



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche 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 : **MAMMERI Kaoutar et DJENNADI Bakhta**

**Étude et Réalisation d'un Système pour la détection de signal
Électromyogramme**

Soutenu le 25 juin 2018 devant le Jury

Mr. Djebari. A	MCA	Université de Tlemcen	Président
Mlle.Baakek Y. N .H	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr. Benali. R	MCB	Université de Tlemcen	Examinateur

Année universitaire 2017-2018

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ
الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي
بَدَأَ خَلْقَ الْإِنسَانِ
مِنْ طِينٍ ثُمَّ عَلَّمَهُ
الْقُرْآنَ وَالْحِكْمَةَ
وَالْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي
أَنْزَلَ مِنَ السَّمَاءِ
الْمَاءَ فَجَاءَ بِهِ
بِطَرَبِاقٍ ذُرُرٍ
وَالْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي
أَنْزَلَ مِنَ السَّمَاءِ
الْمَاءَ فَجَاءَ بِهِ
بِطَرَبِاقٍ ذُرُرٍ
وَالْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي
أَنْزَلَ مِنَ السَّمَاءِ
الْمَاءَ فَجَاءَ بِهِ
بِطَرَبِاقٍ ذُرُرٍ

Toutes les lettres ne sauraient trouver les mots qu'il faut...
Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude,
L'amour, le respect, la reconnaissance...
Aussi, c'est tout simplement que



Je dédie ce Travail ...

À Ma très chère mère mon profond amour, qui a œuvré pour ma réussite.

À Mon père, qui ma toujours encouragé.

À Mes chers frères : Miloud, Khaled, Farouk et Abdelatif, qui ont toujours été à mes côtés

À toutes les femmes de mes frères.

À mes chers petits neveux et nièces.

À toute ma famille.

À tous mes amies

À toute la promotion 2^{eme} année master INB.

Bakhta

Toutes les lettres ne sauraient trouver les mots qu'il faut...
Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude,
L'amour, le respect, la reconnaissance...
Aussi, c'est tout simplement que



Je dédie ce
Travail ...

À mon père qui m'a encouragé à chaque étape de ma vie et qui m'a donné le plaisir de la science, j'espère qu'il est fier de moi.

À ma mère qui a fait confiance à mes compétences et qui m'a encouragé à continuer

À mon cher oncle Mammeri Laid qui je n'oublierai jamais son soutien pour moi à toute ma vie

À mes grandes sœurs Fatima, Daouia , Asma, Meriem et sa fille Israa

À mon cher professeur Rahmouni Lahssan qui m'a aidé non seulement à étudier mais aussi à vivre

À mes chères tantes Khadidja , Naima et sa fille Aroua pour tous les efforts qu'ils m'ont offert

À ma chère collègue Bakhta

À ma deuxième famille mes chères amies

Kaoutar

Remerciement

Nous tenons tout d'abord à remercier dieu le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce modeste travail

Je remercie nos très chers parents, qui sont la source de joie et le secret de nos forces. Merci pour tous vos sacrifices pour que vos enfants.

Nous tenons à remercier notre chère encadreur **Melle. Baakek Yettou Nour El - Houda** pour l'orientation, la confiance, la patience qui ont constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port.

Nos remerciements vont également aux membres du jury **Mr. Djebari Abdelghani** et **Mr. Benali Redouane** pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche et de l'enrichir par leurs propositions.

Et n'oublier pas à remercier chers assistant **Mr. Hamoudi Youcef** et **Ahlam Azaoui** pour l'aide, qu'ils n'hésitent pas à répondre à tout nos questions.

Nos sincères remerciements vont à l'administration qui est piloté par le chef département **Mr. Kerai Salim** pour ses efforts qui sont offert pour la réussite des étudiants.

Nos remerciements s'étendent également à tous nos enseignants durant les années d'études.

