire positionnée de façon transversale par rapport à l'axe de la fibre (tubule transverse), et au contact de laquelle le réticulum se transforme lui aussi en tube . Ces structures contiennent le calcium qui joue un rôle d'inhibiteur au niveau de la contraction musculaire. Plusieurs couches de tissus conjonctifs séparent et protègent les composantes des muscles squelettiques. L'endomysium sépare chaque fibre musculaire, le périnysium organise de 10 à 100 fibres musculaires en faisceaux et l'épimysium est la couche extérieure qui enveloppe tout le muscle. Ces membranes fournissent des fibres collagènes aux tissus conjonctifs qui attachent le muscle à d'autres structures (muscle, os, tendons) [10]

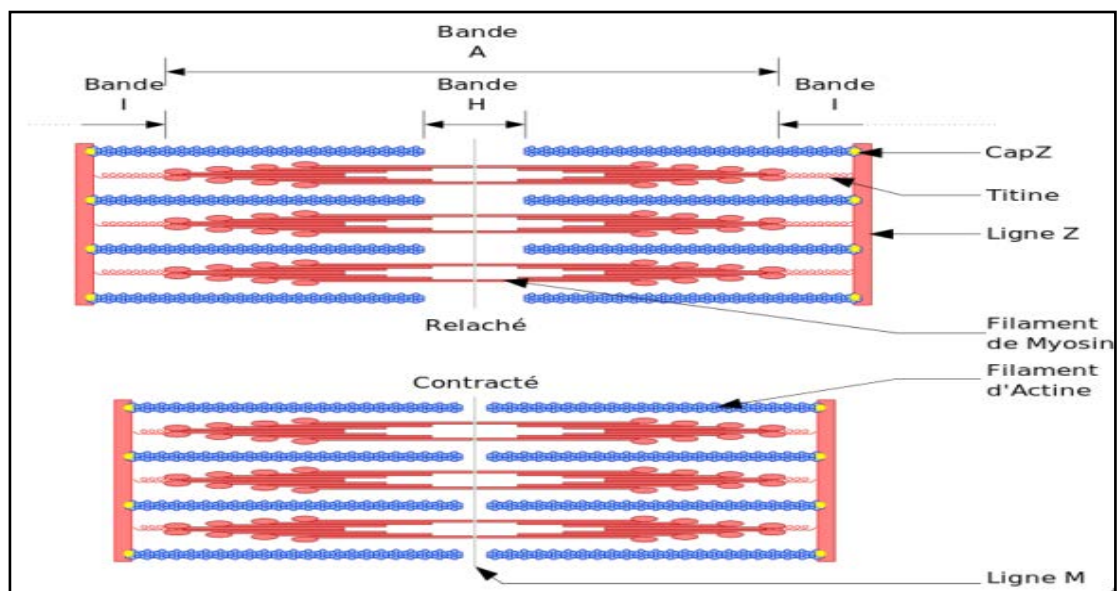


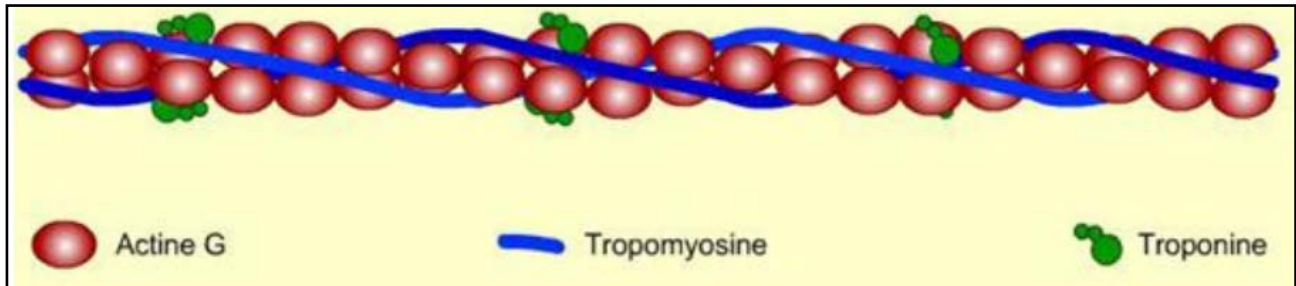
Figure I.10. Diagramme montrant des fibres musculaires relâchées et contractées

### I.2.9. Structure fine des filaments fin et épais :

Les muscles striés ont une structure remarquablement organisée basée sur la répétition d'un motif structural (sarcomère), composé de deux sortes de filaments : les filaments fins et les filaments épais. [11]

#### a) Les filaments fins :

Les filaments fins ont un diamètre d'environ 7 nm et sont constitués de plusieurs types des molécules, l'actine, la tropomyosine et la troponine. (Figure I.11)



**Figure I.11. Un filament fin.**

L'actine monomérique est une molécule globulaire pouvant polymériser pour former des filaments. Les filaments d'actine sont composés de deux chaînes linéaires qui s'enroulent l'une autour de l'autre pour former une double hélice (Figure I.11).

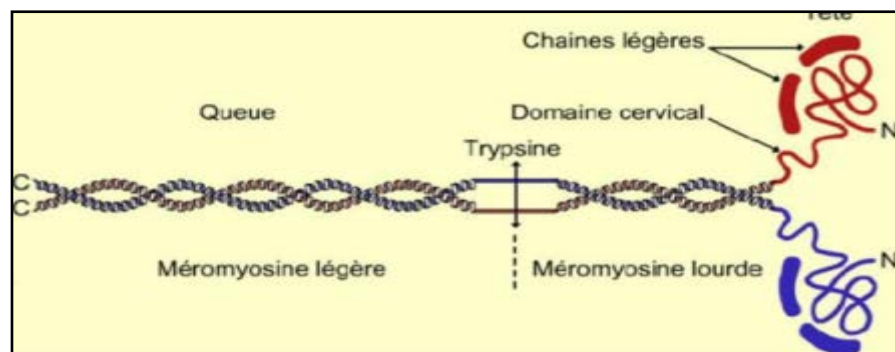
La tropomyosine est une protéine allongée homodimérique ou hétérodimérique. Elle va se lier à l'actine en se logeant au creux des sillons de la double hélice formée par l'actine (Figure I.11). A l'état de repos, les molécules de myosine sont également en contact avec la tropomyosine.

La troponine est une molécule composée de 3 chaînes respectivement dénommées troponine-T, troponine-I et troponine-C. Chaque chaîne possède une fonction différente.

### **b) Les filaments épais :**

Les filaments épais ont un diamètre d'environ 15 nm et sont essentiellement constitués d'une espèce moléculaire

La myosine II est une molécule composée de deux chaînes lourdes et de quatre chaînes légères. Chaque chaîne lourde est constituée d'une queue C-terminale allongée et fibrillaire en hélice alpha, d'une tête globulaire N-terminale enzymatique à activité ATPasique associée à deux chaînes légères, et d'un domaine cervical déformable reliant les deux extrémités. Tête globulaire et partie cervicale forment la méromyosine lourde, la partie fibrillaire caudale formant la méromyosine légère. Les queues allongées de deux chaînes lourdes de myosine s'enroulent l'une autour de l'autre en une superhélice, les deux têtes globulaires se trouvant côte à côte (figure I.12). [11]



**Figure I.12. Filament épais.**

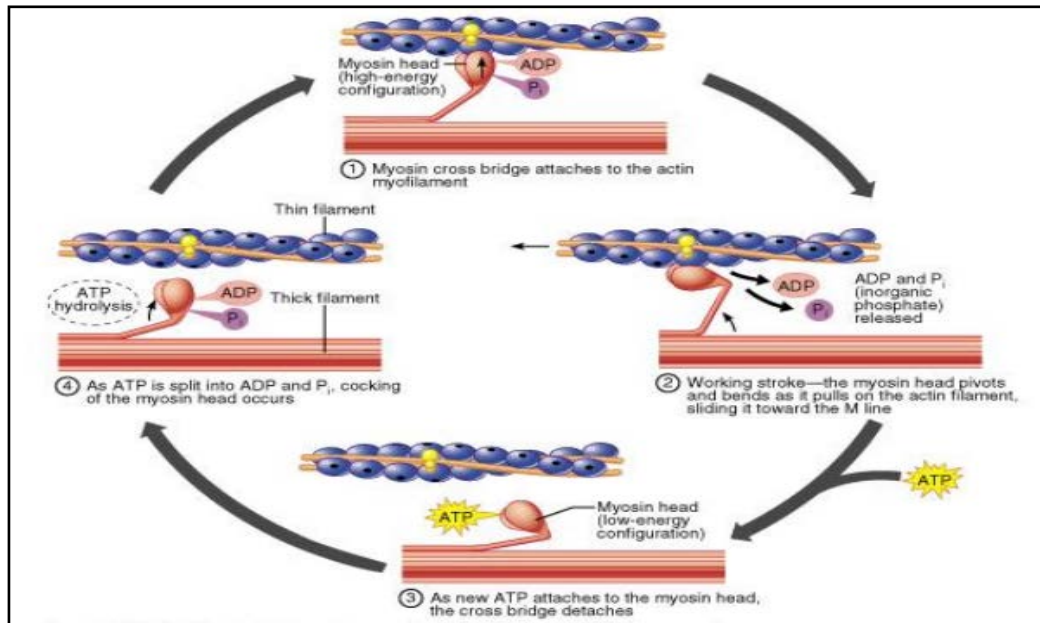


Figure I.13. Production de la force grâce l'interaction entre l'actine et la myosine

### I.2.10. Propriétés des muscles squelettiques :

Les muscles squelettiques ont 4 propriétés essentielles :

- **L'excitabilité** : est la propriété que possède un muscle à réagir à une stimulation par la production de phénomènes électriques associés à des mouvements ioniques.
- **La contractilité** : est la propriété du tissu musculaire de pouvoir se raccourcir suite à un stimulus de façon à mobiliser les éléments osseux auxquels il est rattaché ; la contractions entraîne le raccourcissement, l'épaississement et le durcissement du muscle .
- **L'élasticité** : est la propriété du tissu musculaire de reprendre sa forme initiale lorsque s'arrête la contraction, L'élasticité joue un rôle d'amortisseur lors de variation brutale dela contraction.
- **La tonicité** : est la propriété du muscle à être dans un état permanent de tension (tonus musculaire). [10]

### I.2.11. Propriétés électriques du tissu musculaire

#### I.2.11. 1. Unité motrice

Toutes les fibres musculaires d'un muscle sont innervées par les axones des nerfs moteurs émanant de la partie antérieure de la moelle épinière. Chaque nerf moteur ou motoneurone innerve ainsi

plusieurs fibres musculaires. Par contre, une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone. [10]

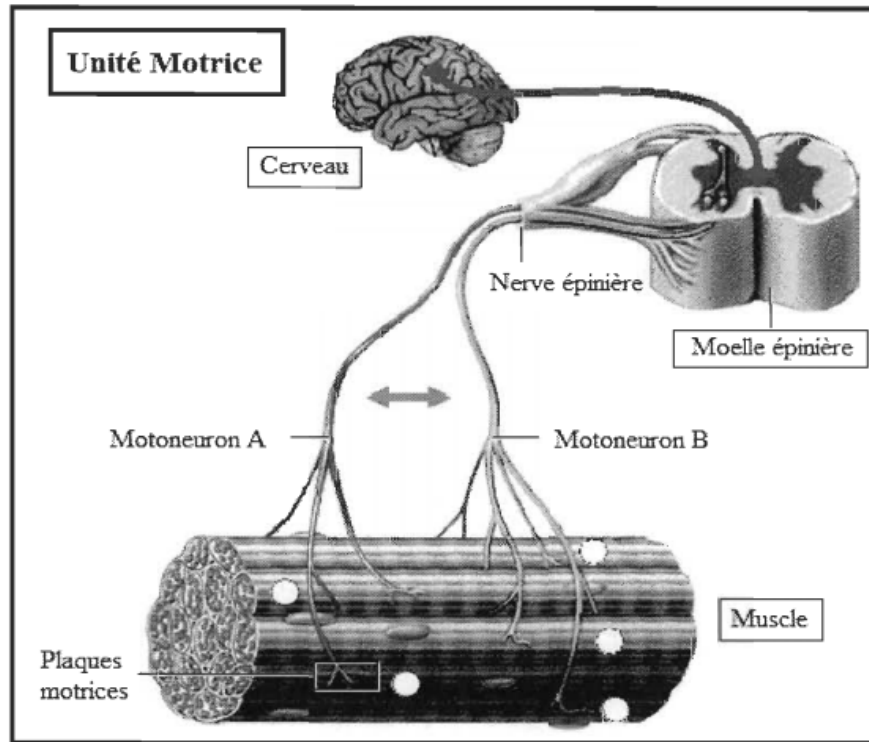


Figure I.14. Unité motrice

Les connexions entre les terminaisons axonales des motoneurones et les fibres musculaires, appelées les jonctions neuromusculaires ou les plaques motrices, se font généralement au milieu du muscle, et l'ensemble de ces jonctions forme le point moteur.

### Les UM varient entre elles par:

- **Leur type de fibres** : une UM contient un seul et même type de fibres musculaires (I, IIa, IIb) ; ceci aura une influence à la fois sur la rapidité de contraction de l'UM mais aussi sur sa capacité à résister à la fatigue.
- **Leur nombre de fibres musculaires** : plus le motoneurone innerve de fibres musculaires, plus la force que l'UM pourra développer ne sera importante.
- **La taille du motoneurone qui innerve les fibres musculaires** : plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide, mais plus sa sensibilité à l'influx nerveux est faible (il faudra une intensité de décharge plus élevée pour réussir à l'exciter car sa gaine de myéline, un isolant constitué de graisses, est plus épaisse). [10]

Il existe donc plusieurs types d'unités motrices dont les caractéristiques sont liées tant au nombre qu'à la qualité des fibres musculaires qui les composent.

Lors de la stimulation d'un motoneurone, la totalité des fibres d'une UM est excitée et les fibres se contractent donc toutes en même temps (loi du "tout ou rien"). Cette organisation permet, au lieu de la contraction totale d'un muscle, une activation progressive et successive des fibres musculaires, unité motrice par unité motrice, et donc l'ajustement de la force nécessaire à l'activité.

**L'unité motrice** est l'élément anatomique de base dont l'activité est enregistrée par l'EMG (Electromyographie). Sa mise en jeu est l'excitation de la cellule du moto-neurone, laquelle commande la contraction synchronisée des fibres musculaire qui dépendent d'elle.

Les unités motrices ont été aussi classées en fonction de leurs propriétés physiologiques telles que la vitesse de contraction et fatigabilité (sensibilité à la fatigue), et selon les fibres qu'elles commandent (fibre de type I, IIa ou IIb).

Donc les unités motrices sont de :

- a. type I : à contraction lente et plus résistantes à la fatigue.
- b. type IIa : à contraction rapide, moyennement résistantes à la fatigue.
- c. type IIb : à contraction rapide et très fatigables.

### **I.3. Electromyographie**

#### **I.3.1 Introduction :**

Le terme électromyographie fait référence aux techniques neurophysiologiques appliquées à l'étude de signal électrique généré au niveau des fibres musculaires quand les muscles sont contractés.

Le système nerveux central constitué du cerveau et de la moelle épinière contrôle les muscles en agissant de manière synchronisée sur un ensemble de fibres musculaires. [11]

L'électromyographie est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique [13] [11].

L'électromyographie (EMG) consiste à capter les potentiels électriques émis par l'activité musculaire, les amplifier, et à les visualiser sur un moniteur.

#### **I.3.2 Naissance du signal EMG :**

Lorsque la corne ventrale de la moelle envoie vers les muscles des influx nerveux sous une influence supra-spinale, la contraction musculaire dépend de :

- ✓ -La fréquence de l'influx nerveux, dont l'accélération est fonction de la force musculaire
- ✓ -Le nombre d'unités motrices en activité.

Au fur et à mesure de l'augmentation de la force développée, le nombre d'unités motrices en activité augmente progressivement (sommation spatiale – recrutment). Inversement, le relâchement



musculaire est caractérisé par une réduction des décharges électriques des UM. Ces phénomènes électriques sont mesurés en microvolts ( $\mu\text{V}$ ).

Il faut insister sur le fait que la corne ventrale de la moelle ne mobilise pas toutes les UM de son pool, même pour une contraction musculaire maximale. 60% environ sont actives, le reste est en attente pour relayer celles qui fonctionnent (rotation des UM) [12]

### I.3.3. Origines du signal EMG

- Excitabilité de la membrane musculaire et Potentiel d'Action

L'excitation des fibres musculaires par le contrôle nerveux représente un facteur important en physiologie musculaire. Ce phénomène peut être expliqué par le modèle d'une membrane semi-perméable décrivant les propriétés électriques du sarcomère. L'équilibre ionique entre l'intérieur et l'extérieur d'une cellule musculaire produit un potentiel, dit potentiel de repos, pour la membrane de la fibre musculaire (approximativement  $-70$  à  $-80$  mV). Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe ionique) conduit à une charge intracellulaire négative comparée au milieu externe.

L'activation d'un motoneurone alpha (induit par le système nerveux central ou par réflexe) provoque la conduction de l'excitation le long du nerf moteur. Après libération de transmetteurs au niveau de la plaque motrice, un potentiel de plaque motrice est formé sur les fibres musculaires innervées par cette unité motrice. Les caractéristiques de diffusion de la membrane des fibres musculaires sont brièvement modifiées et les ions  $\text{Na}^+$  entrant. Si un certain niveau de seuil est dépassé, la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action (PA) et la différence de potentiel change rapidement de  $-80$  mV jusqu'à  $+30$  mV (Figure 1.11). C'est une bouffée électrique monopolaire qui est immédiatement suivie par une phase de repolarisation, puis d'une période d'hyperpolarisation de la membrane par retour des ions grâce au mécanisme actif de pompe ionique.[15]

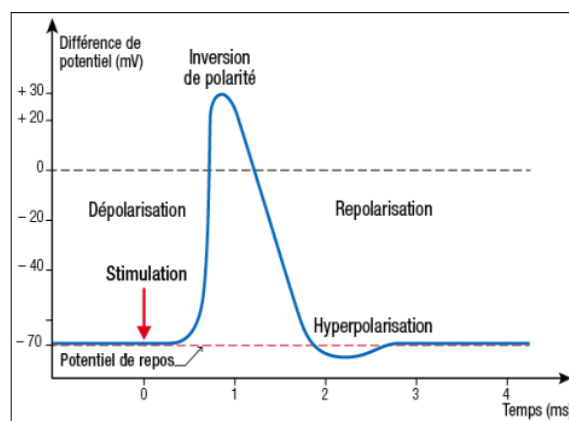


Figure I.15 : Exemple d'un potentiel d'action (PA)

En raison de la nature du tissu musculaire qui est considéré comme un volume conducteur, le potentiel d'action résultant, se propageant dans les deux directions de la fibre et atteignant les tendons, crée un courant dans le voisinage de la fibre. Ce dernier crée un champ électrique dans tout le volume conducteur, qui est à l'origine des signaux EMGs détectés par aiguilles ou par des électrodes de surface [16]

A partir de la plaque motrice, le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire dans les deux directions à une vitesse de 1 à 5 m/s, avec une amplitude approximative de 100mV

### **I.3.4.Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) [15]:**

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire causent des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque motrice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatiotemporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la composent (Figure 1.16).

La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal.[17]

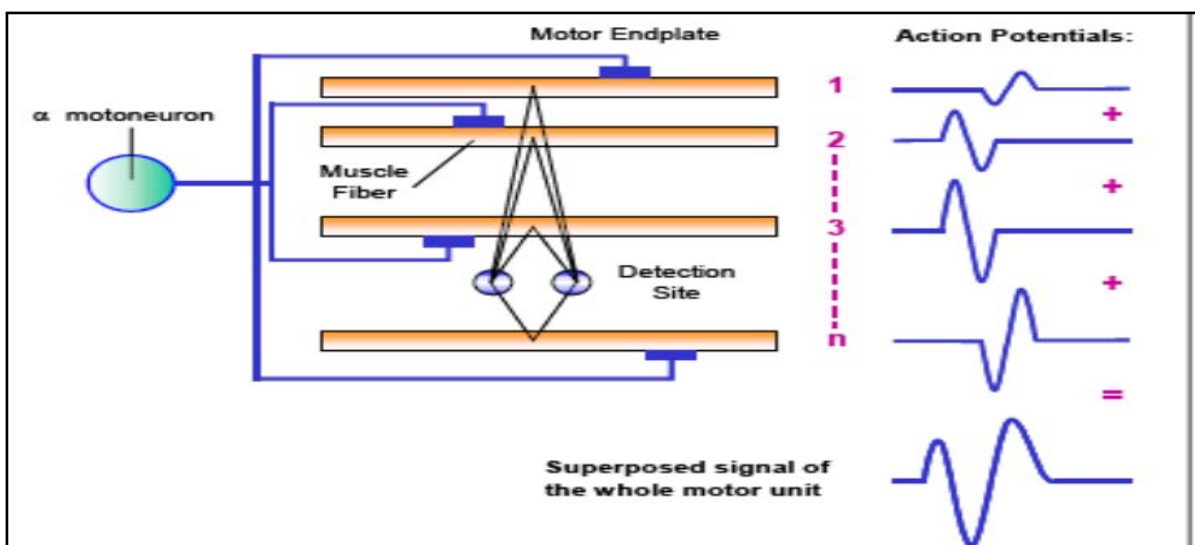


Figure I.16: Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM).

### **I.3.5.Superposition des PAUM :**

Lors de l'enregistrement d'un EMG de surface, les contributions de toutes les UM actives sont mélangées dans un « pattern d'interférence ». Le terme « interférence » implique que les contributions des UM individuelles peuvent à peine être identifiées dans le signal.

Néanmoins, les caractéristiques du signal EMG dépendent beaucoup des propriétés des UM actives, de leurs schémas de décharge et de leur interdépendance (Figure 1.17).