Enfin, nous tenons à remercier tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

Table de matière

Liste des figures	i
Abréviations.....	iii
Introduction générale	1
Chapitre I : Anatomie et physiologie musculaire	
I. Introduction	3
I.1 Anatomie musculaire.....	3
I.1.1 Le Muscle	3
I.1.1.1 Les différents types de muscle.....	3
I.1.1.2 Fonctions des muscles	4
I.1.1.3 Les propriétés du muscle	4
I.1.1.4 La composition du muscle squelettique.....	4
I.1.1.4.1 La structure des fibres musculaire	5
I.1.1.4.2 Différents types de fibres musculaires.....	6
I.1.1.5 Le Système nerveux.....	6
I.1.1.5.1 La cellule nerveuse	7
I.1.1.5.2 Les fibres motrices.....	8
I.1.1.6 L'unité motrice	8
I.1.1.7 Les différents modes de contraction musculaire	9
I.2 Électromyogramme.....	10
I.2.1 Bref historique de l'électromyogramme	10
I.2.2 L'origine du signal EMG	11
I.2.2.1 Excitabilité des membranes musculaires	11
I.2.2.2 Potentiel d'action.....	12
I.2.2.3 Potentiel d'action d'unité motrice	13
I.2.2.4 Le signal EMG.....	14
I.2.2.4.1 Caractéristique du signal EMG.....	14
I.2.2.4.2 EMG en activité volontaire.....	15
I.2.2.5 Les électrodes	15
I.2.2.5.1 Les électrodes aiguillent	15
I.2.2.5.2 Les électrodes de surface	16

I.3 Conclusion	16
----------------------	----

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

II. Introduction	18
II.1 Conception de circuit d'acquisition du signal EMG	18
II.1.1 Le Capteur	19
II.1.2 Alimentation	20
II.1.3 Amplification.....	21
II.1.3.1 La tension en Mode commun	21
II.1.3.2 Amplificateur d'instrumentation à trois amplis.....	21
II.1.3.2.1 Le premier étage :	22
II.1.3.2.2 Deuxième étage	24
II.1.3.3 Les caractéristiques d'un Amplificateurs d'instrumentation	26
II.1.3.3.1 Désavantages	26
II.1.3.4 Circuit intégré utilisé	26
II.1.4 Circuit de contre réaction	27
II.1.5 Filtrage.....	28
II.1.5.1 Définition d'un filtre	28
II.1.5.1.1 Filtre passe haut.....	29
II.1.5.1.1.1 Filtre passe haut de structure sallen &Key de 2 ^{ieme} ordre	29
II.1.5.1.2 Filtre passe bas :	29
II.1.5.1.2.1 Filtre passe bas de structure sallen &Key de 2 ^{ieme} ordre	29
II.1.5.1.3 Filtre passe bande	30
II.1.5.2 Circuit réalisé	30
II.1.6 Circuit d'offset	33
II.1.7 La conversion analogique numérique.....	34
II.1.7.1 La carte Arduino.....	34
II.1.7.2 Description du matériel	35
II.1.7.3 Logiciel utilisé.....	35
II.1.7.4 Le langage Arduino	36
II.1.7.5 Pourquoi Arduino UNO	36
II.1.8 L'interface graphique et le traitement numérique	37
II.1.8.1 Traitement numérique du signal.....	38

II.1.8.2 L'estimation de la densité spectrale de Puissance (DSP).....	38
II.2 Conclusion.....	39

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III. Introduction	41
III.1 Réalisation de circuit complet d'EMG	41
III.2 Tests et Mesures des signaux à la sortie de différents blocs	42
III.2.1 Point de Test 1 : La sortie du bloc d'alimentation	43
III.2.2 Point de Test 2 : la sortie de l'amplification d'instrumentation.....	44
III.2.3 Point de Test 3 : la sortie du filtre passe bande.....	45
III.2.4 Point de Test 4 : la sortie d'offset	46
III.3 L'acquisition du signal EMG au niveau de la carte Arduino.....	47
III.4 L'interface graphique et le traitement numérique.....	49
III.4.1 Interprétation.....	50
III.5 Conclusion	51
Conclusion général	53
Références bibliographiques	55
Annexe.....	59
Résumé	63

Liste des Figures

Chapitre I :

Figure I.1 :Niveau d'organisation du muscle	5
Figure I.2 : Anatomie d'une fibre musculaire	5
Figure I.3:L'organisation du système nerveux.....	7
Figure I.4: système nerveux central	6
Figure I.5 : Schéma d'un neurone	7
Figure I.6 :Représente l'unité motrice	8
Figure I.7 : Le mode concentrique de la contraction musculaire	9
Figure I.8 : Le mode excentrique de la contraction musculaire	9
Figure I.9 : Le mode isométrique de la contraction musculaire	10
Figure I.10 :Le mode pliométrie de la contraction musculaire	10
Figure I.11: Une représentation schématique des mécanismes du contrôle moteur de based'UM ..	11
Figure I.12: Une représentation schématique l'action d'une plaque motrice	12
Figure I.13: Le potentiel d'action vue cellulaire	12
Figure I.14 :Potentiel d'action	13
Figure I.15 :Potentiel d'action d'une unité motrice	13
Figure I.16: La génération d'un signal EMG	14
Figure I.17 :Le signal EMG lors de l'activité	15
Figure I.18:L'électrode aiguille	15
Figure I.19: Les électrodes de surface	16