L'EMG de surface correspond donc à une sommation de potentiels d'action (PA) issus de multiples générateurs (UM) asynchrones, irrégulièrement disposés.[17]

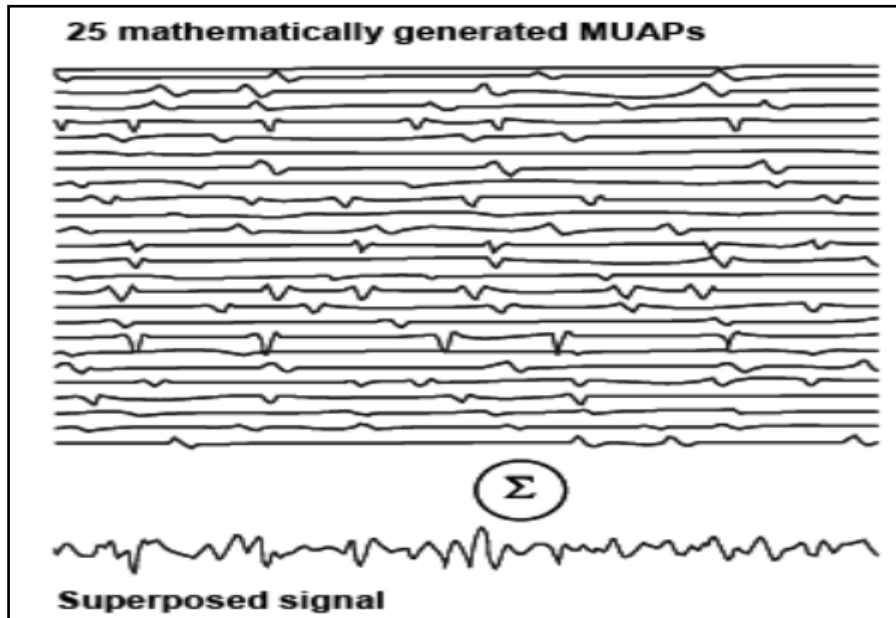


Figure I.17. Superposition des PAUM

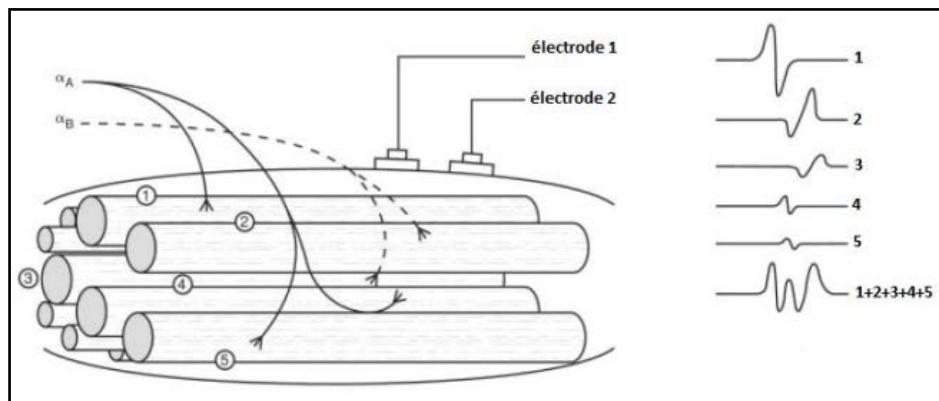
### I.3.6. Volume conducteur :

C'est grâce au volume conducteur, ensemble des tissus présents entre le muscle et les électrodes, que les mesures électro-physiologiques extracellulaires sont possibles, même à une certaine distance de la source réelle. Cependant, ses propriétés sont complexes et elles peuvent influencer le signal EMG de surface.

En général, les couches des divers tissus entre un muscle et les électrodes peuvent être considérées comme un volume conducteur non homogène. La couche de graisse sous-cutanée est connue pour avoir une basse conductivité, et la couche de la peau et le tissu musculaire ont une bonne conductivité. En outre, le tissu musculaire est anisotrope avec une conductivité plus élevée dans la direction (axiale) de la fibre musculaire que dans la direction (radiale) perpendiculaire aux fibres. Schneider et coll, se sont intéressés à la possibilité de déformations plus subtiles du signal EMG liées aux inhomogénéités du tissu local et à la présence de vaisseaux sanguins locaux ou de tissu conjonctif.[18]

### I.3.7. La détection de signal EMG :

Le principe physique général lors d'un enregistrement électro-physiologique est que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité. L'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal SEMG doit alors être prise en compte. (Figure I.18)



**Figure I.18. Détection de la superposition des potentiels d'action.**

### I.3.8. Différents types d'électrodes de détection :

L'activité bioélectrique du muscle humain est détectée à l'aide des électrodes EMG, il y a deux types des électrodes EMG :

#### I.3.8.1. Electrodes de surface :

Ce sont des électrodes techniquement non invasives lors de la mesure et la détection du signal EMG.

L'EMG de surface est la méthode la plus utilisée dans le milieu médical sportif, puisqu'elle est non envahissante et peut être conduite par le personnel autre que les médecins avec un risque minimal pour le sujet. La mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs. Les propriétés du domaine d'amplitude, du temps et de fréquence du signal EMG dépendent des facteurs tels que :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire.
- La distance de l'électrode du secteur actif de muscle.
- Les propriétés du tissu (par exemple épaisseur de la peau).
- Les propriétés des électrodes et amplificateurs.
- La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau.

la mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau. [19]



Figure I.19. Electrodes de surface

### **I.3.8.2. Electrodes aiguilles :**

Les électrodes aiguilles sont largement utilisées dans des procédures cliniques dans les évaluations neuromusculaires. La pointe de l'aiguille électrode est nue et utilisée en tant que surface de détection. Elle contient un fil isolé dans la canule. La qualité des électrodes à aiguille utilisées en électromyographie est relativement améliorée par les autres types disponibles. Les électrodes aiguilles ont deux avantages principaux, la première est que sa superficie relativement restreinte de ramassage permet à l'électrode de détecter le PAUM individuels pendant les contractions de force relativement faibles. L'autre est que les électrodes peuvent être facilement repositionnées dans le muscle (après insertion) de sorte que de nouveaux territoires tissulaires peuvent être explorés (figure I.20). [17]

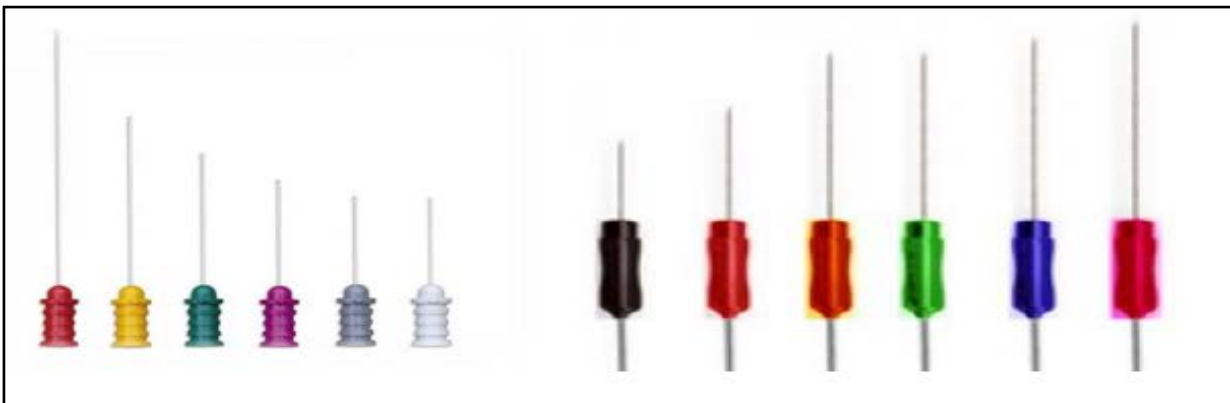


Figure I.20. Electrodes aiguilles

### **I.3.9. Configuration des électrodes de détection :**

Dans ce mémoire nous avons utilisé les électrodes de surface pour leur caractère non invasive ainsi que pour leur coût très faible. Il y a plusieurs types d'électrodes, selon leurs formes, leurs tailles ainsi que leurs configurations comme les montages monopolaires, bipolaires, tripolaires et multipolaires.

Les configurations des électrodes monopolaires utilisent deux électrodes, une pour le recueil des signaux EMG du muscle et la seconde de référence. Cette configuration souffre de son manque de

capacité à filtrer les signaux électriques indésirables de sources sonores extérieures et des muscles entourant le muscle cible [21].

Les électrodes bipolaires rectifient cet inconvénient, de plus il combine l'exactitude sans être envahissant comme les configurations tripolaires et multipolaires. En outre la configuration bipolaire permet un enregistrement du signal EMG avec moins de bruit.

L'électrode bipolaire emploie la technique d'amplification différentielle, qui mesure la différence de tension entre deux points spécifique [22, 23].

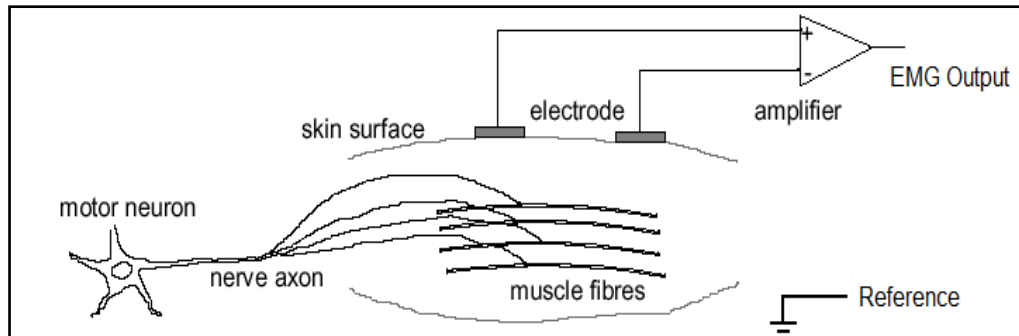


Figure I .21 : configuration bipolaire

### I.3.10. Matériel : choix des électrodes

Un enregistrement sEMG est influencé par la forme, la taille, la position, l'orientation des électrodes et la distance inter-électrode (DIE) [26]. En effet, ces paramètres sont à prendre en considération car ils affectent l'amplitude et la fréquence du signal EMG. Ceci s'explique par le fait qu'ils déterminent le nombre de fibre musculaire FM vues par les électrodes.

#### • I.3.10. 1. Forme et taille de l'électrode

Tout enregistrement électro-physiologique repose sur le principe que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité. En d'autres termes, le signal EMG provient de l'enregistrement des PAUM situés sous l'électrode. Ainsi, l'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal EMG doit être prise en compte.

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 sEMG. A l'inverse, l'augmentation de la taille de l'électrode, perpendiculaires aux 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. Par ailleurs, l'effet de la taille sur l'amplitude du signal EMGs n'a pas encore été clairement défini. Alors qu'en



pratique différentes tailles d'électrode sont utilisées, il est recommandé en théorie de ne pas dépasser un diamètre de 10 mm [25].

- **I.3.10.2. Matériaux de l'électrode**

Il est important que les électrodes fournissent un bon contact électrode-peau, une faible impédance électrode-peau, un faible bruit et un comportement stable dans le temps. Différents types de matériaux sont utilisés, mais les électrodes Ag/AgCl sont les plus répandues en recherche. L'interface électrode-électrolyte des électrodes en argent (Ag) est stabilisée par l'ajout d'une couche de chlorure d'argent (AgCl). Ce type d'électrodes, facilement disponibles, offrent donc une bonne stabilité d'un point de vue électrique et contribue à réduire toute sorte de bruit au niveau de l'interface électrode-peau [28]. Pour un gain de temps et de facilité, les électrodes à gel sont conseillées, mais leur efficacité semble équivalente à leurs homologues non-gélifiées [25].

- **I.3.10.3. Distance inter-électrode**

Dans la mesure où les FM sont distribués de manière aléatoire à travers la section transversale d'un muscle, il n'est pas nécessaire d'augmenter la distance entre les surfaces de détection des électrodes. A l'inverse, cette distance ne doit pas être trop faible pour éviter le court-circuitage si la surface de la peau devient humide avec la sueur. Cette dérivation électrique entraîne une diminution de l'amplitude du signal, une détérioration du ratio signal/bruit et peut éliminer les valeurs des hautes fréquences [29].

Pour des électrodes circulaires, la distance inter-électrodes est habituellement d'environ 2-2,5 fois le diamètre des électrodes [26]. Il est préférable d'opter pour une DIE de 20 mm, qui donnerait lieu à une amplitude sEMG maximale. La DIE ne doit pas excéder  $\frac{1}{4}$  de la longueur des fibres musculaires FM lors de l'étude de muscles relativement petits, afin d'éviter des enregistrements instables. Il a souvent été suggéré qu'une diminution de la DIE réduirait la surface de détection des électrodes et par conséquent limiterait le crosstalk. Mais l'efficacité de cette technique reste discutée [25]. Par ailleurs, la variation de la DIE durant la contraction musculaire peut affecter l'amplitude et la fréquence du signal EMG.

- **I.3.10.4. L'emplacement 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 sEMG, 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 [25].

### **I.3.11. Placement des électrodes :**

Dans ce mémoire on utilise la configuration bipolaire pour recueillir le signal EMG.

- Deux électrodes de surface sont placées entre la jonction neuromusculaire (la zone d'innervation) et le tendon (la zone terminale), ils sont séparés par une distance approximativement égale à 2cm. (Figure I.22)
- La ligne formée par les deux surfaces de détection doit être parallèles à l'axe de génération de force.
- L'électrode de référence doit être placée dans une zone neutre électriquement comme l'os. [24].

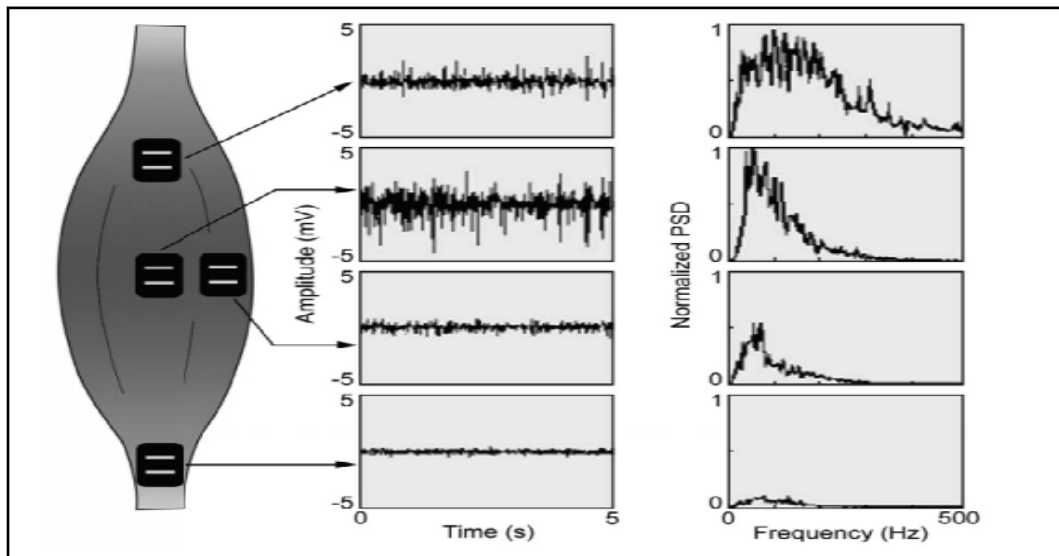


Figure I.22. Placement des électrodes

### **I.3.12.Préparation de la peau :**

L'application des électrodes EMG de surface nécessite une bonne préparation de la peau au préalable. Afin d'obtenir une bonne qualité du signal EMG, l'impédance de la peau doit être considérablement réduite. A cet effet, les cellules mortes de la peau par exemple cheveux doit être complètement enlevé de l'endroit où les électrodes EMG doivent être placées. Il est conseillé d'utiliser un gel abrasif pour réduire la couche sèche de la peau. Il ne faut pas humidifier la peau. La peau doit être nettoyée avec de l'alcool pour éliminer toute l'humidité ou de sueur sur la peau. [10]

### **I.3.13.propriétés du signal EMG :**

Avant de passer à la phase d'acquisition, il est très important de se familiariser avec le signal EMG et connaître les différentes préoccupations et les facteurs qui peuvent affectant la qualité de signal EMG.

L'amplitude du signal EMG se situe entre 1-10 mV, ce qui en fait un signal considérablement faible. Ainsi le signal se situe dans la gamme de fréquences de 0 à 500 Hz, il est plus dominant dans l'intervalle de 50 à 150Hz. Le signal EMG est fortement influencé par les bruits.

Le bruit électrique peut être causé par diverses sources. Le bruit ambiant peut être causé par des sources de rayonnement électromagnétique, par exemple appareils de transmission radio, les lampes fluorescentes peuvent Interférences sur la carte électronique à partir des fils électriques. Ces interférences sont presque impossibles d'éviter par des moyens externes. Ce bruit particulier existe dans la gamme de fréquences de 50 ou 60 Hz. Le bruit peut aussi être produit à partir de l'artefact de mouvement, le mouvement du câble d'électrode se trouve principalement dans la gamme de 0-20Hz. Il peut être éliminé à l'aide d'une série appropriée de l'équipement et de circuit EMG. [24]

### **I.3.14. L'électromyogramme d'un sujet normal :**

Les PAs (potentiels d'action) d'un muscle normal enregistré lors de la contraction volontaire présentent les caractéristiques suivantes :

**1. la morphologie normale (forme de PAUM) :** elle est mono-bi ou triphasique et peut être polyphasique (Il est admis qu'il existe environ 10 % de potentiels polyphasiques dans un électromyogramme normal). La forme des potentiels varie également en fonction du muscle et de l'âge (les potentiels sont plus fréquemment polyphasiques chez le nourrisson et chez le sujet âgé).

**2. Durée normale :** elle est de l'ordre de 3 à 5 ms, varie en fonction du muscle exploité (plus brève dans les muscles qui sont constitués de petites et nombreuses UM)

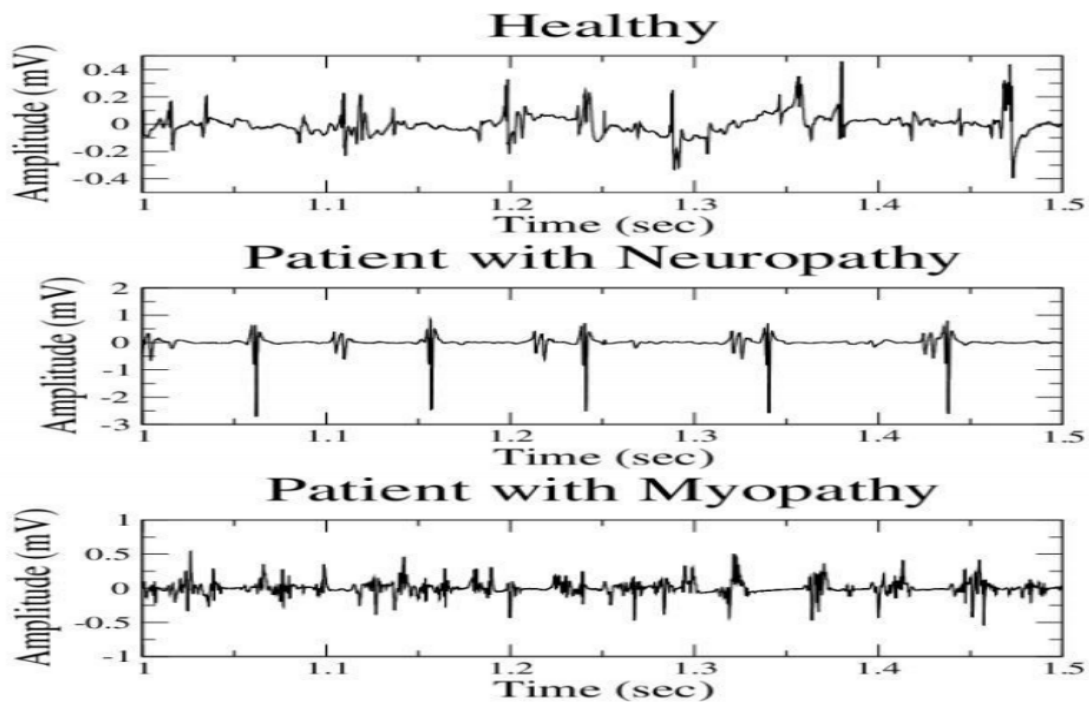
**3. Amplitude normale de PAUM :** est également conditionnée par la taille des unités motrices. Elle varie entre 200 microvolt à 1mV [30], peut atteindre 2 mV[32][33].

**4. Richesse des tracés[33] :**

- **Au repos :** Il n'existe aucune activité électrique. C'est ce qu'on appelle le « silence électrique ». Le tracé normal de repos se limite à la ligne de base.
- **Contraction volontaire :** Au cours d'une contraction volontaire de force croissante, on voit le tracé électromyographique se « compliquer » de plus en plus. On peut distinguer trois stades :
  - a) **contraction faible:** On obtient ce qu'on appelle un « tracé simple ». Il est formé d'un seul potentiel bien individualisé correspondant à une seule UM en activité. Ce potentiel se répète identique à lui-même. Son enregistrement permet l'étude précise de sa forme, de son amplitude, de sa durée, de sa fréquence.
  - b) **Contraction modérée :** On obtient ce qu'on appelle un « tracé intermédiaire ». Il devient de plus en plus difficile de reconnaître chaque PAUM. En effet, l'activité électromyographique, à ce stade, correspond à deux phénomènes : le recrutement de nouvelles unités motrices (sommation spatiale) ; et l'accélération de la fréquence de décharge des unités motrices (sommation temporelle).

- c) **Contraction maximale** : L'amplitude augmente et peut atteindre 10 mV. On obtient ainsi un tracé de type « interférentiel » comparable à un tracé d'électromyographie globale (de surface) ; et la décomposition des PAUMs à partir du signal EMG obtenue devient plus difficile.

**Remarque** : si le potentiel d'action d'unité motrice (PAUM) a un aspect polyphasique, avec une durée réduite et une faible amplitude on peut dire que le patient souffre d'une myopathie, et si les potentiels obtenus sont d'amplitudes anormalement grandes et anormalement longues (longue durée) on confirme alors la présence d'une neuropathie [32][33-34]. Ceci est bien illustré sur la Figure I.22.



**Figure I.22.** Tracés du signal EMG normal et pathologique : le premier signal obtenu d'un patient sain, le deuxième signal d'un patient avec neuropathie et le troisième d'un cas atteint de myopathie [35]

### **Conclusion :**

Dans ce premier chapitre, des connaissances de base sur l'électromyographie et le signal EMG ont été présentées, enrichies par quelques notions et connaissances anatomiques et physiologiques importantes concernant les muscles et leur fonctionnement.

Ainsi, ce chapitre permet d'avoir une bonne compréhension sur l'anatomie et la contraction musculaire, la génération des potentiels d'action des unités motrices PAUM, ainsi que sur la génération du signal EMG.

Le chapitre suivant sera consacré sur l'étude des différents étages électriques nécessaires pour une bonne détection de ce signal EMG comme l'amplification et le filtrage.

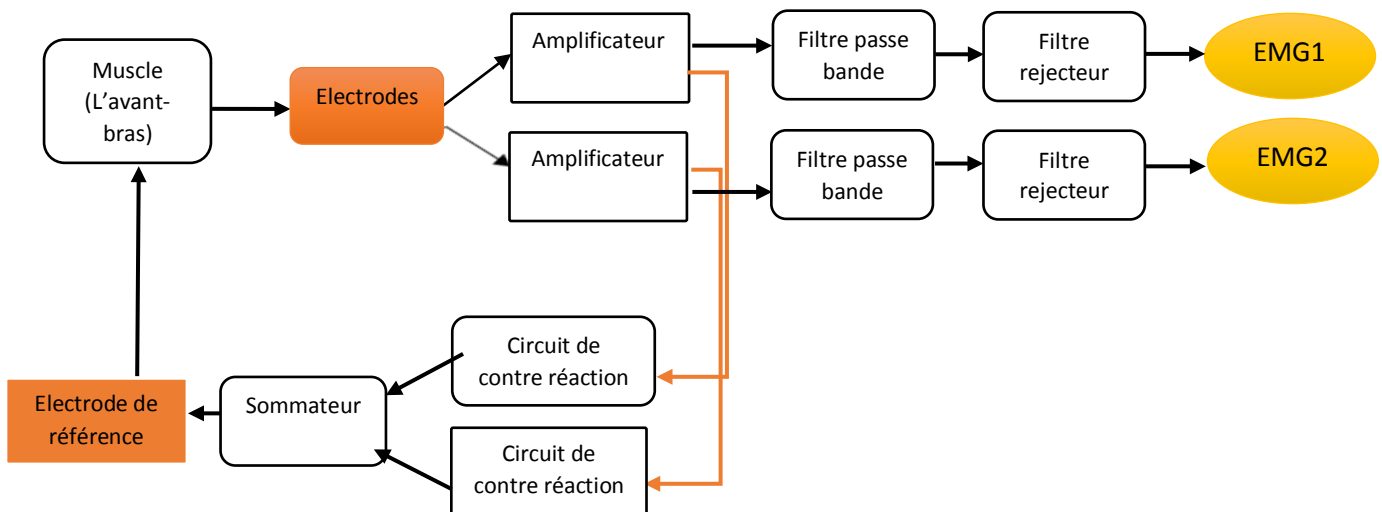
### Introduction :

L'objectif global de ce chapitre consiste à faire une étude théorique et une réalisation pratique de chacun des différents étages électriques nécessaires pour une meilleure conception de notre circuit pour une détection optimale du signal électromyogramme EMG.

Ainsi, dans ce chapitre une section d'étude pratique détaillée du dispositif qu'on veut réaliser est faite. Cette étude pratique est menée par un ensemble de tests sur les différents blocs constituant notre dispositif.

### II .1.Schéma bloc :

Un schéma fonctionnel général des différentes étapes de la détection du signal EMG est présenté à l'organigramme suivant :



**Figure II.1 Schéma bloc du dispositif**

Les signaux électriques musculaires sont recueillis à partir d'électrodes placées sur le muscle. Les signaux que l'on veut visualiser sont généralement de quelques microvolts et sont mesurés par rapport à une électrode dite de référence. Celle-ci est placée dans un endroit précis sur le corps, il s'agit donc de mesurer le potentiel de chaque électrode par rapport à celle de référence.

La mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire;
- La distance de l'électrode du secteur actif de muscle;
- Les propriétés du tissu (par exemple épaisseur de la peau);
- Les propriétés des électrodes et des amplificateurs;
- La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau.

### II .1.1.Le capteur (Les électrodes de détection) :

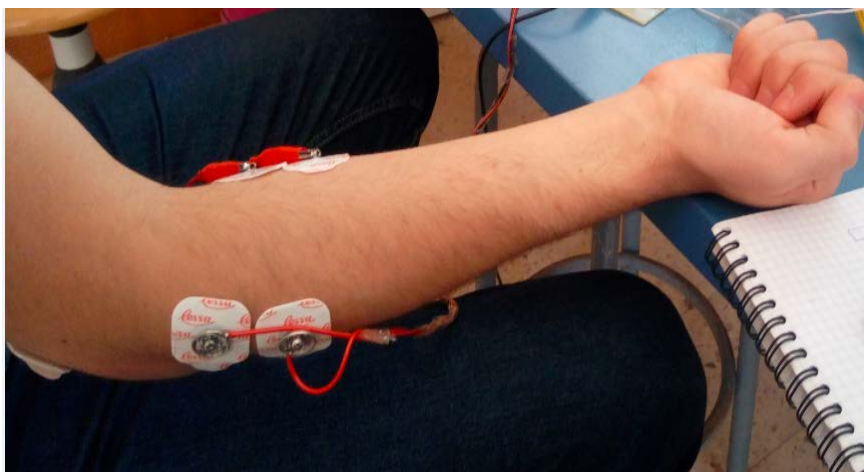
L'électrode constitue le premier élément de la chaîne de mesure électrophysiologique. Elle est directement mise en contact avec le milieu biologique. La mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau.

Les électrodes utilisées dans notre mémoire sont des électrodes couramment utilisées pour la détection des signaux électrophysiologiques comme l'électrocardiogramme. Ces électrodes sont largement disponibles dans le marché. Il s'agit d'électrodes jetables de type Argent / Chlorure d'argent (Ag/AgCl) de 15mm de diamètre sous forme de patches comme illustré dans la figure II.2.



**Figure II.2.Électrodes de surface (patches)**

La préparation du positionnement des électrodes doit se faire soigneusement afin de minimaliser la résistance entre la peau et l'électrode. Sur la figure II.3, nous pouvons voir un exemple sur comment placer ces électrodes.



**Figure II.3.positionnement des électrodes**



### ❖ Impédance de la peau :

L'interface électrode/peau a une impédance qui dépend de plusieurs facteurs :

- L'épaisseur de la peau.
- Le nettoyage de la peau (enlever la graisse ou l'huile et la peau morte-les cellules épithéliales mortes).
- L'aire de la surface des électrodes.
- La température de la pâte ou du gel électrolytique et de la peau. Avec l'exercice ou avec plusieurs répétitions d'un mouvement la chaleur de la pâte ou gel de la peau change.

Avec l'utilisation des électrodes de surface, il est possible de réduire au maximum la valeur de cette impédance électrode-peau pour une meilleure détection du signal EMG.

### II.1.2.Amplification :

Puisque le signal d'entrée issu des électrodes, est de l'ordre de quelques microvolts (environ 10  $\mu\text{V}$ ) à quelques millivolts (3mV) tel il est superposé sur une tension en mode commun, on a utilisé un amplificateur d'instrumentation qui est très précis et possède un bon taux de réjection du mode commun ce qui assure que cet étage est de haute qualité.

#### II.1.2.1.L'amplificateur d'instrumentation :

L'amplificateur d'instrumentation est un composant à gain en tension différentielle qui amplifie la différence entre les tensions appliqués à ses deux bornes d'entrée. Sa fonction principale est d'amplifier les petits signaux, superposés à des tensions communes élevées. Cet amplificateur possède des caractéristiques importantes comme :

- une impédance d'entrée élevée,
- un fort rejet en mode commun,
- un faible décalage de sortie
- une faible impédance de sortie.

Un amplificateur d'instrumentation de base comprend trois amplis-op et quelques résistances. Le gain en tension est déterminé par une résistance externe  $R_G$ .

Un amplificateur d'instrumentation de base est illustré dans la figure (II.4) Les amplis-op 1 et 2 forment des configurations sans inversion fournissant une impédance d'entrée et un gain en tension élevés.

Le troisième est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire. La résistance  $R_G$  détermine le gain et elle peut être branchée de façon externe comme illustrée sur la figure ci-dessous :

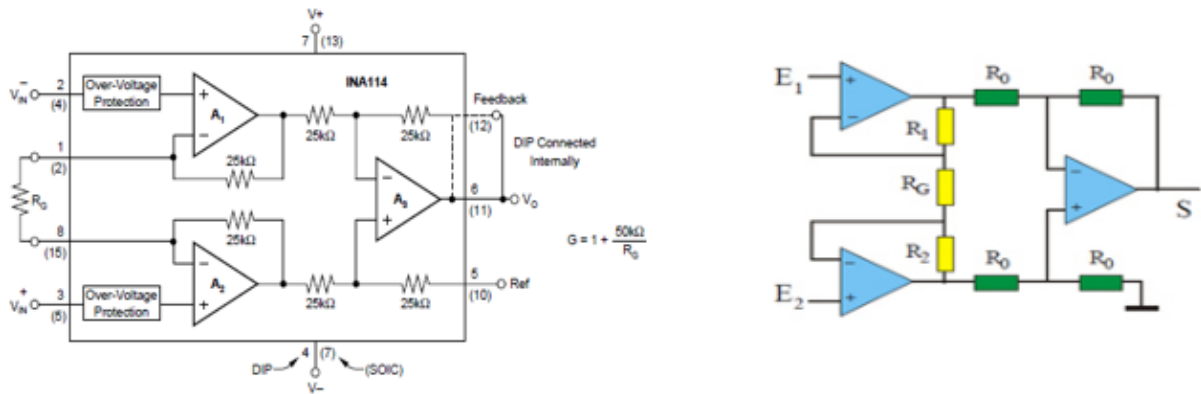


Figure II.4. Schéma d'un amplificateur d'instrumentation.

La tension de sortie est donnée par la relation suivante :

$$V_s = \left(1 + \frac{R_1 + R_2}{R_G}\right) (E_1 - E_2)$$

Si  $R_1 = R_2 = R$

Alors le gain en boucle fermé est donné par :

$$A = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right)$$

### II.1.2.2. Décomposition de l'amplificateur d'instrumentation :

L'amplification différentielle peut réaliser à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs classiques et de quelques résistances.

#### a) Première étage (préamplificateur):

Le préamplificateur représente la pièce la plus importante de l'amplificateur d'instrumentation elle-même puisqu'il prépare le gain réglable pour la qualité de notre signal EMG. Avec une impédance d'entrée très importantes. (Figure II.5)

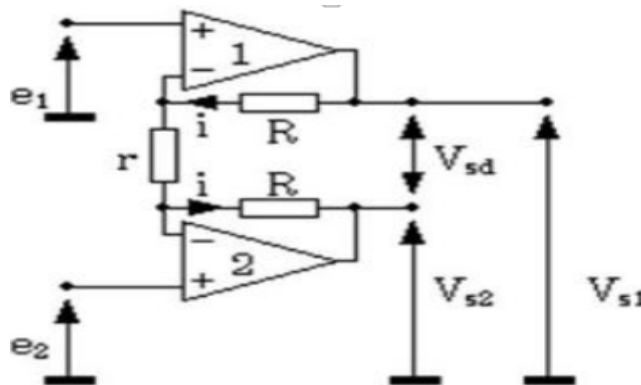


Figure II.5. Montage de préamplificateur.

Nous avons : (on considère les Amplificateurs Opérationnel est idéal)

$$\mathbf{e_1 - e_2 = rI}$$

$$\mathbf{V_{sd} = (2R + r)I}$$

$$\mathbf{V_{sd} = (e_1 - e_2) \left( \frac{2R + r}{r} \right)}$$

La tension de mode commun a l'entrée de montage est :

$$\mathbf{V_{mce} = \frac{e_2 + e_1}{2}}$$

D'autre part, le mode commun en sortie vaut :

$$\mathbf{V_{mcs} = \frac{Vs_1 + Vs_2}{2}}$$

On peut calculer les valeurs de Vs1 et Vs2 facilement :

$$\mathbf{V_{s1} = e_1 + Ri}$$

$$\mathbf{V_{s2} = e_2 - Ri}$$

On peut déduire la valeur de la tension de mode commun en sortie Vmcs :

$$\mathbf{V_{mcs} = \frac{Vs_1 + Vs_2}{2} = \frac{e_2 + e_1}{2} = V_{mce}}$$

Pour mieux voir le phénomène, on peut aussi raisonner sur une échelle des potentiels croissants.  
(Figure II.6)

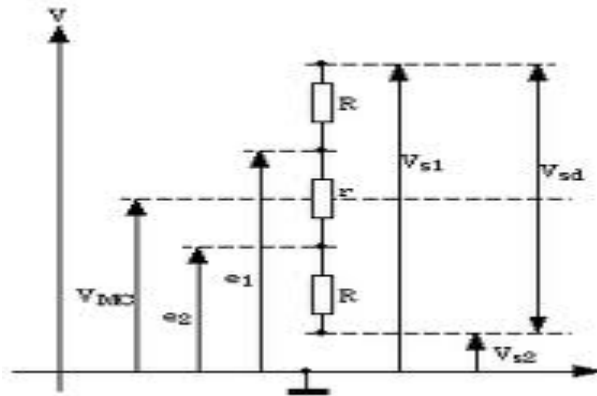


Figure II.6. Echelle des potentiels croissants.

Sur graphique, il apparait donc clairement que le potentiel de mode commun est le même à l'entrée et à la sortie du montage. En fait, il faut remarquer que si la tension de mode commun n'a pas bougé, la tension différentielle (le signal utile EMG) a été amplifiée du facteur  $(2R+r)/r$ , qui peut être très élevé. Pour rendre ce montage utilisable, il va falloir se débarrasser du mode commun, et référencer le signal de sortie  $V_{sd}$  à la masse. On va le faire très simplement en ajoutant un montage différentiel classique en première étape.

**b) Deuxième étage (Amplificateur différentiel):**

La bipolarité désirée apparait comme tension entre les deux bornes entrées de l'amplificateur différentiel et désigné sous le nom de signal différentiel. La tâche principale de l'amplificateur différentiel est de rejeter la tension de mode commun créée par les interférences. Le montage est représenté ci-dessous :

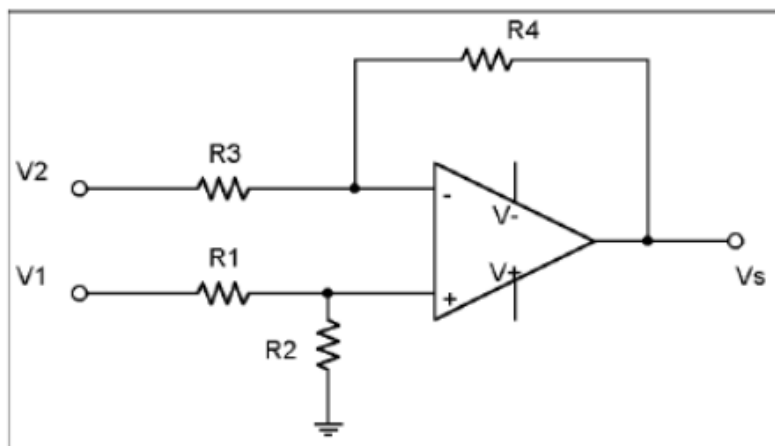


Figure II.7. L'amplificateur de différence.

Dans le cas où l'on considère l'Aop comme parfait, nous pouvons écrire, au niveau des tensions d'entrée de l'Aop :

$$V^+ = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_1 \quad \text{et} \quad V^- = \frac{R_4 V_2 + R_3 V_s}{R_3 + R_4}$$

Comme l'Aop est en contre réaction négative (régime non saturé) :  $V^+ = V^-$

Soit pour la tension de sortie :

$$V_s = \frac{1}{R_3} \left[ \frac{R_3 + R_4}{R_1 + R_2} R_2 V_1 - R_4 R_2 \right]$$

Ainsi si l'on souhaite avoir un amplificateur différentiel « parfait », en prenant  $R_1 = R_3$  et  $R_2 = R_4$ , on obtient :

$$V_s = \frac{R_2}{R_1} (V_1 - V_2)$$

Donc un gain différentiel :

$$G_d = \frac{R_2}{R_1}$$

Mais il faut noter que le réglage du gain n'est pas possible directement car il nécessite la modification de deux résistances qui doivent rester rigoureusement identiques.

### **II.1.3. Circuit amplificateur réalisé :**

Concernant notre réalisation, la détection du signal EMG a été faite par l'amplificateur d'instrumentation de type AD620. C'est un amplificateur d'instrumentation conçu en un seul circuit intégré et qui possède toutes les caractéristiques nécessaires pour une bonne amplification de signaux.

Les caractéristiques de cet amplificateur sont :

- Un excellent taux de réjection du mode commun (100 dB).
- Déjà composé de trois amplificateurs opérationnels avec des résistances internes de haute précision.
- Gain ajustable avec une seule résistance (maximum de 10 000)

Étant donné que le signal est faible, il est important de choisir un bon gain.

Donc, le gain est réglé à partir d'une résistance branchée à l'extérieur, allant de 2 jusqu'au 10000.

Pour la détection du signal EMG, la résistance  $R_G = 220\Omega$  nous a permis d'avoir un gain de 100.

### II.1.4.Circuit de la rétroaction négative :

Nous avons inséré un circuit de rétroaction négative avec l'étage amplificateur, dont le but est d'inverser l'interférence en mode commun provoquée par les électrodes, et de l'injecter dans le corps du patient. Le gain approprié est entre 30 à 50 selon les recommandations de l'AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation). Alors, la sortie de cet amplificateur est connectée à l'électrode de référence.

L'implémentation de cette boucle permet de porter le potentiel de mode commun, l'inverser et le maintenir. Cela, pour essayer d'induire un courant opposé à celui circulant à travers le corps provoquant le bruit. Mais, il existe toujours une petite phase résiduelle entre le bruit existant dans le corps et le courant qui l'oppose, ce qui laisse circuler un petit signal de bruit. Il peut provenir du couplage capacitif entre l'alimentation et les câbles des électrodes.

En fait, l'avantage est que cette boucle de rétroaction ne présente pas un chemin de faible impédance vers la masse de l'électrode de référence.

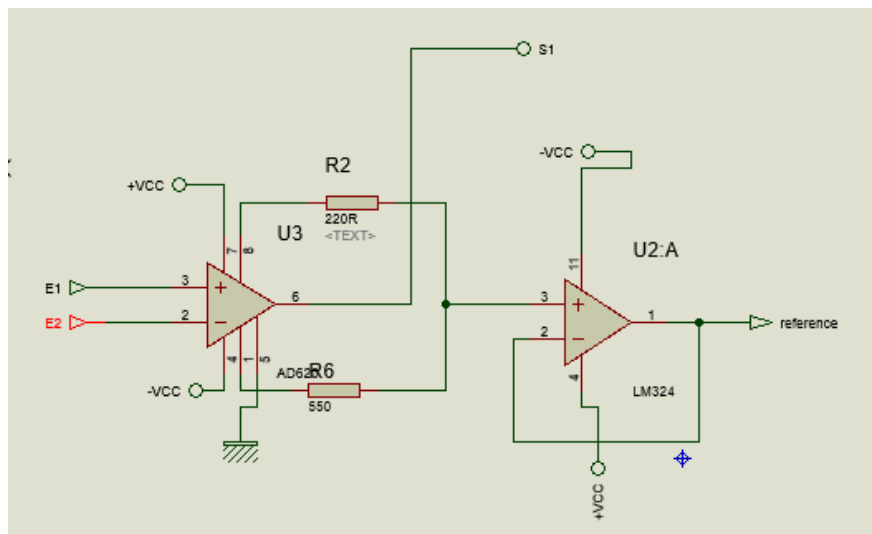


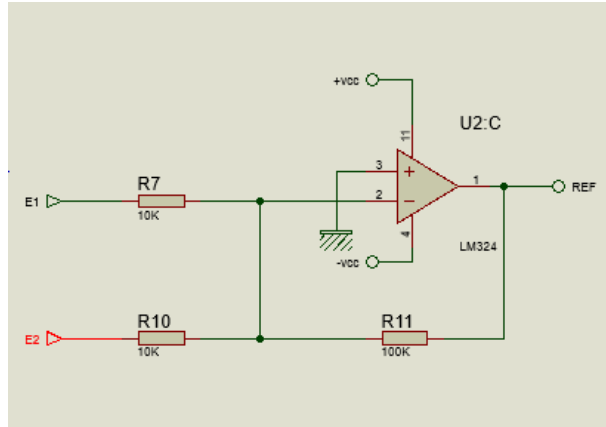
Figure II.8. Schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation.

### II .1.5.Circuit du sommateur :

Nous avons utilisé un circuit sommateur dans notre circuit de contre réaction dans le but d'obtenir un seule électrode de référence pour les deux chaines du signal EMG.