Chapitre II:

Figure II.1 : Schéma bloc du système d'acquisition de l'EMG.....	19
Figure II.2:Représentation de la position des électrodes Surfacique	19
Figure II.3: Les électrodes de surface humides à base de gel Ag/AgCl	19
Figure II.4:Le montage d'alimentation avec ICL7660	20
Figure II.5:Un amplificateur d'instrumentation à base de trois amplis	22
Figure II.6:Le 1er étage différentiel à deux amplificateurs	22
Figure II.7:Le circuit électrique de 2ieme étage sous forme d'un amplificateur différentiel	24
Figure II.8:Une configuration d'AD620	26
Figure II.9:Le circuit d'amplification et de contre réaction.....	28

Figure II.10: Filtre passe haut de structure sallen &Key de 2 ieme ordre	29
Figure II.11: Filtre passe bas de structure sallen &Key de 2ieme ordre	29
Figure II.12: Un filtre passe bande de structure sallen & Key 2ieme ordre	30
Figure II.13Un filtre passe-haut du 2ieme ordre de structure Sallen & Key en MultiSim	30
Figure II.14: Un filtre passe-bas du 2ieme ordre de structure Sallen & Key en MultiSim.....	32
Figure II.15 :Le circuit d'offset réalisé en utilisant le logiciel ISIS	34
Figure II.16 : les différents composants assurant la connexion interne	35
Figure II.17: Configuration de logiciel de programmation (Arduino)	36
Figure II.18: Première page de l'interface graphique	37
Figure II.19: représente l'ensemble des options mis à la main de l'utilisateur.....	37
<u>Chapitre III:</u>	
Figure III.1: circuit de détection de signal EMG au niveau d'une plaque d'essais	41
Figure III.2:Circuit imprimé complet.....	41
Figure III.3:Circuit imprimé d'alimentation	42
Figure III.4 : Circuit imprimé d'EMG	42
Figure III.5: Bloc d'alimentation	43
Figure III.6: Une tension continue de +5V	43
Figure III.7: Une tension continue de -5V	43
Figure III.8: Le signal EMG à la sortie d'AD620.....	44
Figure III.9 :Le signal d'EMG à la sortie de filtre passe haut sallen &Key de 2ieme ordre	45
Figure III.10 : Le signal EMG à la sortie du filtre passe bande [16Hz-600Hz].....	45
Figure III.11 : Le signal EMG à la sortie de circuit d'offset	46
Figure III.12: Le brochage de circuit avec l'Arduino	47
Figure III.13: Le programme utilisé pour commander l'Arduino.....	47
Figure III.14: La numérisation du signal EMG par l'Arduino.....	48
Figure III.15:Le signal EMG sur l'Arduino.....	48
Figure III.16: La première page après l'exécution.....	49
Figure III.17: Les signaux EMG après un traitement numérique pour un cas normal	49
Figure III.18:Les signaux EMG après un traitement numérique pour un cas pathologique.....	50

Abréviations

EMG	: Électromyogramme
MEC	: Matrice -Extra – Cellulaire
FM	: Fibres Musculaires
MN	: Motoneurone
JNM	: Jonction Neuromusculaire
TT	:Tubules Transverses
MHC	: Myosin Heavy Chain
PA	: Potentiel d'Action
SNC	: Système Nerveux Central
SNP	: Système Nerveux Périphérique
UM	: Unité Motrice
PAUM	: Potentiel d'Action d'Unité Motrice
TPAUM	: train de Potentiel d'Action d'Unité Motrice
PAFS	: potentiels d'action des fibres singulières
EMGS	: Électromyographie de surface
Amplis	: Amplificateurs
TRMC	: taux de rejection en mode commun
AOP	: Amplificateur Opérationnel
dB	: décibel (unité)
RLC	: Resistance, Inductance, Capacité
MHz	: Méga hertz
Fc	: Fréquence de coupure
BP	: Bande Passante
DEC	: Décade
DSP	: Densité Spectrale de Puissance
PC	: Personal Computer
PFE	: Projet de Fin d'Étude

Introduction générale

Introduction générale

Le domaine médical a bénéficié de l'apparition de signal électromyogramme (EMG) en tant qu'outil de diagnostic. L'EMG est une aide importante dans la pratique de la neurochirurgie, l'orthopédie et la neurologie. En effet, elle a contribué aux études sur les phénomènes de faiblesse, fatigue, et paralysie musculaires, ainsi les lésions des unités motrices (UM). Plus particulièrement, l'analyse de la locomotion est très présente au sein de la littérature EMG médical. Les différentes thérapies de rééducation peuvent se servir de cet outil scientifique pour améliorer leur efficacité. L'EMG présente plusieurs grands objectifs cliniques, à savoir une meilleure connaissance de la physiopathologie, le diagnostic de la maladie, l'évaluation et le suivi du patient, ainsi que le biofeedback de rééducation. [1]

L'étude que nous abordons dans notre projet de fin d'étude porte sur l'étude et la réalisation d'un système pour la détection de signal électromyogramme (l'EMG), qui s'effectue en utilisant des électrodes qui sont positionnées à la surface du corps (méthode non invasive), ou constituées de fines aiguilles que l'on enfonce dans le muscle que l'on désire étudier. L'électromyographie permet de détecter l'activité musculaire spontanément au repos ou au moment de l'activité du muscle est dit volontaire, ou bien lorsque l'on procède à la stimulation électrique (contraction non volontaire) pour une activité musculaire nerveuse. Le tracé qui est obtenu est appelé électromyogramme. L'analyse de ce signal permette la détection de plusieurs pathologies [2].

Notre travail comporte une description qui détaille les étapes essentielles permettant la mesure de ce signal elle est structurée en trois chapitres :

Dans le premier chapitre, des généralités et des notions de base sur l'anatomie, et la physiologie du muscle ont été fait.

Dans le deuxième chapitre, nous nous intéressons à l'étude théorique 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 ensuite l'environnement de MATLAB.

Chapitre I

Anatomie et physiologie musculaire

I. Introduction

Le signal Électromyogramme (EMG) est un signal qui représente l'activité électrique du muscle. C'est un outil précieux pour le diagnostic des myopathies et des maladies neuronales; il doit être bien interprété par le médecin pour un diagnostic correct. Il est donc impératif de comprendre les différents types des muscles, le fonctionnement de chacun d'eux, et la genèse de ce signal afin de faciliter la réalisation d'un système permettant l'acquisition de ce signal.

Pour répondre aux objectifs fixés nous consacrons ce chapitre sur des informations nécessaires sur l'anatomie des différents muscles et la genèse de signal EMG.

I.1 Anatomie musculaire

Chez l'homme, le muscle est un tissu contractile, qui possède donc la capacité de se contracter en diminuant sa taille et en particulier permet de mobiliser les segments des membres : bras, avant bras, main et doigts pour le membre supérieur ou thoracique ; Cuisse, jambe, pied et doigts pour le membre inférieur ou pelvien.

I.1.1 Le Muscle

Le mot muscle vient du mot latin **musculus** qui signifie « petite souris ». Les muscles peuvent être considérés comme les « moteurs » de l'organisme. [3]

Le muscle est un organe qui assure les fonctions mécaniques du corps humain assure notamment le déplacement des segments corporels, la contraction cardiaque ou encore les fonctions de vasoconstriction/vasodilatation des vaisseaux. Un tissu musculaire est composé de cellules musculaires appelées myocytes ou fibres musculaires (FM) [4].

Les muscles du corps, au nombre de 639, sont nommés selon certains critères : leur situation, leur forme, leur taille relative, et leur type d'action. [5]

I.1.1.1 Les différents types de muscle

a) Muscles striés:

Ils sont caractérisés par la présence de stries visibles organisées perpendiculairement à l'axe des cellules musculaires. Ces dernières sont de forme allongées et poly-nucléées et sont dénommées rhabdo-myocytes. [4]

b) Muscles lisses:

Ils sont caractérisés par une absence de stries ; un corps cellulaire mono nucléé (à un noyau) on peut citer par exemple quelques organes disposant de tels muscles comme les poumons, muscles gastro-intestinaux, artères. [4]

c) Muscle cardiaque :