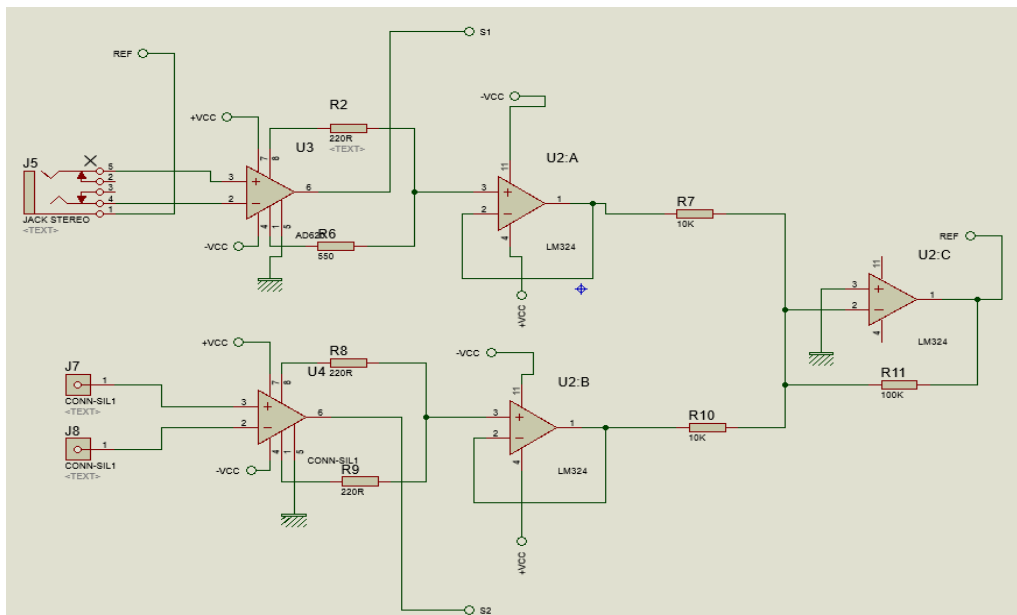
Voici le schéma électrique du sommateur que nous avons utilisé et qui illustré dans la figure suivante :





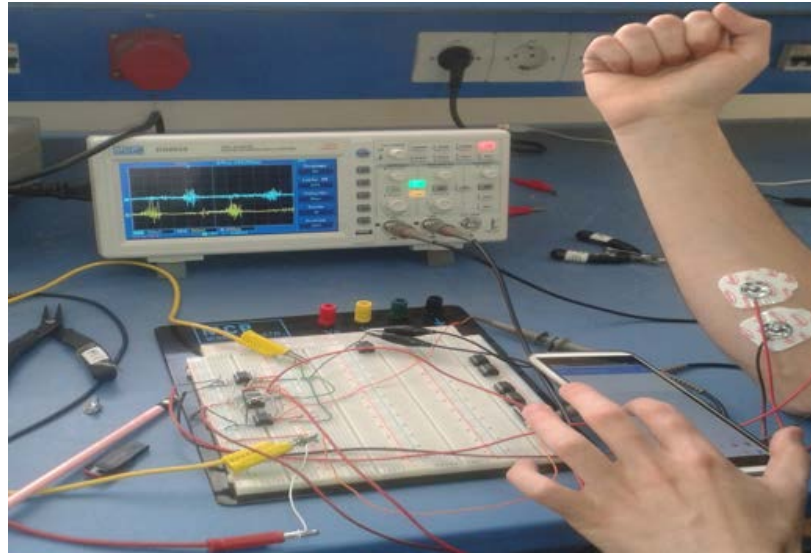
**Figure II.9 .le schéma électrique du sommateur**

La figure suivante Fig.II.10 représente le schéma électrique global de deux chaines utilisées pour la récupération des deux EMG :



**Figure II.10.Schéma électrique de deux chaines de signal EMG**

La réalisation de l'étage d'amplification sur la plaque d'essai ainsi que les tests faits au laboratoire sont illustrés sur la figure II.11



**Figure II.11. Circuit sur plaque d'essai de deux chaînes de signal EMG**

### **II.1.6. Le circuit de Filtrage :**

#### **II.1.6.1. Généralités :**

Les signaux électrophysiologiques qu'on étudie sont toujours plus au moins affectés par des signaux parasites ne provenant pas des muscles. De plus, la peau atténue le signal dans le cas des EMG de surface. Elle empêche d'avoir un signal propre à l'activité du muscle à mesurer, on distingue collectivement ces parasites sous le terme de bruit. La possibilité de réaliser un enregistrement dépend de la possibilité d'amplifier sélectivement le signal intéressant, tout en rejetant le bruit parasite non désiré.

Les fréquences de bruit contaminants le signal utile EMG peuvent être élevés ou basses tel que les bruits causée par de décalages de DC de l'amplificateur, dérive de la sonde sur la peau et les fluctuations de température ; ces derniers peuvent être éliminés en utilisant un filtre passe-haut, tandis que les bruits à haute fréquence qui sont causés par la conduction nerveuse et les interférences haute fréquence de la radio émissions, ordinateurs, téléphones cellulaires, ...etc., peuvent être supprimés à l'aide d'un filtre passe-bas.

#### **II.1.6.2. Définition du filtrage :**

Un filtre est un dispositif qui laisse passer certaines composantes fréquentielles et en arrête d'autres. Un filtre est un quadripôle transmettant un signal sans atténuation ou avec une atténuation de valeur donnée dans une bande de fréquence déterminée, donc un filtre est un circuit linéaire dont le comportement dépend de la fréquence.

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques, qui modifient son spectre de fréquence et/ou sa phase et donc sa forme temporelle.

#### **❖ Source du bruit du signal EMG :**

En général, il existe 3 types de bruits qui doivent être minimisé pour l'EMG.

### ▪ **Bruit bioélectrique**

Bruit produit par le sujet (les fonctions biologiques) :

- Battement de cœur, respiration
- élimination avec un bon placement d'électrode

### ▪ **Bruit d'équipement**

Bruits dus au mouvement des fils, des électrodes, de la peau et des amplificateurs :

- Les bruits de câbles sont de basses fréquences (10-20 Hz), donc un filtrage à 20 Hz les éliminent
- Les bruits d'amplificateurs sont de hautes fréquences et peuvent se retrouver dans la partie supérieure du spectre de fréquence du signal EMG (filtre passe-bas).

### ▪ **Bruit externe**

Toutes interférences électriques et électromagnétiques :

- Le plus commun est le 50 Hz ou 60 Hz.

## **II.1.6.3. Type des filtres :**

On classe les filtres en deux grandes familles : numérique et analogique. Dans notre travail, on s'intéresse à réaliser un filtre analogique.

Les filtres analogiques se divisent eux même en deux classes :

### ❖ **Les filtres passifs :**

Ils sont constitués au moyen uniquement de résistance, inductance et capacités. Très utile pour le filtrage antiparasite des lignes d'alimentation. Généralement, ils sont utilisés pour les filtrages hautes fréquences et basses fréquences.

L'inconvénient d'utiliser des inductances est qu'elles de tailles importantes, donc encombrantes et chères.

### ❖ **Les filtres actifs :**

Qui utilisent pour leur réalisation des résistances, des capacités et des amplificateurs. En générale, ils n'emploient pas d'inductances. Ils sont parfaitement adaptés au domaine des basses et très basses fréquences, leur emploi aux fréquences élevées est limité par les performances dynamiques de l'amplificateur opérationnel.

Les impédances associées permettent de réaliser un filtre 1 ou 2. En fait, la mise en cascade de cellules de ces types permet à priori la réalisation de filtre d'ordre K quelconque.

### II.1.6.4. Réponse du filtre

Le filtre idéal permet de transmettre sans distorsion une partie du spectre (bande passante) et bloque toutes les autres parties (bande coupée), avec un passage abrupt (discontinuité) entre ces deux parties.

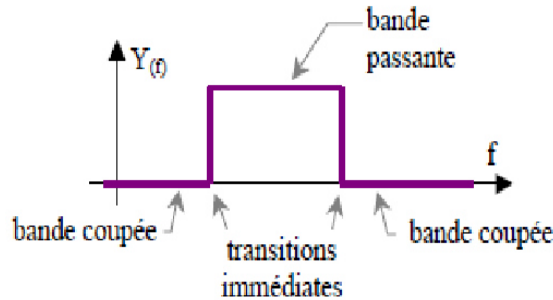


Figure II.12. Réponse du filtre.

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert  $T(j\omega)$  déterminant le rapport  $V_s/V_e$  des tensions d'entrée et de sortie et sa fréquence de coupure. On définit la fréquence de coupure  $f_c$  d'un système comme étant celle pour laquelle le gain maximum en tension est divisée par  $\sqrt{2}$ .

$$G(f_c) = G_{max}/\sqrt{2}$$

Or  $\log\sqrt{2}=0.1505 \approx 3/20$ . On peut donc aussi définir la fréquence de coupure comme la fréquence qui correspond à une diminution de 3dB du gain maximum.

$$G'(f_c) = (G_{max} - 3dB)$$

Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence. Donc, les filtres peuvent être classés en 4 types.

### II.1.6.5. Catégories des filtres

Il existe différentes catégories de filtres selon l'allure de leur courbe de réponse en fréquence :

#### Filtre passe-bas :

Il laisse passer toutes les fréquences entre la fréquence nulle et la fréquence de coupure  $f_c$  et atténue toutes les fréquences supérieures à celle-ci. Avec un filtre passe-bas, les fréquences comprises entre la fréquence nulle et  $f_c$  forment la bande passante du filtre (BP).

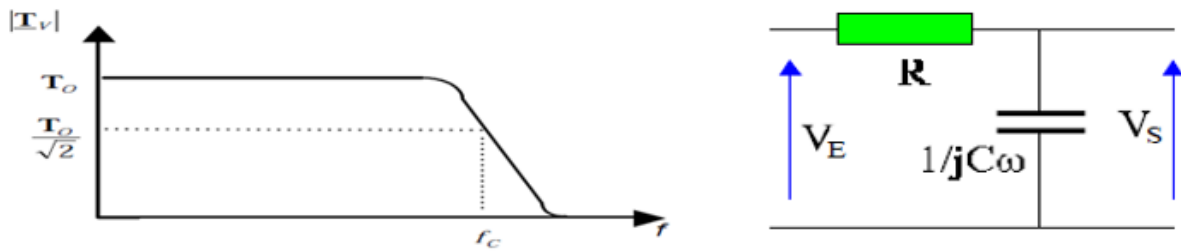


Figure II.13. Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas

$$\frac{V_s}{V_E} = \frac{1}{1 + jRC\omega}$$

On pose  $\omega_c = 1/RC$  et  $X = \omega/\omega_c$

La fonction de transfert du quadripôle devient :

$$\frac{V_s}{V_E} = \frac{1}{1 + j(\omega/\omega_c)} = \frac{1}{1 + jX}$$

**Filtre passe-haut :**

Il atténue toutes les fréquences entre la fréquence nulle et la fréquence de coupure  $f_c$  et laisse passer toutes les fréquences supérieures à celle-ci. Avec un filtre passe-haut, les fréquences comprises entre la fréquence de coupure  $f_c$  et la fréquence infinie forment la bande passante du filtre.

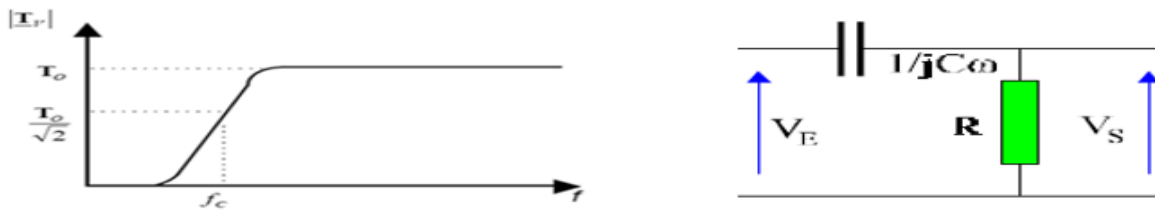


Figure II.14. la Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut

$$\frac{V_s}{V_E} = \frac{jRC\omega}{1 + jRC\omega}$$

On pose  $\omega_c = 1/RC$  et  $X = \omega/\omega_c$

La fonction de transfert devient :

$$\frac{V_s}{V_E} = \frac{j(\omega/\omega_c)}{1 + j(\omega/\omega_c)} = \frac{jX}{1 + jX} = \frac{1}{1 - j/X}$$

❖ **Filtre passe- bande :**

Ce filtre ne laisse passer qu'une bande de fréquences.

Il possède deux fréquences de coupure :

- la fréquence de coupure basse  $f_{C2}$ .
- et la fréquence de coupure haute  $f_{C1}$ .

La bande passante est égale à  $f_{C2} - f_{C1}$

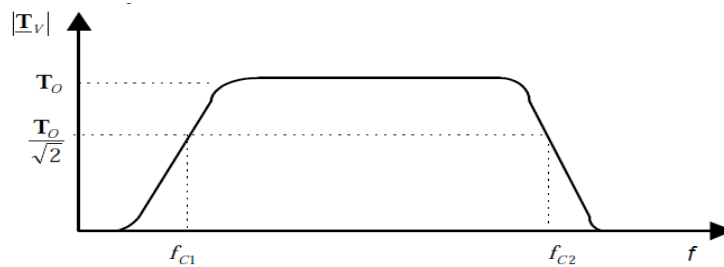


Figure II.15 Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bande

**Filtre rejeteur :**

Un filtre réjeteur est un filtre coupe bande, il empêche le passage d'une seule fréquence. Cependant le voisinage de cette fréquence filtrée est relativement atténué en Comparaison à la bande passante.

Le filtre coupe bande est composé d'un filtre passe haut et d'un filtre passe bas dont les fréquences de coupure sont souvent proches mais différentes, la fréquence de coupure du filtre passe-bas est systématiquement inférieure à la fréquence de coupure du filtre passe-haut.

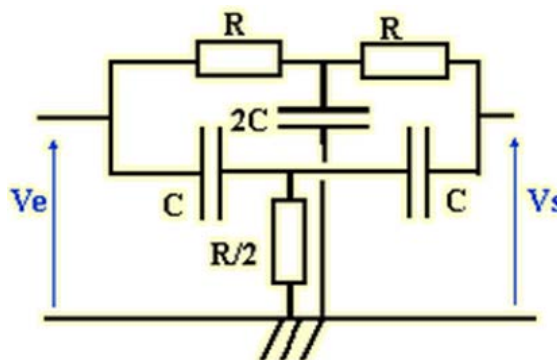


Figure II.16. Filtre rejeteur passif

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$V_s = \frac{(1 - R^2 C^2 \omega^2)}{(1 + 3RC\omega + R^2 C^2 \omega^2)} V_e$$

Alors le gain de ce circuit est donné par :

$$G = \frac{(1 - R^2 C^2 \omega^2)}{(1 + 3RC\omega + R^2 C^2 \omega^2)}$$

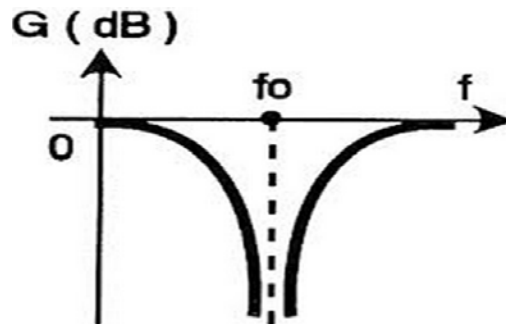


Figure II.17. Réponse fréquentielle d'un filtre rejeteur

### II.1.6.6. Familles des filtres :

Les filtres les plus utilisés sont ceux dont l'atténuation  $A(\omega)$  est un polynôme d'ordre  $k$ . Plus l'ordre  $k$  d'un filtre est élevé, plus sa fonction de transfert est proche de celle du filtre idéal, mais plus  $k$  est élevé plus sa réalisation devient complexe.

Les diverses familles de filtres portent les mêmes noms que les polynômes utilisés pour définir leur atténuation  $A(\omega)$ .

- ❖ **Les filtres de Butterworth :** ils sont caractérisés, pour un ordre  $K$  donné, par la réponse la plus uniforme dans la bande passante. Le module de l'atténuation d'un filtre passe-bas d'ordre  $k$  a pour expression :

$$|A(F)| = \sqrt{1 + \left(\frac{F}{F_0}\right)^{2K}}$$

#### **Les avantages :**

- courbe de réponse très plate à l'origine, amplitude régulière en bande passante
- bon temps de propagation de groupe
- calculs faciles



### II.1.7.Circuit électronique réalisé :

L'énergie utile du signal EMG est comprise dans la bande passante 0-500 Hz; notre filtre est donc constitué d'un filtre passe haut avec une fréquence de coupure de 0,159 Hz et d'un filtre passe bas d'une fréquence de coupure de 600 Hz. Il est préconisé d'utiliser un filtre passif le cas du passe haut et un filtre passe bas qui est sous forme de filtre actif du quatrième ordre de configuration Butterworth de structure de Sallen& Key.

#### II.1.7.1.Filtre passif passe-haut :

Ce filtre est constitué d'une capacité de **1 $\mu$ f** et une résistance de **1M $\Omega$** (voir figure II.18.)

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 10^{-6} * 10^6} = \frac{1}{2\pi} = 0,159 \text{ hz}$$

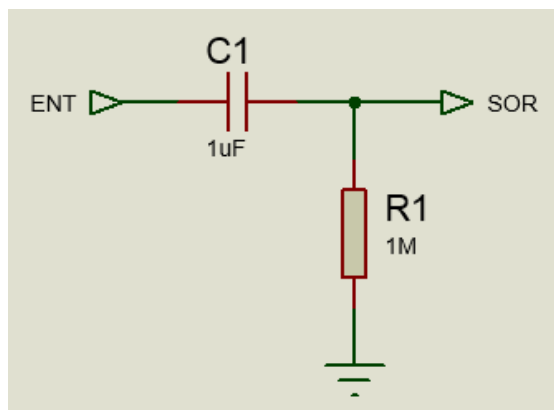


Figure II.18. Schéma électrique du filtre passe-haut sous ISIS

La fréquence de coupure de ce filtre est approximativement de 0.159Hz.

#### II.1.7.2. Filtre actif passe-bas de structure de Sallen Key :

Le schéma électrique du filtre passe-bas du quatrième ordre de configuration Butterworth et de structure de Sallen& Key qu'on a utilisé est montré dans la figure suivante :

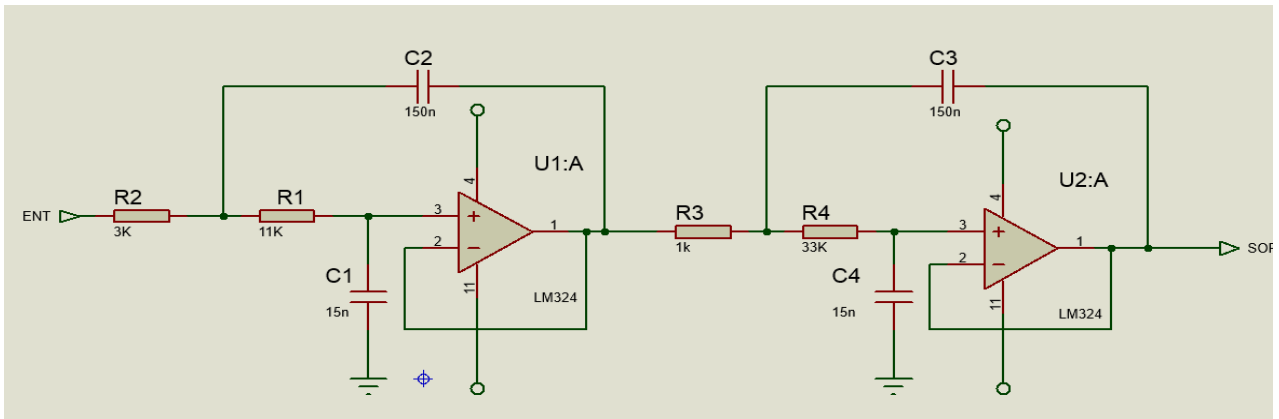


Figure II.19. Schéma électronique du filtre passe bas

La réponse fréquentielle du filtre que nous avons utilisé est illustrée dans la figure II.20 suivante :

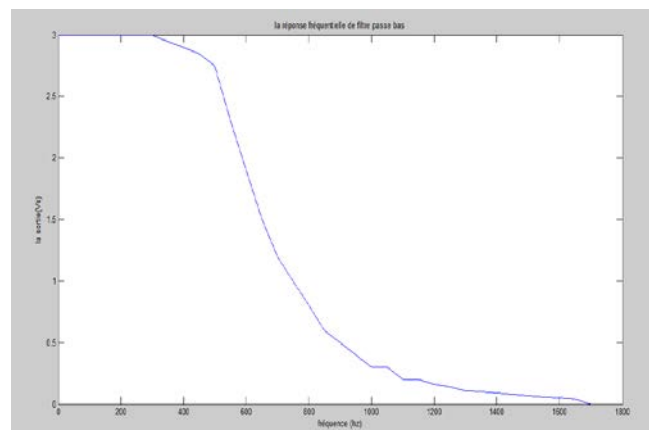
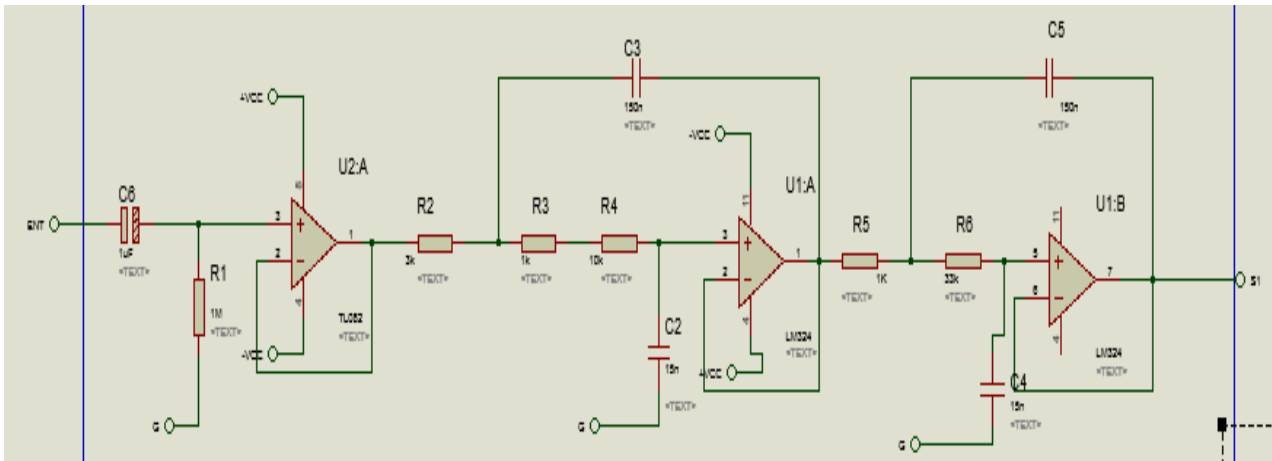


Figure II.20 Réponse de filtre passe bas

Afin d'avoir un transfert maximal d'énergie, et une meilleure adaptation d'impédance entre les étages successives, un Suiveur de tension a été intercalé entre le filtre passe haut et le filtre passe bas comme illustré dans II.21

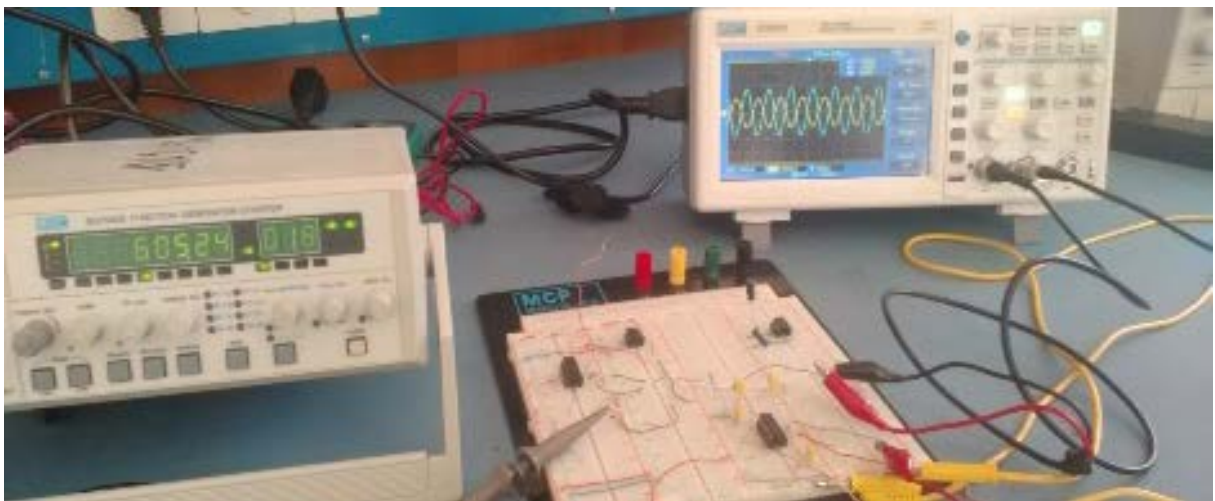


**Figure II.21 Schéma électrique du filtre passe bande**

La figure II.22 illustre les tests pratiques de notre filtre passe bande sur les fréquences (200, 600, et 900 Hz). Nous pouvons remarquer que la fréquence 900 Hz est bien filtrée par notre filtre (figure II.22.C) ainsi que pour la fréquence 200 Hz qui passe bien à travers le filtre. Pour la fréquence 600 Hz, nous remarquons une atténuation du signal d'entrée qui correspond à la chute de (-3db) puisque c'est la fréquence de coupure de notre filtre.