Il permet au cœur de propulser le sang à travers l'appareil circulatoire. C'est un muscle viscéral mais strié dont la contraction est involontaire. Il constitue le tissu du cœur et est appelé myocarde. Si le système nerveux régule sa contraction, il est néanmoins doué d'automatisme et peut battre de façon autonome. [6]

Fonctions des muscles

Les muscles de notre organisme exercent des fonctions importantes à divers degrés : Les muscles squelettiques assurent la locomotion, le déplacement et la manipulation. Ils permettent de réagir rapidement face à l'environnement. Les muscles lisses dont le mouvement dans la paroi des vaisseaux sanguins, provoque une pression et dans le système digestif, une contraction. Le muscle cardiaque dont le battement assure la circulation sanguine [7].

I.1.1.2 Les propriétés du muscle

On différencie les muscles squelettiques des muscles lisses. Les muscles squelettiques possèdent quatre propriétés distinctives :

1. **la contractilité** ou capacité à se contracter sous l'effet d'une commande. Cette commande de contraction musculaire peut être nerveuse, volontaire ou réflexe c'est à dire que la volonté n'intervient pas dans son changement d'état.
2. **l'excitabilité** qui désigne la capacité à réagir et à propager une stimulation électrique
3. **l'extensibilité** : le muscle squelettique peut s'étirer et dépasser sa longueur de repos
4. **l'élasticité** : cette propriété est étroitement liée à la contractilité et à l'extensibilité puisqu'elle désigne la capacité qu'a le muscle à retrouver sa longueur de repos après avoir été étiré ou contracté [8]

I.1.1.3 La composition du muscle squelettique

Un muscle est constitué d'un grand nombre de fibres musculaires (FM) de quelques centaines jusqu'à plusieurs centaines de milliers, ce nombre dépend de la taille du muscle considéré et de sa spécialisation fonctionnelle. Les FM sont regroupés par quelques dizaines dans des fascicules. Un ensemble de fascicule forme le muscle (Figure I.1). Aux extrémités du muscle, la partie blanche représente les tendons qui permettent la liaison mécanique entre les fibres et les os sur lesquels le muscle est rattaché.

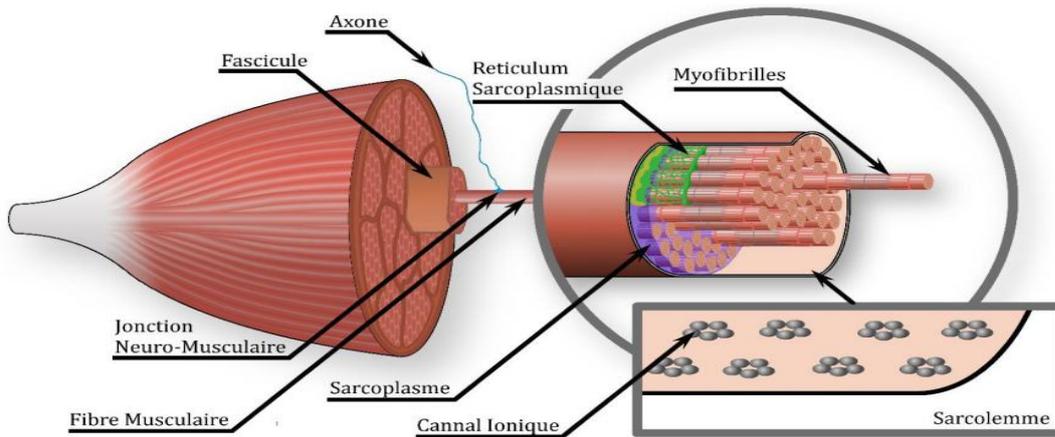


Figure I.1 : Niveau d'organisation du muscle [4]

I.1.1.3.1 La structure des fibres musculaire

La FM humaine a une longueur pouvant atteindre plusieurs centimètres et un diamètre variant de 10 à 100 μm . Elle est composée d'une membrane cellulaire appelée sarcolemme et de myofibrilles à l'intérieur (Figure I.2). Les myofibrilles sont formées d'unités contractiles, nommées sarcomères, disposées en série. La FM est innervée par un motoneurone (MN) dont le corps cellulaire est localisé dans la corne ventrale de la moelle épinière (système nerveux central).