(a)



(b)



(c)

Figure II.22. Le circuit réalisé sur la plaque d'essai du filtre passe bas : (a) 200Hz, (b) 600Hz et (c) 900 Hz.

**II.1.7.3. Filtre rejeteur de 50 Hertz :**

Le filtre réjeteur présenté dans la figure II.16 est aussi utilisé dans notre étage de filtrage. Sa réalisation pratique avec les tests sont illustré sur la figure II.23 suivante. Ce filtre nous permet d'éliminer la fréquence 50 Hz qui est la fréquence du réseau d'alimentation et qui elle prédomine le signal mesuré.

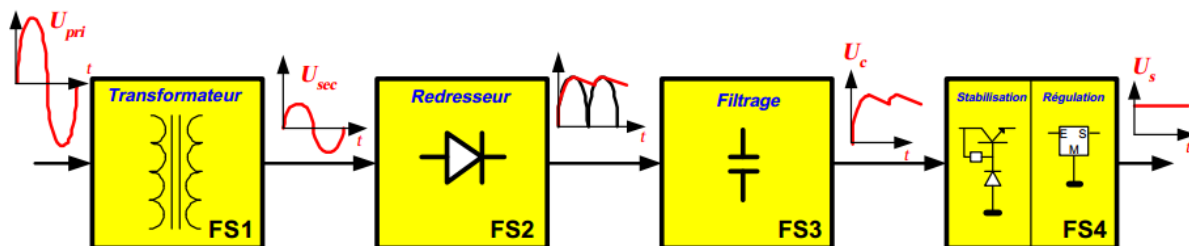


Figure II.23 Circuit réalisé sur la plaque d'essai du filtre Rejeteur de 50Hz

**II.1.8.L'alimentation régulée :**

Une alimentation est un montage transformant la tension alternative du secteur en une tension continue basse tension. Une alimentation secteur est composée d'un transformateur, d'un redresseur, d'un filtre et d'une stabilisation/régulation selon les besoins. Nous allons étudier les différents composants d'une alimentation

❖ **Schéma fonctionnel.**



**ENTREE :**

$U_{pri}$  : tension secteur sinusoïdale **alternative**  
230 Veff, 50Hz

**SORTIE :**

$U_s$  et  $I_s$  : tension et courant **CONTINUS.**

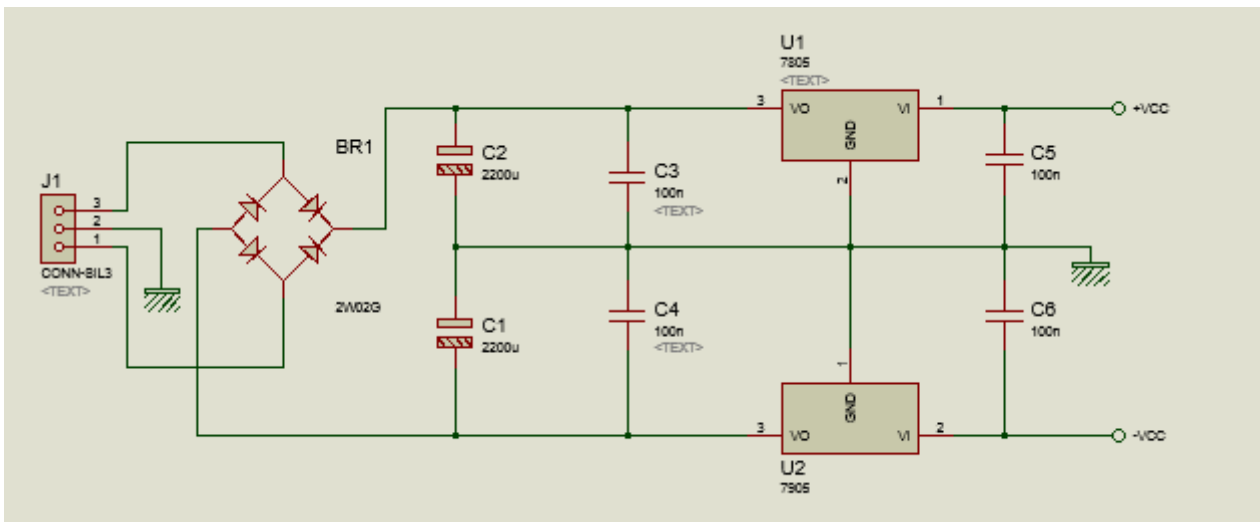
Figure II.24 Schéma fonctionnel de l'alimentation stabilisée

❖ Fonctions des structures associées :

Transformateur	Redresseur	Filtre	Régulateur
<i>Diminue l'amplitude de la tension secteur.</i>	<i>Convertit une tension alternative en une tension unidirectionnelle</i>	<i>Stocke l'énergie de façon à lisser la tension de sortie du redresseur.</i>	<i>Stabilise la tension et le courant de sortie de manière à les rendre <b>CONSTANTS</b> (continus).</i>

**Tableau II.1.Fonction des structures de l'alimentation**

Le schéma électrique de l'alimentation réalisé est illustré dans la figure suivante :



**Figure II.25.Schéma électrique de l'alimentation**

### II.1.8.Circuit d'alimentation par le port USB

N'importe quelle carte électronique nécessite une source d'énergie pour qu'elle puisse fonctionner normalement, soit par une alimentation stabilisée ou une alimentation isolée pour éviter les effets du bruit du secteur (50 Hz).

Les circuits intégrés nécessitent une alimentation symétrique (+Vcc et -Vcc), pour cela on a utilisé un port USB qui assure l'alimentation positive, la tension négative est obtenue par l'intermédiaire du circuit intégré ICL7660 dont on injecte à son entrée la tension positive provenant du port USB comme illustré sur la figure II.26

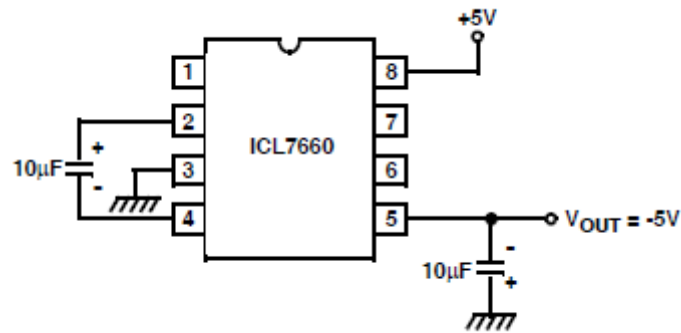


Ce mode d'alimentation nous permet d'avoir un système autonome et portatif puisque la carte arduino permet de délivrer le 5 volts a travers son port USB.

### L'ICL7660 :

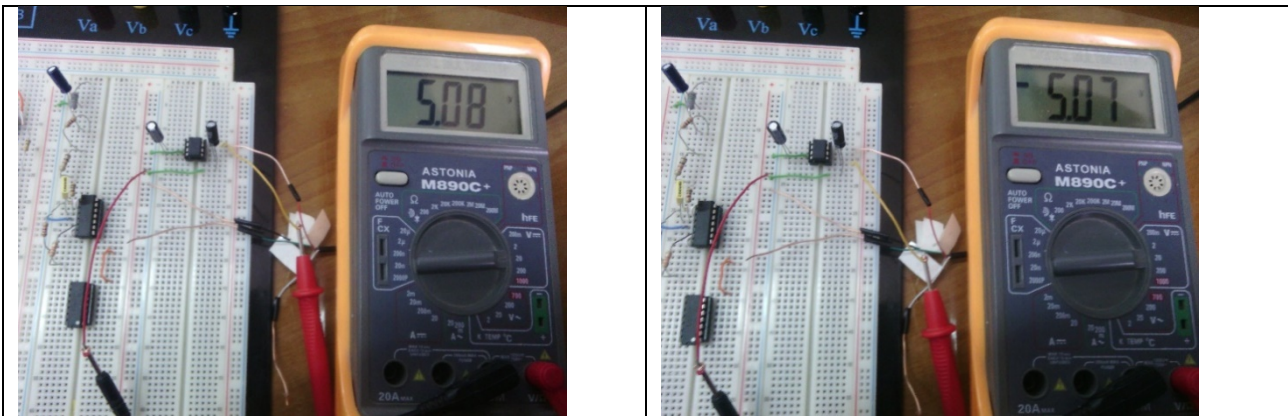
L'ICL7660 est un circuit intégré de type CMOS, représente un convertisseur de tension à capacités commutées qui inverse une tension d'entrée positive.

Le fonctionnement est garanti à partir de 1.5V à 10V. Il délivre 10mA avec une chute de 0.5V en tension de sortie. (Figure II.26)



**Figure II.26 Circuit d'alimentation.**

Remarquons que la tension issue de la borne 5 (la sortie, -5V) est symétrique par rapport à la tension d'entrée (borne 8, 5V) cola figure II.27.



**Figure II.27. Test du Circuit d'alimentation par USB.**



### **Conclusion :**

Dans ce chapitre nous avons défini les différents étages du circuit à réaliser, les schémas électriques et les résultats des tests de mesure sur la plaque des essais électriques ont été réalisés afin de s'assurer de la validité et le rôle de chaque étage. Cette étude détaillée nous a permis de faire les meilleurs choix concernant les circuits à développer et les composants à utiliser pour notre réalisation. Le chapitre suivant concernera l'assemblage de ces différents étages dans un même circuit qui va être utilisé pour la détection du signal EMG et aussi la programmation de la carte universelle ArduinoUno pour l'acquisition de ce dernier vers le PC et aussi pour pouvoir commander un servomoteur.

### Introduction :

Une fois que le signal EMG est bien détecté et visualisé sur un oscilloscope (pour les deux voies des signaux EMG), notre projet de fin d'étude implique l'utilisation de ces deux signaux EMG pour mettre en œuvre un système de reconnaissance des gestes de la main. Pour cela on a fait appel d'un servomoteur piloté à travers une carte d'acquisition arduinouno

### III.1 Schéma bloc de l'acquisition numérique:

L'idée principale de notre projet est de concevoir un système qui permet de reconnaître les mouvements de la main. Nous avons focalisé notre travail sur deux mouvements de base et qui sont la flexion et déflexion au niveau du poignet.

Nous avons fait appel à un comparateur pour nous aider à identifier chaque mouvement de flexion ou de déflexion.

L'utilisation de la carte Arduino avec le système d'alimentation par USB permet d'avoir un circuit portable.

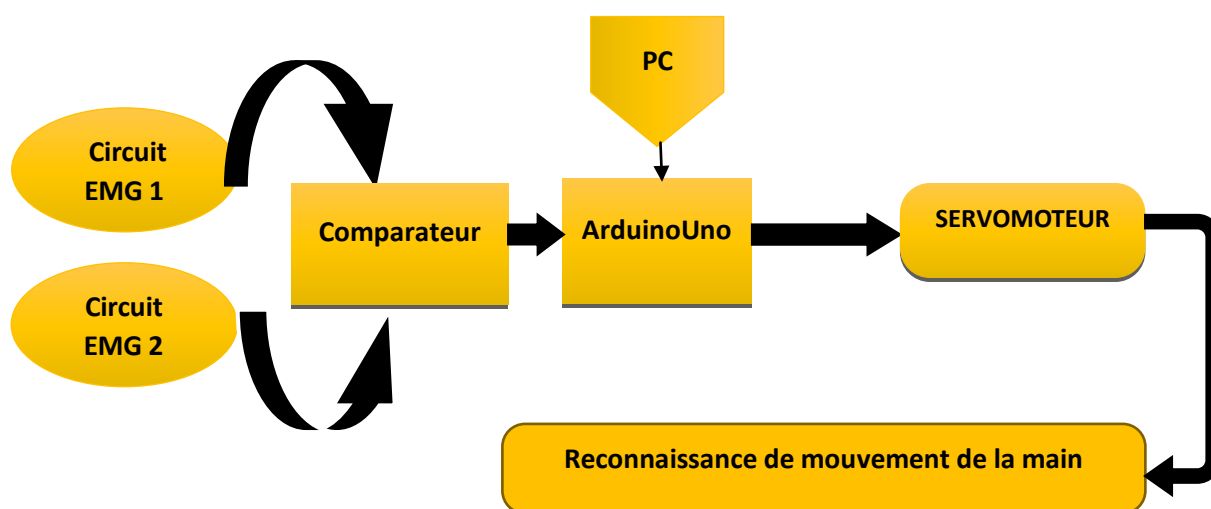


Figure III.1.Schéma bloc de notre projet

### III.1.1 La carte ARDUINO :

Arduino (2005) est un projet créé par une équipe de développeurs Italiennes, composée de six individus : Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti. Cette équipe a créé le "système Arduino". C'est un outil qui va permettre aux débutants, amateurs ou professionnels de créer des systèmes électroniques plus ou moins complexes. (Figure III.2)

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. [36].

La conversion de notre signal analogique (EMG) a un signal numérique est faite grâce a une carte Arduinouno, cette carte possède un quartz de fréquence de 10 Mhz. C'est pour ça la fréquence d'échantillonnage doit être inférieure a 10Mhz.

### III .1.1.1.Applications :

La carte Arduino est utilisée dans beaucoup de domaine par les passionnés de l'électronique pratique comme :

- contrôler les appareils domestiques.
- fabriquer votre propre robot.
- faire un jeu de lumières.
- communiquer avec l'ordinateur.
- télécommander un appareil mobile (modélisme).etc.

Il existe plusieurs versions de l'Arduino, dont une version miniaturisée, et d'autres projets sont également en gestation. La carte dispose d'un logiciel système interne (modifiable) et des programmes utilisateur.

### III.1.1.2.Description d'une carte ARDUINO :

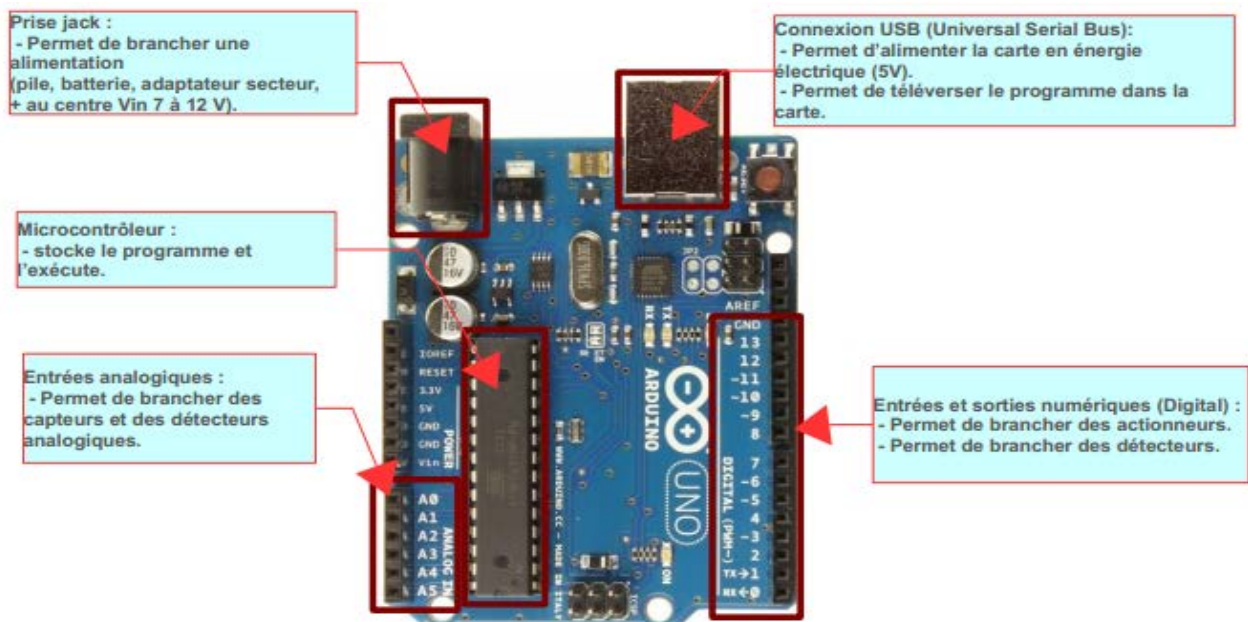


Figure III.2.Caractéristiques d'une carte Arduino.

- ❖ La carte ArduinoUno est basée sur un ATmega328 cadencé à 16 MHz. C'est la plus récente et la plus économique carte à microcontrôleur d'Arduino. Des connecteurs situés sur les bords extérieurs du circuit imprimé permettent d'enficher une série de modules complémentaires.

Elle peut se programmer avec le logiciel Arduino. Le contrôleur ATmega328 contient un bootloader qui permet de modifier le programme sans passer par un programmeur. Le logiciel est téléchargeable gratuitement. [37]

### **III.1.1.3.Caractéristiques principales:**

- Micro contrôleur : ATmega328.
- Tension d'alimentation interne = 5V.
- Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- Entrées analogiques = 6.
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.
- Mémoire SRAM 2 KB.
- Mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz.
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm

Site officiel: [www.arduino.org](http://www.arduino.org)

- **Microcontrôleur :**

Un microcontrôleur est un petit processeur informatique relie a des entrées et des sorties numérique(0 ou 1) ou analogiques (tension variable).Il est capable de mémoriser et d'exécuter un programme visant à interpréter les entrées pour agir sur les sorties. Il se programme en général à l'aide d'unordinateur mais peut fonctionner de manière autonome. Il existe de nombreux types et tailles de microcontrôleurs avec plus ou moins d'entrées /sorties et d'interfaces.

A petite échelle, les PIC (produits par la sociétéMicrochip) sont des circuits intègres bien connus des électroniciens depuis de nombreuses années. De nombreuses autres marquescomme ATMEL, STMicroelectronics, Parallax ou Motorola produisent également des machines de ce type. Ils sont en général programmes en C/C++ et nécessitent des connaissances approfondies en électronique. La plateforme Arduino a apporté une avancée majeure dans l'accessibilité de cette technologie au plus grand nombre par sa simplicité d'utilisation et son coût abordable.

La puce la plus courante qui équipe la carte Arduino est la AT MEGA328.Certains anciens modelés ont une puce AT MEGA168 qui est dotée d'un peu moins de mémoire.

- **L'alimentation :**

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents : lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5V) ; lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5V mais il doit être alimenté entre 6 et 20V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 et 12V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur). Sur les premiers modèles de cartes Arduino, un petit sélecteur permettait de choisir le mode mais depuis le modèle Duemilanove, le passage de l'un à l'autre mode est automatique. [36]

- **Les entrées/ sorties :**

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais ils peuvent être aussi changés dans le corps du programme. [38]

- **Interface USB/Série :**

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur est fait de façon très simple par port USB (Figure III.3). En outre, des bibliothèques de fonctions « clé en main » sont également fournies pour l'exploitation d'entrées/sorties courantes : gestion des E/S, Gestion des convertisseurs ADC, générateur de signaux PWM, exploitation de bus, exploitation de servomoteur... etc.



**Figure III.3 La liaison Arduino-PC par USB**

### III.1.1.4. Les différents types d'Arduino :

Des cartes Arduino il en existe beaucoup ! Voyons celles qui nous intéressent... **Les cartes *Uno* et *Duemilanove***. Nous choisirons d'utiliser la carte portant le nom de « Uno » ou « Duemilanove ». Ces deux versions sont presque identiques.



Figure III.4. Carte Arduino Duemilanove



Figure III.5. Carte Arduino Uno

### III.1.1.5. l'environnement de programmation Arduino :

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web [Arduino.cc](http://Arduino.cc), l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing (Figure III.6). L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) à travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module). [36]

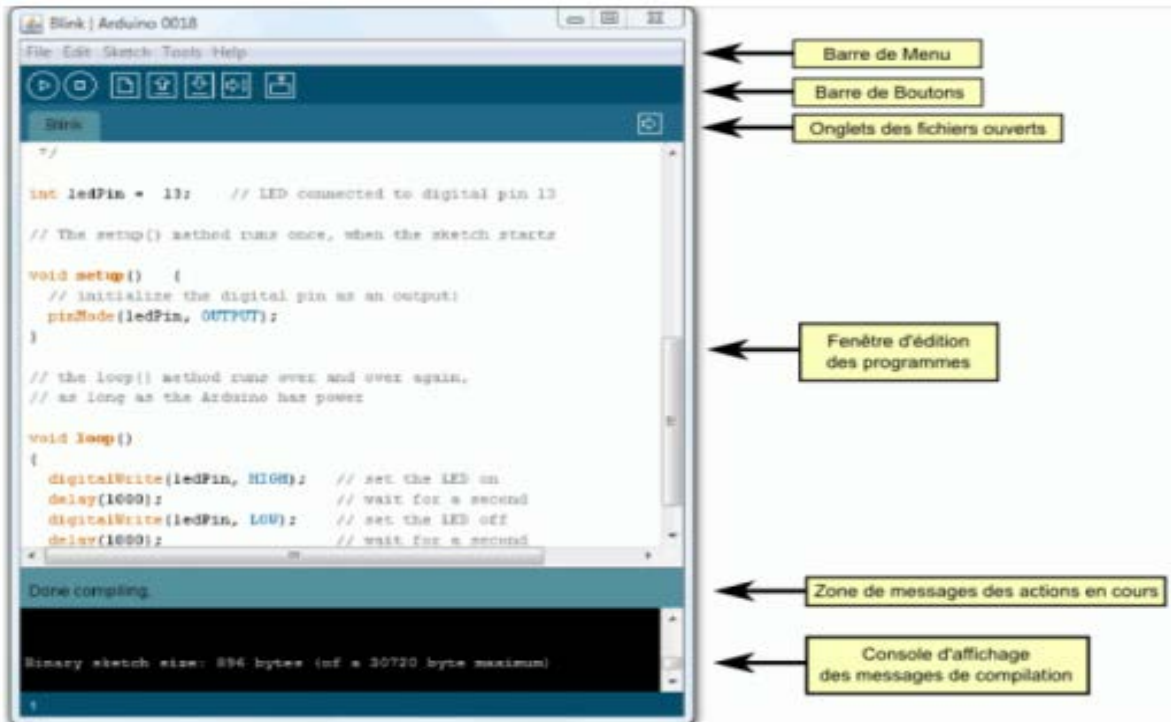


Figure III.6. Structure d'un programme en Arduino

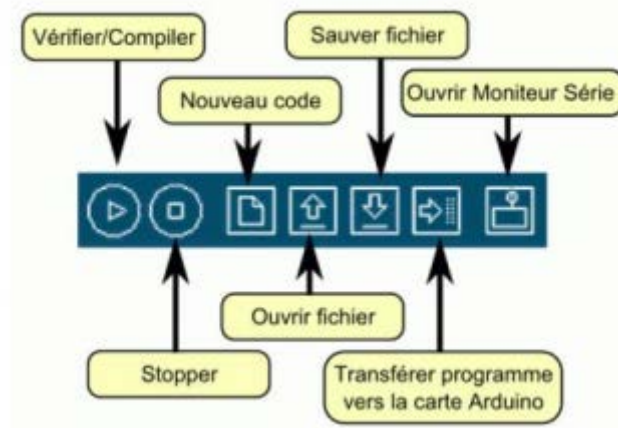


Figure III.7. Les différents boutons de commande.



### **III.1.1.5.1.Le moniteur série :**

Le moniteur série est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Il est également possible de régler le baudrate (vitesse de transfert des données) du moniteur série. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autres périphériques ou logiciels. [38]

### **III.1.1.5.2.Le langage Arduino :**

Le langage Arduino est très proche du C et du C++. Pour ceux dont la connaissance de ces langages est fondée (Figure III.9). Or La syntaxe d'un langage de programmation est l'ensemble des règles d'écritures liées à ce langage. On va donc voir dans la suite quelques règles de base qui régissent l'écriture du langage Arduino.

- **Les commentaires** : Ce sont des lignes de codes qui seront ignorées par le programme.
- **Les points virgules** : Les points virgules terminent les instructions.
- **Les accents** : Il est formellement interdit de mettre des accents en programmation. Sauf dans les commentaires.
- **Les accolades** : Les accolades sont les "conteneurs" du code du programme. [39]

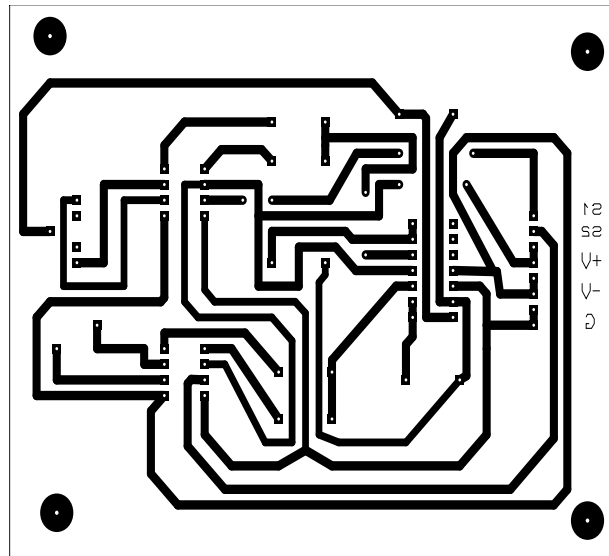
Commande	Description
<code>setup()</code>	Fonction qui ne s'exécute qu'une fois au premier démarrage de l'Arduino Uno. Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/Setup">http://arduino.cc/en/Reference/Setup</a> .
<code>loop()</code>	Fonction qui s'exécute de façon répétitive après que la fonction <code>setup()</code> ait terminé et jusqu'à ce que Arduino soit éteinte. Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/Loop">http://arduino.cc/en/Reference/Loop</a> .
<code>pinMode()</code>	Définit si la broche dont le numéro est fourni en argument est utilisée en sortie d'électricité ou en entrée. Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/PinMode">http://arduino.cc/en/Reference/PinMode</a> .
OUTPUT	Mot-clé, second argument de la fonction <code>pinMode()</code> qui indique que la broche va délivrer une tension électrique. Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/Constants">http://arduino.cc/en/Reference/Constants</a> .
<code>digitalWrite()</code>	Provoque la sortie d'une tension électrique ou sa disparition sur la broche indiquée. Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/DigitalWrite">http://arduino.cc/en/Reference/DigitalWrite</a> .
HIGH	Mot-clé utilisé pour délivrer une tension électrique dans la fonction <code>digitalWrite()</code> . Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/Constants">http://arduino.cc/en/Reference/Constants</a> .
LOW	Mot-clé utilisé pour interrompre la sortie d'une tension dans <code>digitalWrite()</code> . Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/Constants">http://arduino.cc/en/Reference/Constants</a> .
<code>delay()</code>	Provoque une pause de l'Arduino Uno pendant le nombre de millisecondes spécifié en argument. Voir aussi <a href="http://arduino.cc/en/Reference/Delay">http://arduino.cc/en/Reference/Delay</a> .

**Tableau III.1. La partie importante de l'IDE Arduino.**

### III.2. Les résultats du circuit réalisé

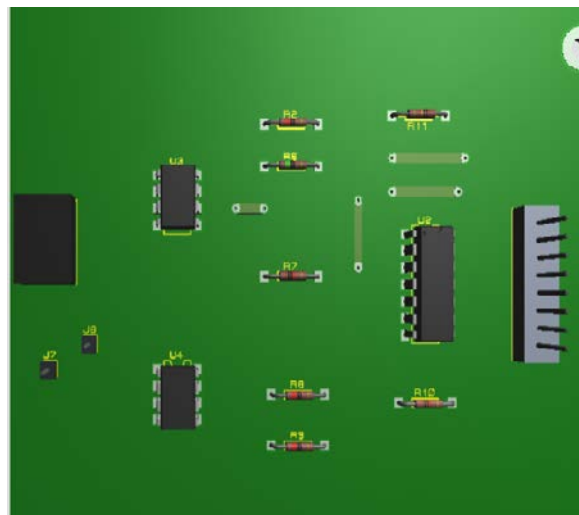
- Le circuit électronique du signal EMG que nous avons réalisé est développé sur la base du schéma bloc présenté dans la figure II .1 dans le précédent chapitre. Ainsi l'assemblage des différents circuits précédemment décrits dans le chapitre 2 dans un même boîtier permet d'avoir le circuit finale de notre deux electromyogramme
- Le circuit électronique est réalisé une fois le schéma électronique établi.
- Cette phase de développement est faite en faisant appel au logiciel de simulation et réalisation de circuit imprimé « ISIS-PROTEUS ».
- Il faut remarquer qu'un ensemble des points de tests sont présents sur le circuit électronique. Ceux-ci vont permettre de faire un diagnostic du circuit en cas de défaillance et de vérifier le bon fonctionnement de chaque étage dans le circuit.

Ainsi, le circuit imprimé correspondant à notre circuit est illustré dans la **figure III.8**



**Figure III.8.** Le circuit imprimé correspondant

L'emplacement des composants sur le circuit imprimé ainsi que les différents raccordements réalisés sont illustrés dans la figure **III.9**.



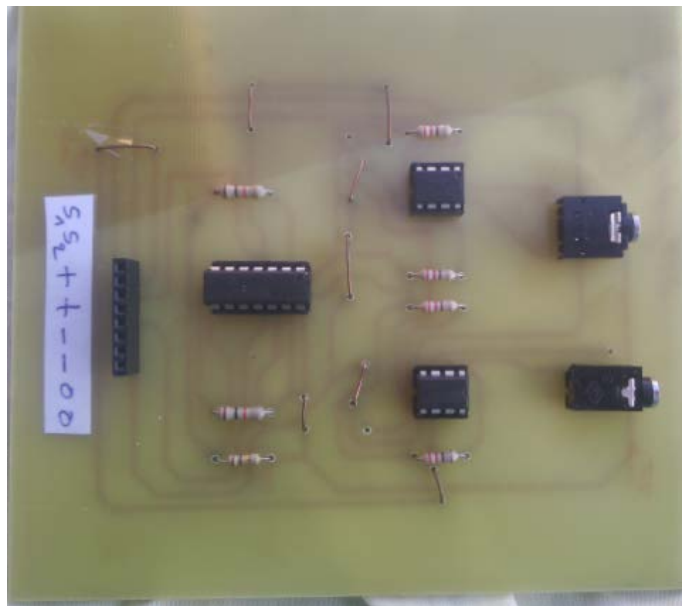
**Figure III.9.** l'emplacement des composants

Pendant la réalisation de ce circuit, un ensemble de précautions doivent être prises en considération pour garantir le bon fonctionnement du système :

- Une fois toutes les connexions réalisées, il est obligatoire de les vérifier une par une. Ceci se fait à l'aide d'un multimètre en mode « sonnette ».

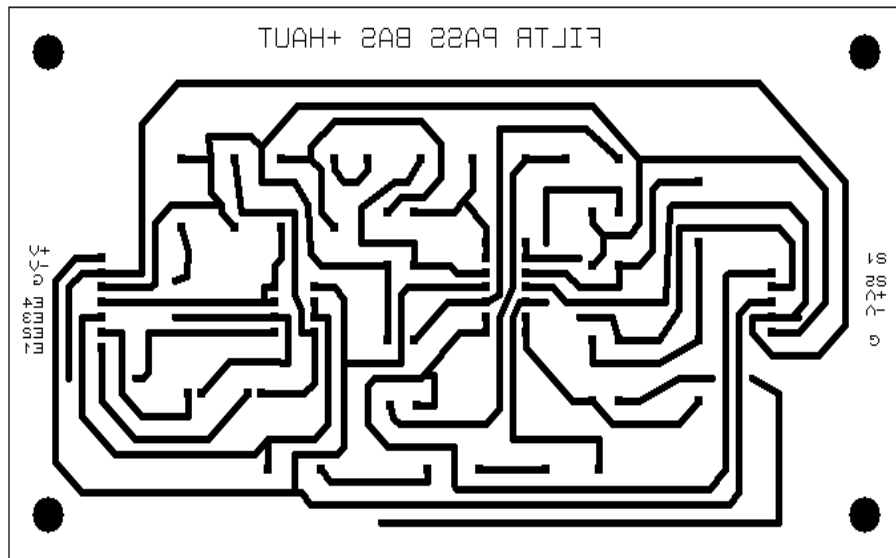
- La soudure des composants se fait étage par étage en testant les points de tests pour vérification de bon fonctionnement de chaque étage dans l'optique de faciliter la maintenance de notre circuit avec un gain de temps énorme.
- Lors de la soudure, ne pas insérer les circuits intégrés dans leurs supports sous peine de les détériorer.
- Lors de la première mise sous tension de la plaque, ne pas installer les circuits intégrés sous peine de les détériorer dans le cas d'un éventuel court circuit dû à une mauvaise connexion.
- Avec un multimètre, on pourra vérifier la présence d'alimentation au niveau des broches d'alimentation des circuits intégrés. On pourra vérifier également que tous les points de mise à la masse sont effectivement à la masse.

**La figure ci-dessous montre notre circuit réalisé.**

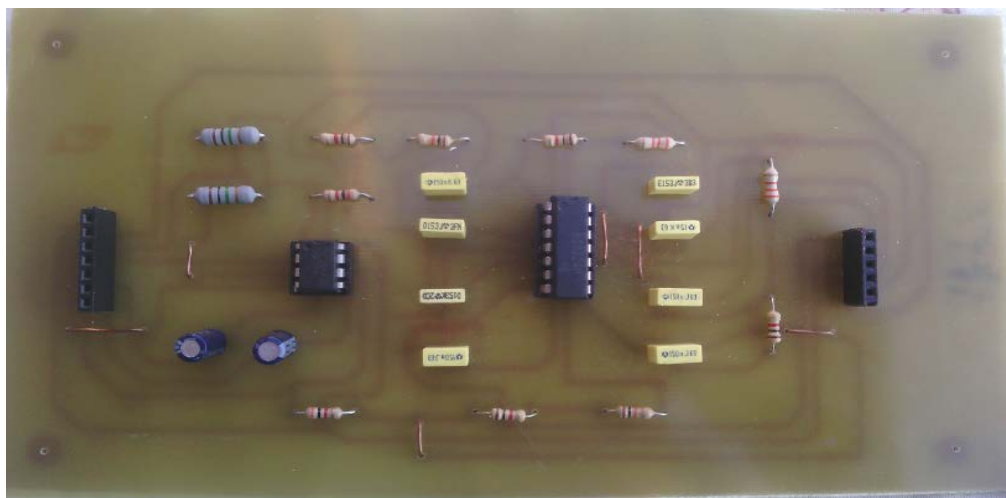


**Figure III.10. Circuit réalisé de deux EMG**

**III.3.Les résultats du circuit réalisé de filtre :**



**Figure III.11.circuit imprimé de filtre (passe haut +passe bas) de deux signaux EMG**

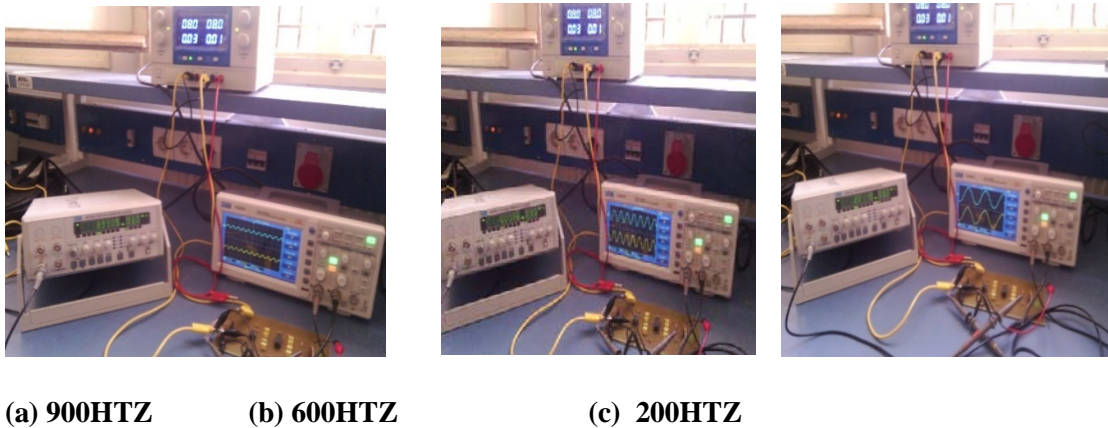


**Figure III.12. Circuit réalisé de filtre**

### III.4. Mesures sur le circuit de mise en forme :

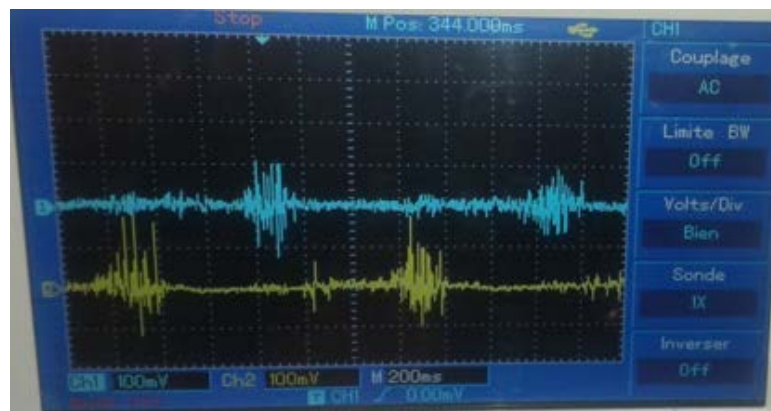
- III.4.1. Les sorties des filtres :

Les figures si dessous représentent les courbe de gain des filtres passe haut et passe bas en fonction de la fréquence



**Figure III .13.les résultats du Circuit réalisé de deux filtre de EMG**

Et voici le signal EMG filtré :



**Figure III.14.les deux signaux EMG filtrés**

Sur cette figure III.14, les sorties finales des deux signaux EMG détectés en utilisant des électrodes placés sur les deux coté de l'avant bras de l'utilisateur qui est entraun de faire des mouvements de flexion et déflexion successives.

Nous pouvons remarqués que pour chaque mouvement il y'a une activité détecté visibles sur un seul signal.



Ceci est expliqué par le fait que chaque mouvement implique la contraction d'un muscle avec le relâchement du deuxième muscle. Et c'est cette remarque qui va être exploitée pour la reconnaissance de chaque mouvement en employant un comparateur pour pouvoir commander un servomoteur par la suite.

### III.5. Les résultats du circuit réalisé de comparateur :

Dans notre projet on a réalisé un circuit pour détecter les signaux EMG des deux muscles cubitales intérieurs et extérieurs afin de les utiliser pour la détection de deux mouvements et pour cela on a comparé les amplitudes des deux signaux avec un circuit comparateur double : quand le signal EMG dépasse la tension de référence qu'on a déjà fixée à l'aide d'un diviseur de tension ajustable, la sortie du circuit sera active et la LED sera allumée comme indicateur. Puisque on a deux signaux EMG alors on va détecter deux mouvements car quand dans le premier mouvement on a un signal fort en amplitude et un signal faible est dans le deuxième signal.

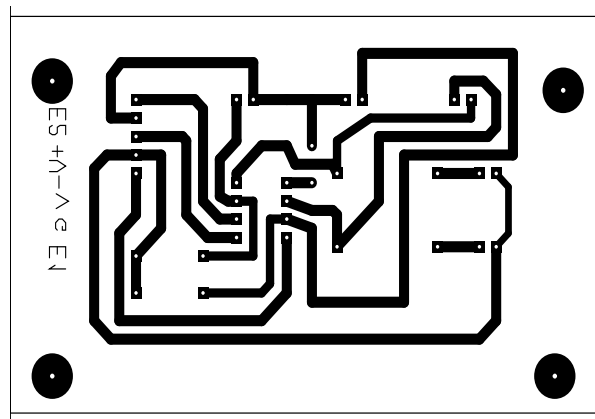


Figure III.15. Circuit imprimé de comparateur

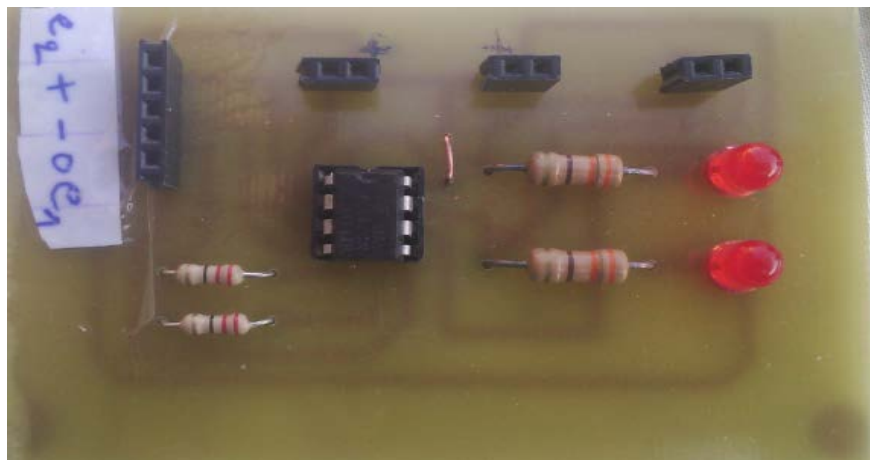


Figure III.16. circuit réalisé de comparateur

### III.6. Alimentation du circuit

Le circuit de notre EMG nécessite une alimentation symétrique d'une valeur de 5 volts.