Au niveau du muscle, la jonction entre une FM et un motoneurone est dénommée jonction neuromusculaire (JNM). La commande motrice du système nerveux central vers la périphérie est assurée par un signal électrique (potentiel d'action, PA) qui se propage le long de la membrane du motoneurone puis le long du sarcolemme. Le sarcolemme s'invagine régulièrement pour former des tubules transverses (TT) le long de la FM. Au niveau des TT, le signal électrique est internalisé et transformé en signal chimique qui déclenchera la contraction des sarcomères [4]

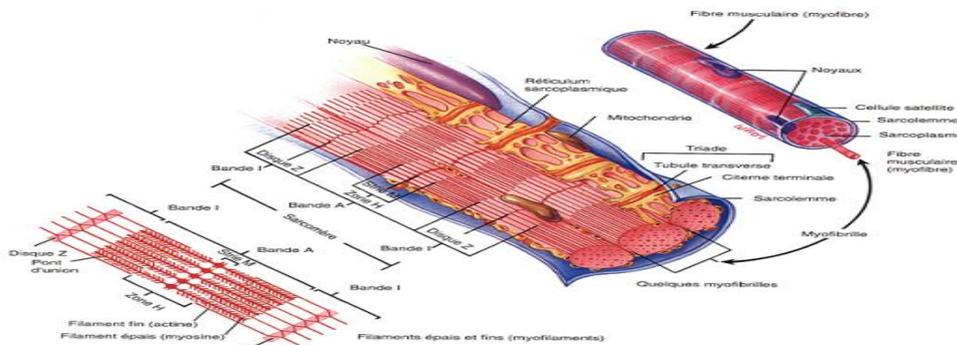


Figure I.2 Anatomie d'une fibre musculaire [9]

Chapitre I : Anatomie et physiologie musculaire

I.1.1.3.2 Différents types de fibres musculaires

On distingue 2 principaux types de fibres :

a) Les fibres à contraction lente ou fibres rouges (type I)

Elles sont de faible puissance. Elles ont un petit diamètre de section et une forte densité capillaire car elles sont adaptées aux efforts aérobies et sollicitent le système cardio-vasculaire

b) Les fibres à contraction rapide ou fibres blanches (type II)

La détermination du type des fibres se fait grâce à la myosine et plus particulièrement à partir des chaînes de myosine lourdes (MHC : Myosin Heavy Chain) ; elles sont de forte puissance. Elles ont un grand diamètre de section et une faible densité capillaire car elles sont adaptées aux efforts anaérobies [10]

I.1.1.4 Le Système nerveux

Dans le système nerveux on distingue le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP). Le premier intègre les informations que le SNP transporte de ou vers les organes périphériques.

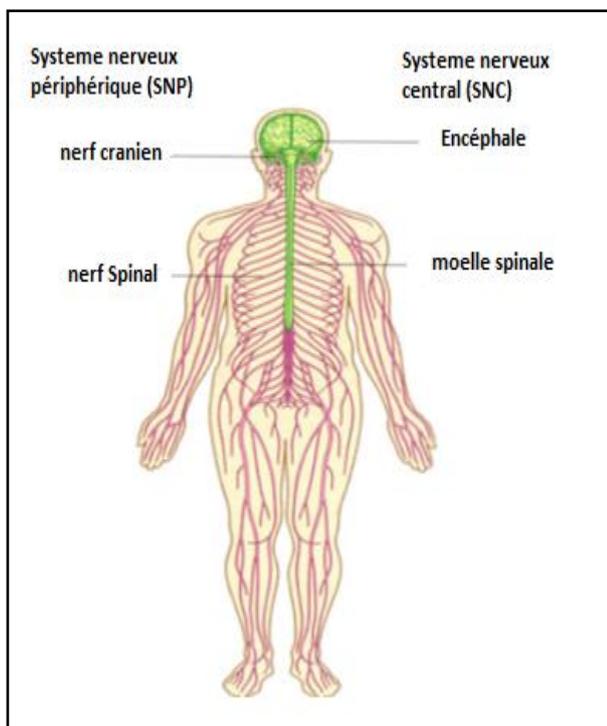


Figure I.3: L'organisation du système nerveux [11]

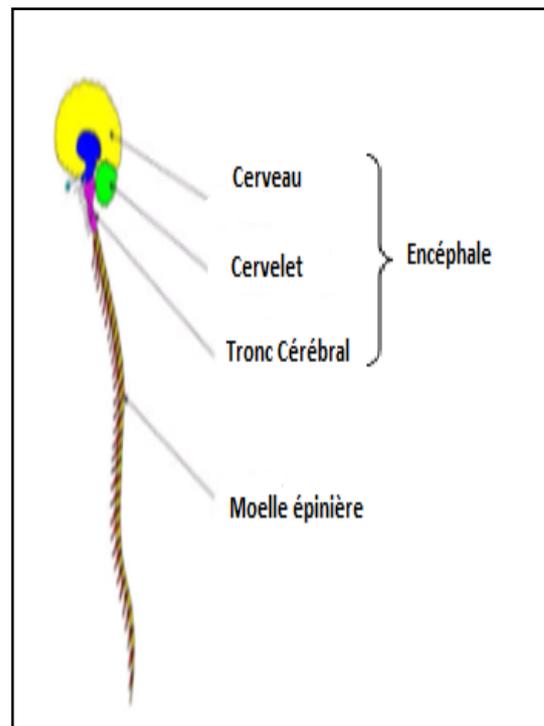


Figure I.4: système nerveux central [12]

Chapitre I : Anatomie et physiologie musculaire

Le SNP correspond à l'ensemble des formations nerveuses situées hors de l'étui crânien et n'est constitué que des voies de conduction. Il est divisé en deux formations: les nerfs cérébro-spinaux, qui participent aux voies de la vie somatique, et les nerfs du système autonome, qui constituent les voies de la vie végétative. Il comprend à la fois des nerfs moteurs, sensitifs ou mixtes, selon le sens de direction du message nerveux. Le système nerveux autonome innerve les organes assurant les fonctions homéostatiques du corps. [13]

I.1.1.4.1 La cellule nerveuse

La cellule nerveuse s'appelle neurone. Le neurone dérive d'une cellule souche embryonnaire appelée neuroblaste. Notre capital de neurones étant fixé dès la naissance, aucune autre division de la cellule souche ne pourra donner de nouveaux neurones. Toute destruction de neurones après la naissance est définitive. Le neurone est une unité fonctionnelle traversée par l'influx nerveux dans un seul sens : il est donc polarisé.

Il convient de distinguer le corps cellulaire et ses expansions :

a) le corps cellulaire ou périkaryone :

Le corps cellulaire entoure un gros noyau. Il a souvent une forme étoilée. Sa membrane est formée de deux couches de molécules de phospholipides présentant des orifices ou canaux (ou pores membranaires), permettant les échanges ioniques (Na^+), (K^+) et (Cl^-) avec l'extérieur de la cellule.

b) Les expansions : sont de deux sortes et elles partent du corps cellulaire. Ce sont :

- **les dendrites** : prolongements protoplasmiques ramifiés.
- **l'axone (cylindraxe ou fibre nerveuse)** : est un prolongement unique qui possède des branches collatérales et se termine par une arborisation de fibres dont chacune des branches aboutit à la plaque motrice d'une unité motrice alors les nerfs sont donc formés d'une multitude de fibres nerveuses groupées en faisceaux. [14]

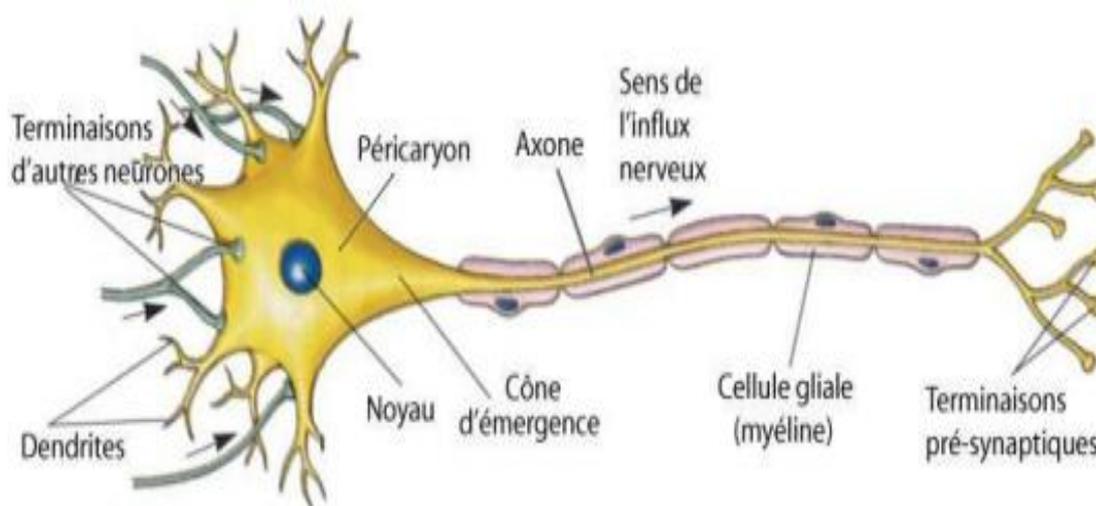


Figure I.5 : Schéma d'un neurone [15]