Nous avons réalisé un circuit d'alimentation à trois bornes pour alimenter notre circuit :

- Une borne de tension positive ( $V+ = +5V$ ),
- Une borne de tension négative ( $V- = -5V$ ) et
- Une borne de référence avec un potentiel médian ( $V = 0V$ ).

#### III.6.1. Mesures sur le circuit d'alimentation

La Branche positive est obtenue par un montage classique des quatre diodes D1 à D4 montées en pont (redressement double alternance), suivies du condensateur de filtrage C1. Un régulateur de tension à trois pattes, de type 7905 stabilise la tension de sortie. La Branche négative présente la même caractéristique que la branche positive seulement le régulateur 7905 utilisé est le même type que le 7805 mais en version négative, il permet donc d'avoir une tension DC stabilisée d'une valeur de -5 volts. Le circuit imprimé de l'alimentation symétrique que nous avons réalisé ainsi que le circuit électronique réalisé sont illustrés dans les deux figures III.17. et III.18

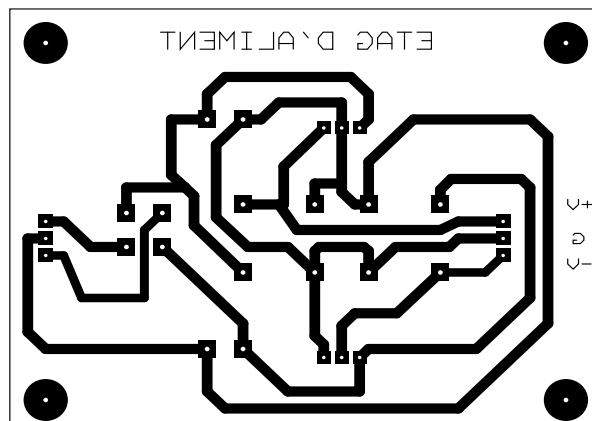


Figure III.17 Circuit imprimé de l'alimentation



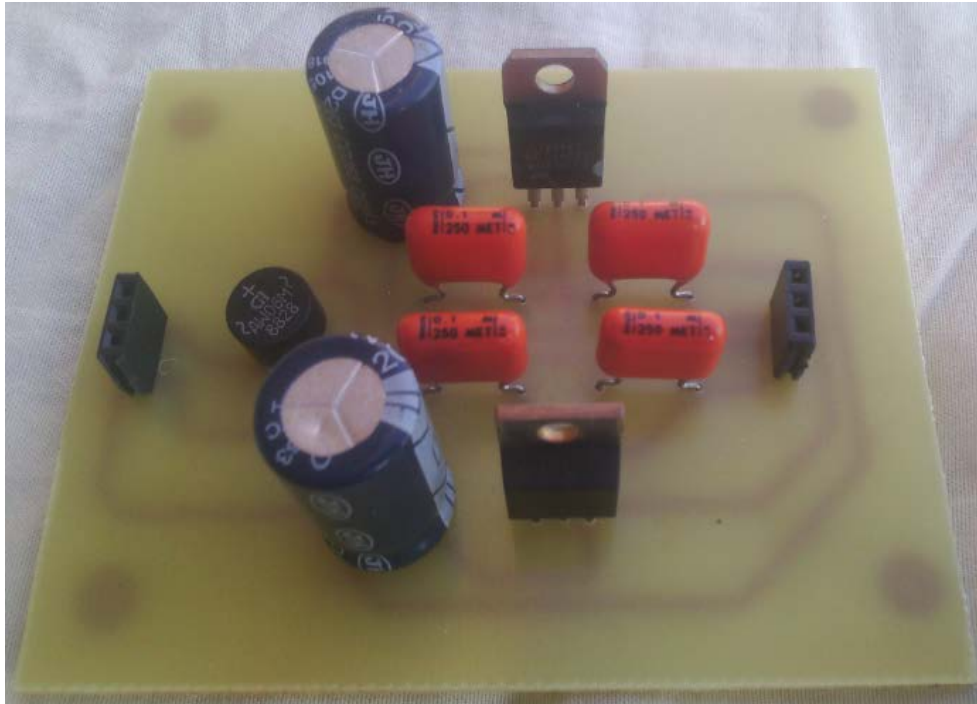


Figure III.18.circuit réalisé de l'alimentation régulée

### **Partie 2/ reconnaissance des mouvements de la main**

L'objectif de ce projet est d'avoir un système de reconnaissance de mouvements de main (nous avons focaliser notre travail sur deux mouvements simples que sont la flexion et la déflexion du poignet de la main.).

Et pour bien illustré l'utilité d'une cette reconnaissance de mouvements de main, nous avons fait appel a un servomoteur qui être commander par notre circuit.

#### **I.Les servomoteurs**

Les servomoteurs sont des actionneurs. Très utilisés en modélisme et dans l'industrie, ils ont comme caractéristique principale leur « couple », c'est-à-dire la force de rotation qu'ils peuvent exercer. Plus un servomoteur aura de couple et plus il pourra actionner des « membres » lourds comme déplacer un bras qui porte une charge.

Pour la robotique de loisirs, les servomoteurs ont en général peu de couple et sont de taille réduite, bien adaptée à un encombrement minimal et à une énergie disponible limitée.



Figure III.19.les types de servomoteur

### **I.1.Raccordement :**

Les servomoteurs sont pilotés par un fil de commande et alimentés par deux autres fils.

Habituellement, ces 3 fils sont rassemblés dans une prise au format standard.

Rouge : est relié à l'alimentation positive (+5 ou +6 V selon le servo)

Noir : est relié à la masse (GND)

Jaune : est utilisé pour la commande.



Figure III.20. Fil de raccordement

### **I.2.Piloter un servomoteur avec l'Arduino**

Le mode de commande d'un servomoteur est standardisé : on envoie sur son fil de commande une impulsion dont la durée correspond à l'angle désiré. Historiquement, cette impulsion était délivrée par un circuit oscillateur.

Avec la programmation de l'Arduino, ce circuit n'est plus nécessaire. Une bibliothèque (library) dédiée, la bibliothèque « servo », permet de piloter un servomoteur en lui transmettant simplement l'angle sur lequel il souhaite se positionner.

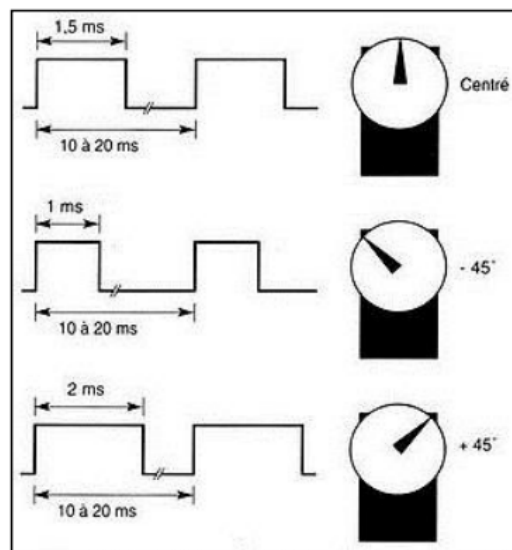
Alors le pilotage d'un servomoteur , ne demande pas d'interface de puissance, il peut être directement

branché à une sortie MLI (Modulation à Largeur d'Impulsion) ou PWM (Pulse Width Modulation) d'un microcontrôleur.

### I.3.Principe de commande :

Il suffit d'envoyer une impulsion et c'est le temps que durera cette impulsion qui déterminera l'angle du servomoteur. Ce temps d'impulsion est de quelques millisecondes et doit être répété à intervalles réguliers (toutes les 20 ms à 50ms). Si le temps d'impulsion varie d'un fabricant à l'autre, les valeurs suivantes sont assez standard:

- 1 ms = -45 degré
- 1.50 ms = 0 degré
- 2 ms = +45 degrés



**Figure III.21. Principe de commande**

Ce qui permet de réaliser simplement des mouvements qui peuvent être complexes et de les automatiser



Figure III.22.exmple sur l'utilisation de servomoteur

Les connaissances nécessaires au pilotage d'un servomoteur sont :

<code>#include &lt;Servo.h&gt;</code>	L'utilisation de la librairie <code>servo.h</code> qui prend en charge la communication de bas niveau entre l'Arduino et le servomoteur. Les commandes précédées par # sont des ordres particuliers donnés au compilateur
<code>Servo myservo;</code>	La création d'un objet de type <code>Servo</code> , appelé ici <code>myservo</code>
<code>myservo.attach(9);</code>	Le fil de commande de ce servo sera connecté au PIN 9 et l'objet <code>myservo</code> pilotera ce PIN
<code>myservo.write(90);</code> <code>myservo.write(Angle);</code>	Demander au servomoteur de se déplacer à l'angle désiré, soit de façon absolue en lui indiquant une valeur entière (90°) dans le premier cas, soit en lui passant le contenu d'une variable ( <code>Angle</code> ) compris entre 0 et 180, ce qui peut être utile par exemple pour donner une progressivité au déplacement en faisant varier l'angle d'un pas fixe (quelques degrés) par une boucle
<code>myservo.read(Angle);</code>	Pour lire la valeur de l'angle du servomoteur

Tableau.III.2.pilotage de SM

## II.Les résultats de notre projet :

Pour contrôler le sens de rotation de servomoteur pour les deux signaux EMG ,on a programé la carte arduino uno liée au servomoteur par la pin 9 ,

on a déclaré une valeur de type entier (l'angle < 0°-180° >)

le servo vas tourner dans les deux sens en fonction des mouvements de la main .

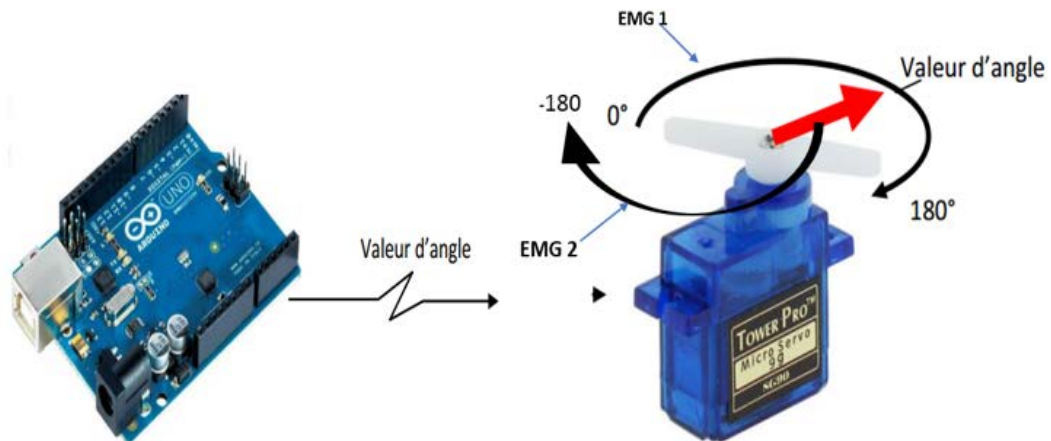


Figure III.23.pilotage de servomoteur

Le servomoteur que nous avons utilisé dans notre projet de fin d'étude est un MG995. Il est illustré dans la figure suivante :

### Type de servomoteur MG995 :



Figure III.24.le servomoteur MG995

### III.Le programme réalisé :

La figure suivante illustre bien le programme que nous avons implémenté et qui est nécessaire pour la d'acquisition et la commande du servomoteur.

Ce programme va être injecté au niveau du micro contrôleur de la carte Arduino, ce qui permet d'avoir un système autonome et portatif et qui fonctionne sans la nécessité du PC.



```
/*
projet je fin d'études pour master instrumentation biomédicale
créé le 13 Mai 2017
cet exemple sert à contrôler le sens de rotation du servomoteur MG995 par deux signaux EMG
*/
#include <Servo.h> // utiliser la bibliothèque Servo
Servo myservo; // déclarer une variables de type servo
int i,a,z; // déclarer les variables de type entier
void setup() {
  Serial.begin(9600); // initialiser la communication série à 9600 bits/seconde
  myservo.attach(9); // relier le servo à la pin 9
}
void loop() {
  i=constrain(i,1,179); // limiter la valeur de i entre 0 et (angle)
  a=analogRead(A0); // lire les entrées analogiques des pin A0 et A1 (signaux emg)
  z=analogRead(A1);
  if(a>z){
    myservo.write(i++); // si a>z incrémenter la valeur de i
    delay(10); // régler la vitesse de rotation
  }
  else if(a<z){
    myservo.write(i--); // si a>z décrémenter la valeur de i
    delay(10);|
  }
  Serial.print(a);
  Serial.print("\t");
  Serial.println(z);
}
}
```

La figure III.25 suivante illustre bien la version finale de notre projet .

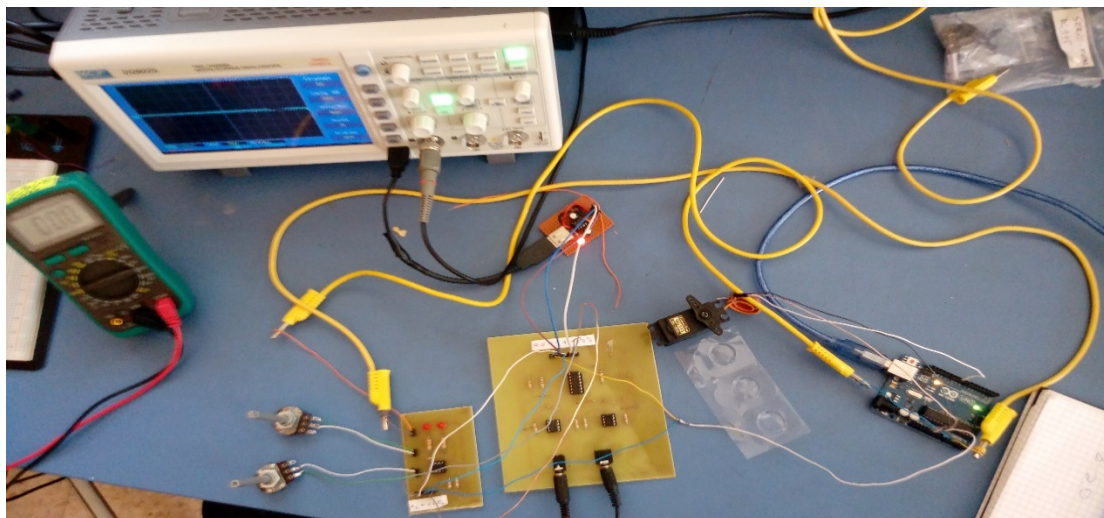


Figure III.25.circuit général de notre projet

### **Conclusion**

Dans notre projet nous avons réalisé un circuit pour détecter les signaux EMG des deux muscles cubitaux intérieurs et extérieurs afin de les utiliser pour la détection de deux mouvements et pour cela nous avons comparé les amplitudes des deux signaux avec un circuit comparateur double.

Le fait d'avoir deux signaux EMG, nous permettra alors de reconnaître deux mouvements différents (flexion et déflexion du poignet de la main).

L'utilisation d'un servomoteur à la sortie du circuit nous permet de bien illustrer l'utilité d'un tel système.

Le servomoteur va tourner dans les deux sens en fonction des mouvements et cela à l'aide d'un script implémenté dans la carte Arduino.

L'utilisation d'une carte Arduino et l'alimentation par USB permet à notre circuit de fonctionner de manière totalement autonome.

### CONCLUSION GÉNÉRALE

Dans notre projet de fin d'études, nous avons étudié et réalisé un dispositif permettant la reconnaissance des mouvements de main à travers le signal Electromyogramme de surface sEMG.

Différents circuits ont été étudiés partant des électrodes, passant par les circuits de mise en forme, jusqu'aux circuits de détection et d'alimentation. A travers cette étude théorique et pratique beaucoup de notions d'électromyographie ont été étudiées et acquises. De même que plusieurs aspects de développement pratique de circuits électroniques appliqués aux domaines physiologiques ont été vus et appris.

Après différentes expériences réalisées, nous avons réalisé un système qui permet d'obtenir à la fin un signal EMG prêt à être acquis par l'ordinateur à travers une carte arduino.

Nous avons opté à avoir un circuit autonome et portable. Pour cela, nous avons utilisé :

- Un comparateur pour identifier les mouvements à travers une comparaison entre les deux EMG acquis,
- Un servomoteur commandé par un script que nous avons écrit et implémenté dans le microcontrôleur de la carte Arduino.
- Une alimentation à travers le port usb de la carte arduino à travers un circuit qui permet d'avoir une tension de (-5 volts) à partir du (5 volts).

Ce travail nous a permis d'approfondir nos connaissances sur le signal (EMG), et aussi d'étudier et de concevoir toute la chaîne de mise en forme à travers les étages d'amplification et de filtrage, et la chaîne d'acquisition à travers la programmation des cartes d'acquisition comme la carte Arduino.

Néanmoins, comme perspective à ce travail, nous pouvons faire beaucoup de choses comme :

- L'acquisition du signal EMG sur un PC pour faire un traitement numérique par les différents logiciels de calcul comme Matlab,
- Elargir notre étude sur d'autres mouvements plus compliqués comme les gestes (langage de sourd muet par exemple). Pour cela il faut avoir d'autres voies pour le signal EMG et l'ajout d'un accéléromètre qui donne des informations sur l'espace.

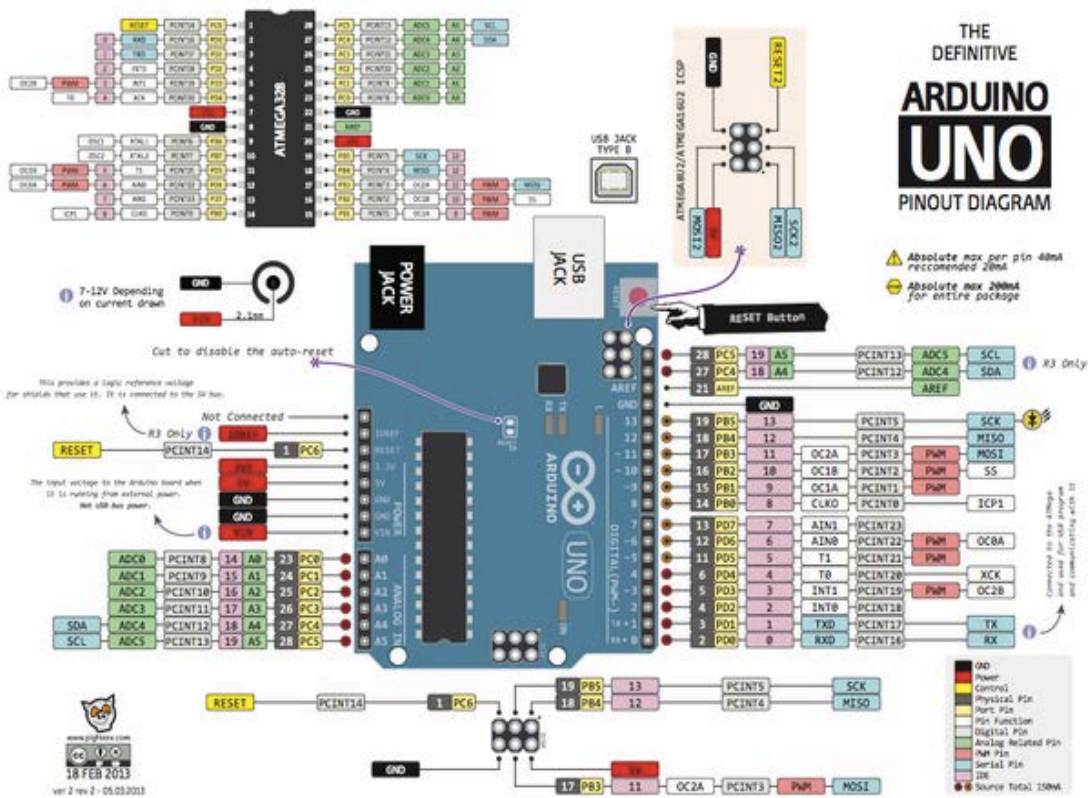




Annexes**Nomenclature :**

<b>Circuit</b>	<b>Circuits intégrés</b>	<b>Résistances</b>	<b>Capacités</b>	<b>LED</b>	<b>Diode</b>
<b>Alimentation</b>	7805 7905		2*2200 $\mu$ F 4*100nF		pont des diodes
<b>Filtre passe haut</b>	TL082	2*1M $\Omega$	2*1 $\mu$ F		
<b>Filtre passe bas</b>	LM320	2*3K $\Omega$ 4*1K $\Omega$ 2*10K $\Omega$ 2* 33K $\Omega$	8*15nF 8*150nF		
<b>Amplificateur d'instrumentation</b>	2*AD620 1*LM320	8*220 $\Omega$ 2*10K $\Omega$ 1*1K $\Omega$			
<b>Comparateur</b>	1*TL082	2*22 $\Omega$ 2*1K $\Omega$ (pot) 2*320 $\Omega$		2*LED Rouge	

**Schéma électronique d'une carte Arduino UNO**





## Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

### AD620

#### FEATURES

##### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

##### EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage

0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

1.0 nA max, Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

##### LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

##### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

##### APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

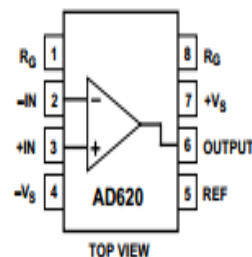
Battery Powered and Portable Equipment

#### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

#### CONNECTION DIAGRAM

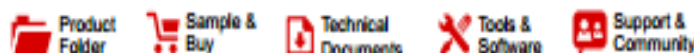
8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.



LM224K, LM224KA, LM324, LM324A, LM324K, LM324KA, LM2902  
LM124, LM124A, LM224, LM224A, LM2902V, LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV

SLOS066W – SEPTEMBER 1975 – REVISED MARCH 2015

## LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx Quadruple Operational Amplifiers

### 1 Features

- 2-kV ESD Protection for:
  - LM224K, LM224KA
  - LM324K, LM324KA
  - LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV
- Wide Supply Ranges
  - Single Supply: 3 V to 32 V (26 V for LM2902)
  - Dual Supplies:  $\pm 1.5$  V to  $\pm 16$  V ( $\pm 13$  V for LM2902)
- Low Supply-Current Drain Independent of Supply Voltage: 0.8 mA Typical
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground
- Low Input Bias and Offset Parameters
  - Input Offset Voltage: 3 mV Typical  
A Versions: 2 mV Typical
  - Input Offset Current: 2 nA Typical
  - Input Bias Current: 20 nA Typical  
A Versions: 15 nA Typical
- Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage: 32 V (26 V for LM2902)
- Open-Loop Differential Voltage Amplification: 100 V/mV Typical
- Internal Frequency Compensation
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

### 2 Applications

- Blu-ray Players and Home Theaters
- Chemical and Gas Sensors
- DVD Recorders and Players
- Digital Multimeter: Bench and Systems
- Digital Multimeter: Handhelds
- Field Transmitter: Temperature Sensors
- Motor Control: AC Induction, Brushed DC, Brushless DC, High-Voltage, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Oscilloscopes
- TV: LCD and Digital
- Temperature Sensors or Controllers Using Modbus
- Weigh Scales

### 3 Description

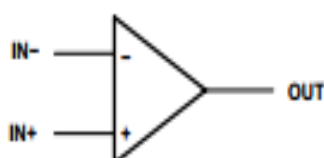
These devices consist of four independent high-gain frequency-compensated operational amplifiers that are designed specifically to operate from a single supply or split supply over a wide range of voltages.

Device Information<sup>(1)</sup>

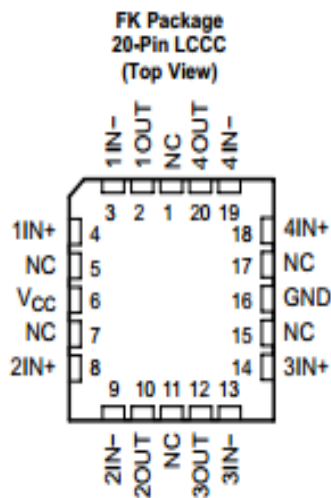
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
	CDIP (14)	19.56 mm × 6.67 mm
	PDIP (14)	19.30 mm × 6.35 mm
	CFP (14)	9.21 mm × 5.97 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm × 4.40 mm
	SO (14)	9.20 mm × 5.30 mm
LM124, LM124A	LCCC (20)	8.90 mm × 8.90 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

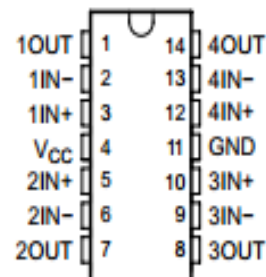
Symbol (Each Amplifier)



## 5 Pin Configuration and Functions



D, DB, J, N, NS, PW, W  
14-Pin SOIC, SSOP, CDIP, PDIP, SO, TSSOP, CFP  
(Top View)



Pin Functions

NAME	PIN		IO	DESCRIPTION
	LCCC NO.	SOIC, SSOP, CDIP, PDIP, SO, TSSOP, CFP NO.		
1IN-	3	2	I	Negative input
1IN+	4	3	I	Positive input
1OUT	2	1	O	Output
2IN-	9	6	I	Negative input
2IN+	8	5	I	Positive input
2OUT	10	7	O	Output
3IN-	13	9	I	Negative input
3IN+	14	10	I	Positive input
3OUT	12	8	O	Output
4IN-	19	13	I	Negative input
4IN+	18	12	I	Positive input
4OUT	20	14	O	Output
GND	16	11	—	Ground
NC	1	—	—	Do not connect
	5			
	7			
	11			
	15			
Vcc	6	4	—	Power supply



## TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier

Check for Samples: [TL082-N](#)

### FEATURES

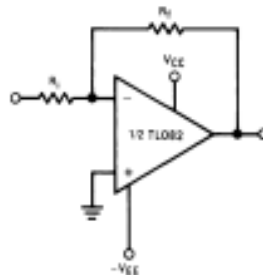
- Internally Trimmed Offset Voltage: 15 mV
- Low Input Bias Current: 50 pA
- Low Input Noise Voltage: 16nV/√Hz
- Low Input Noise Current: 0.01 pA/√Hz
- Wide Gain Bandwidth: 4 MHz
- High Slew Rate: 13 V/μs
- Low Supply Current: 3.6 mA
- High Input Impedance:  $10^{12}\Omega$
- Low Total Harmonic Distortion:  $\leq 0.02\%$
- Low 1/f Noise Corner: 50 Hz
- Fast Settling Time to 0.01%: 2 μs

### DESCRIPTION

These devices are low cost, high speed, dual JFET input operational amplifiers with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The TL082 is pin compatible with the standard LM1558 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM1558 and most LM358 designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The devices also exhibit low noise and offset voltage drift.

### Typical Connection



### Connection Diagram

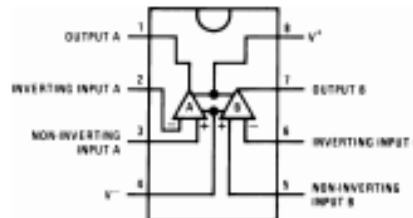


Figure 1. PDIP/SOIC Package (Top View)  
See Package Number D0008A or P0008E

## LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators

Check for Samples: [LM7905](#), [LM7912](#), [LM7915](#)

### FEATURES

- Thermal, Short Circuit and Safe Area Protection
- High Ripple Rejection
- 1.5A Output Current
- 4% Tolerance on Preset Output Voltage

### DESCRIPTION

The LM79XX series of 3-terminal regulators is available with fixed output voltages of -5V, -12V, and -15V. These devices need only one external component—a compensation capacitor at the output. The LM79XX series is packaged in the TO-220 power package and is capable of supplying 1.5A of output current.

These regulators employ internal current limiting safe area protection and thermal shutdown for protection against virtually all overload conditions.

Low ground pin current of the LM79XX series allows output voltage to be easily boosted above the preset value with a resistor divider. The low quiescent current drain of these devices with a specified maximum change with line and load ensures good regulation in the voltage boosted mode.

For applications requiring other voltages, see LM137 datasheet.

### Connection Diagram

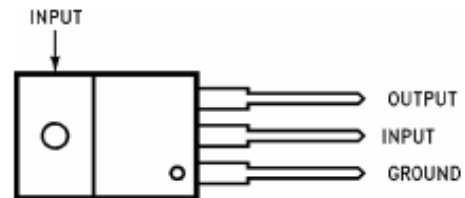
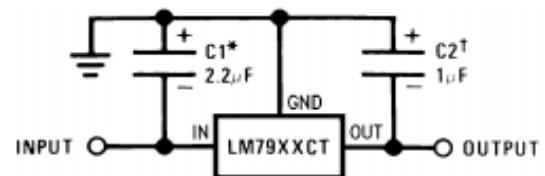


Figure 1. TO-220 Package Front View  
See Package Number NDE0003B

### Typical Applications



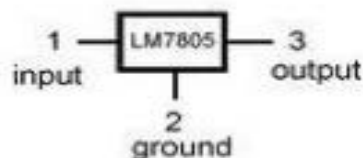
\*Required if regulator is separated from filter capacitor by more than 3". For value given, capacitor must be solid tantalum. 25µF aluminum electrolytic may be substituted.

†Required for stability. For value given, capacitor must be solid tantalum. 25µF aluminum electrolytic may be substituted. Values given may be increased without limit.

For output capacitance in excess of 100µF, a high current diode from input to output (1N4001, etc.) will protect the regulator from momentary input shorts.

Figure 2. Fixed Regulator

### LM7805 PINOUT DIAGRAM





## CMOS Voltage Converters

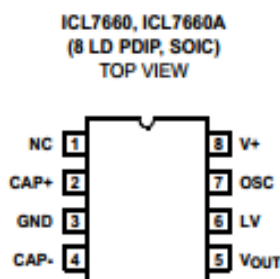
The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

## Pinouts



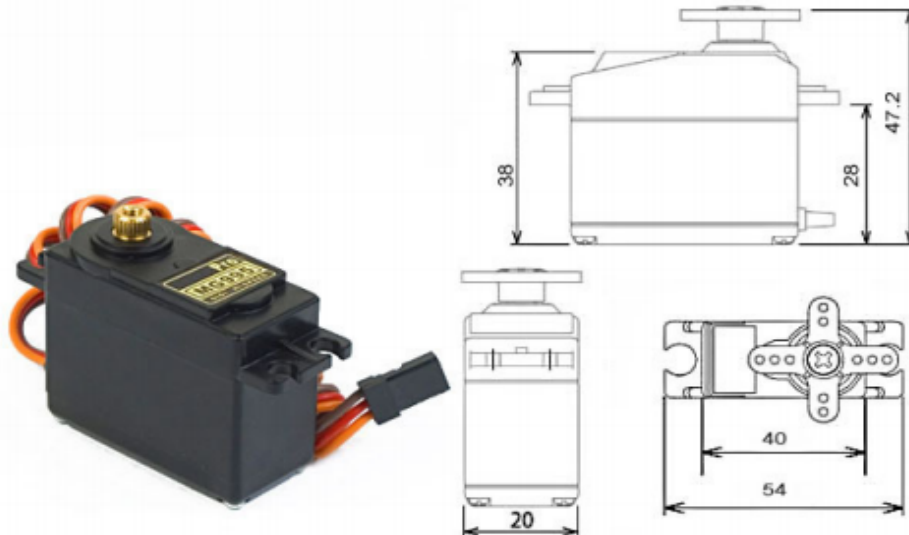
## Features

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to  $\pm 5V$  Supplies
- Simple Voltage Multiplication ( $V_{OUT} = (-) nV_{IN}$ )
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
  - ICL7660 ..... 1.5V to 10.0V
  - ICL7660A ..... 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

## Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized  $\mu$ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

## MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



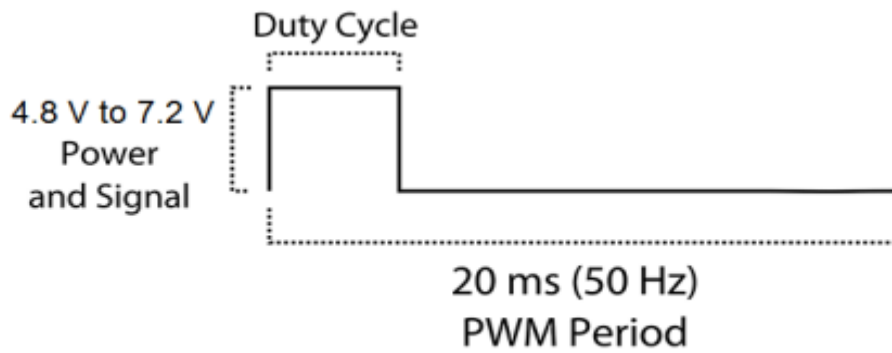
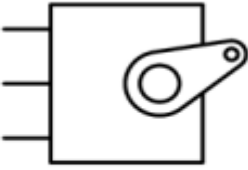
The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

### Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V), 10 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 μs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

PWM=Orange (⏏)  
Vcc = Red (+)  
Ground=Brown (-)



***BIBLIOGRAPHIE***

- [1] Tortora G J et Grotowski S R « principes d'anatomie et de physiologies », 1994.
- [2] NIKI BRANDFORD. "Guide des médecines complémentaires".
- [3] JACQUES POIRIER " Le system nerveux central et périphérique : formation fonction et rôle"
- [4] AFFSS – Dossier pédagogique 2004 –LES MUSCLES- PD
- [5] Site web Anatomie et musculation pdf
- [6] Composition et fonction d'un muscle pdf
- [7] Engel WK. The essentiality of histochemical and cryptochemical studies of skeletal muscle, in the investigation of neuro-muscular disease. Neurology 12: 778-784, 1962.
- [8] Brooke MH, and Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? Arch Neurol 23:,1970
- [9]Eriksson PO. Muscle fibre composition of the human mandibular locomotor system. Swed Dent J Suppl 12: 1-44, 1982.\_
- [10] HUACAO " Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire ",Thèse Doctorat-Université de Technologie de COMPIEGNE, 2010.
- [11] Physiologie. RYCAJALL.A CONTRACTION MUSCULAIRE.1<sup>er</sup> partie Différences muscle squelettique - muscle cardiaque. 2009), document PDF
- [10]H.Cao,'modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire',Thèse de doctorat , science de l'ingénieur,université de technologie,de Compiègne, France, Janvier 2010.
- [11] J-M Mienville. Pysiologie musculaire. UNS.
- [12] G. de Bisschop, E. de Bisschop, R. Nundlall - de Bisschop, J.L. Gouget. Biofeedback électromyographique : principes et indications.
- [11] J-M Mienville. Pysiologie musculaire. UNS.
- [14][http://fr.wikipedia.org/wiki/Potentiel\\_d%27action](http://fr.wikipedia.org/wiki/Potentiel_d%27action)
- [15]Enoka RM. Neuromechanical Basis of Kinesiology, Human Kinetics Ed, Champaign, 1994
- [16]Mebarkia Kamel,"Paramétrisation des potentiels d'action d'une unite motrice détectés non-invasivement". thèse du doctorat ,universitéFerhatAabbas –Setif ,1-2014
- [17]Basmajian JV, and De Luca CJ. Muscles alive : their functions revealed by electromyography, Williams and Wilkins Ed, Baltimore, 1985.

- [18] length in a model for the generation of electromyographic signals. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 81: 152-162, 1991
- [19] SAMIR BOUKHENOUS-MOKHTAR ATTARI-NASERA MEZIANE-YOUSEF REMRAM-ABDELAH KAHLA, " conditionnement du signal physiologique EMG " , BIOMEIC, TLEMCEN 2011-2012.
- [20] Med ZAHAK JAMAL " Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis " 2011
- [21] S. Day. (18 Oct 2002). Important factors in surface EMG measurement [Online]. Available : <http://www.bortec.ca/pages/resources.htm>.
- [22] Carlo J. De Luca (2006) "Electromyography: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation" (John G. Webster Ed.), John Wiley Publisher
- [23] Björn Gerdle, Stefan Karlsson, Scott Day and Mats Djupsjöbacka (1999) "Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram". In: U. Windhorst, H. Johansson, editors. "Modern Techniques in Neuroscience Research", Springer.
- [24] BELAIDE BOUMEDYENNE "Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG-en temps réel" , Mémoire de Master-université de TLEMCEN, 2013-2014
- [25] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000
- [26] Stegeman DF, Hermens HJ. Standards for surface electromyography: the European project (SENIAM). In: Hermens HJ, Rau G, Disselhorst-Klug C, Freriks B, eds. *Surface Electromyography Application Areas and Parameters Proceedings of the Third General SENIAM Workshop on surface electromyography*. Aachen 1998:108–12.
- [27] Hogrel JY. Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol Clin*. 2005 Jul;35(2-3):59-71
- [28] Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002 Feb;12(1):1-16.
- [29] De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997;13:135-63.
- [30] R. Hinzelin, 'guide pratique d'électromyographie dans les lésions des nerfs périphériques', Paris, 1979.
- [31] PIERRE A. MATHIEU, 'info-muscle', Institut de génie biomédical, Université de Montréal, juin 2009.
- [32] H.P. Cathala, 'exploration fonctionnelles du système nerveux'. Alger, 1994.
- [33] Antonia Pérez-Martin, Iris Schuster, Michel Dauzat, 'Exploration Neuro-Musculaire: L'exploration fonctionnelle neuromusculaire', travaux pratique de physiologie, Faculté de médecine Montpellier-Nîmes, Novembre 2006
- [34] Yunfen Wu et al, 'Overview of the application of EMG recording in the diagnosis and approach of neurological disorders', TNTECH, mai 2013.

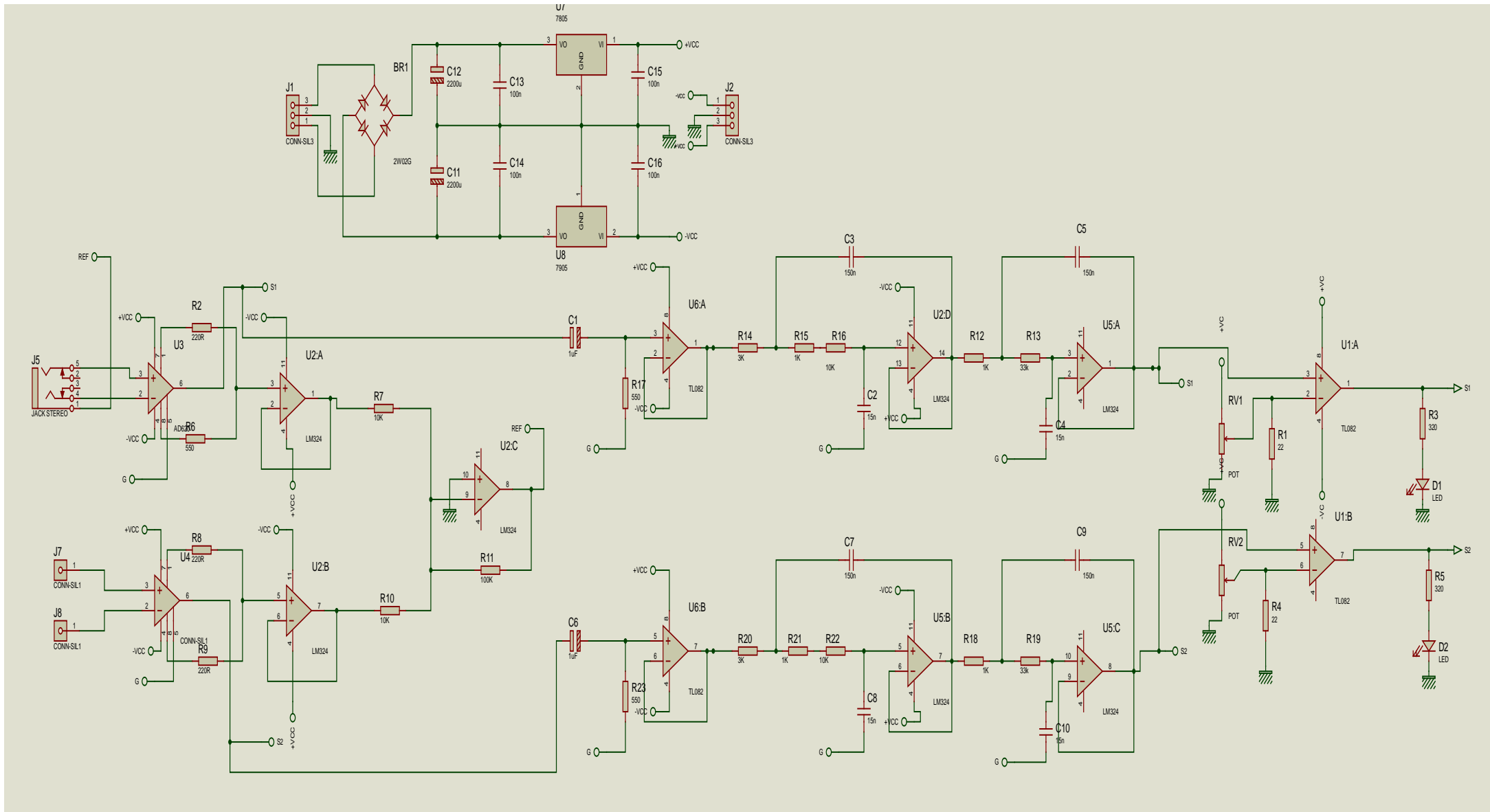
[35]Tameem Adel et Dan Stachuk ,'Clinical quantitative electromyography', INTECH, Mai 2013

[36]ESKIMON et OLYTE " Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation ", 2012

[37]le livre de Yves Mergy Arduino-Uno en pratique.

[38]BELAIDE BOUMEDYENNE "Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG-en temps réel», Mémoire de Master-université de TLEMEN, 2013-2014

[39]JEAN NOEL MONTAGNE " Initiation à la mise en œuvre matérielle et logicielle de l'Arduino ", Centre de Ressources Art Sensitif, 2006



## **Résumé :**

Ce projet présente un système de reconnaissance de mouvements de mains a travers la détection et l'exploitation du signal électromyogramme (EMG) en relation avec les contraction des muscles concernés par les mouvements étudiés. Nous avons focalisé notre travail sur deux mouvements de base que sont la flexion et déflexion du poignet de la main. Pour montrer l'intérêt de notre travail, nous avons utilisé un servomoteur qui tourne aux deux sens par rapport à chaque mouvement.

Mots clé :

Signal électromyogramme, EMG, Amplification, Filtrage Analogique, ArduinoUno, Servomoteur, Reconnaissance de Mouvements.

## **Abstract :**

This project presents a system of hand movements recognition through the detection of the electromyogram signal (EMG) in relation to the contractions of the muscles concerned by the movements studied. We focused our work on two basic movements that are the flexion and deflection of the wrist of the hand. To show the interest of our work, we used a servo motor that rotates in two directions in relation to each movement.

Keywords:

Electromyogram, EMG, Amplification, Analog Filtering, Arduino Uno, Servo, Motion Recognition.

ملخص

يقدم هذا المشروع نظاما نستطيع من خلاله التعرف على حركات اليد من خلال الكشف واستخدام التخطيط الكهربائي العضلي يتركز عملنا على اثنين من الحركات الأساسية التي تتمثل في انثناء وانحراف معصم اليد. و لإظهار ذلك، استخدمنا محرك ذكي يدور في كلا الاتجاهين بالتوازي مع حركة اليد.