I.1.1.4.2 Les fibres motrices

Il existe dans les nerfs périphériques deux sortes de fibres nerveuses motrices dont les corps cellulaires sont dans la substance grise de la moelle. Les corps cellulaires sont appelés motoneurones. On distingue :

- a) **Des motoneurones alpha** : dont l'axone innerve les fibres musculaires squelettiques et sont responsables de l'activité musculaire et du mouvement.
- b) **Des motoneurones gamma** : qui innervent la partie musculaire des fuseaux neuromusculaires qui sont responsables de la régulation du tonus musculaire [14].

I.1.1.5 L'unité motrice

1.1.1.6.1 Définition

L'unité motrice (UM) a été définie comme l'ensemble constitué par un motoneurone alpha et les fibres musculaires qu'il innerve. En général, un fibre musculaire ne reçoit qu'une terminaison nerveuse. Lorsque l'influx nerveux du motoneurone alpha parvient aux jonctions neuromusculaires (plaques motrices), les fibres innervées par ce motoneurone se contractent simultanément [16].

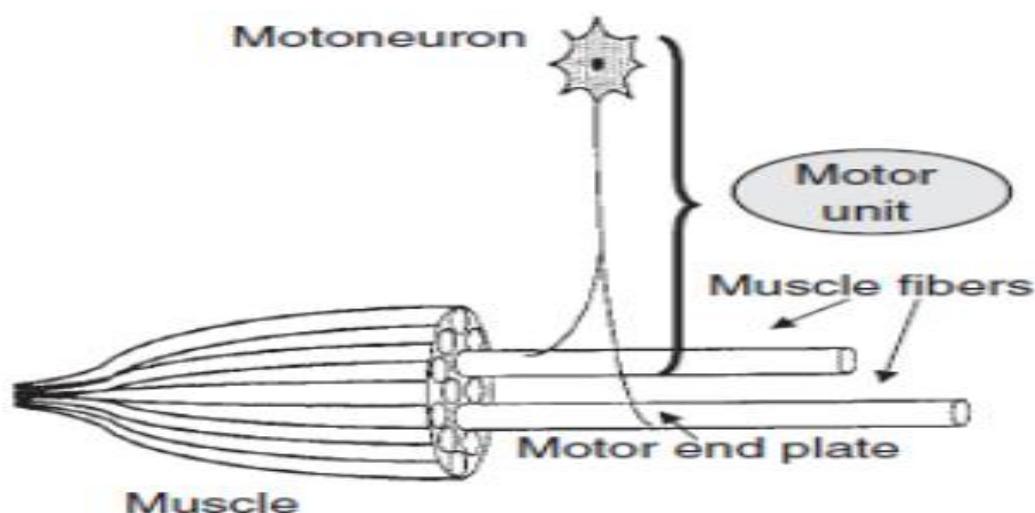


Figure I.6 : Représente l'unité motrice [17]

I.1.1.6.2 Taille de l'UM

Grâce à des études sur des cadavres ont montré que le nombre moyen des FM définit la "taille de l'UM [18]. Cette unité fonctionnelle élémentaire, est composée d'un ensemble de FM, toutes de même type et réparties sur un territoire musculaire. Le nombre de fibres dans une UM varie en fonction du muscle étudié et du type, pouvant aller jusqu'à un millier dans les muscles de la jambe. Par exemple, on dénombre en moyenne près de 100 fibres dans le cas de petites UM et plusieurs centaines pour les grosses UM [4].

I.1.1.6 Les différents modes de contraction musculaire

La contraction des muscles varie selon leur richesse en fibres rapides ou lentes, est toujours plus puissante et rapide que celle des muscles lisses situés dans les viscères. [1]

I.1.1.7.1. Concentrique :

C'est le type de contraction le plus courant qui consiste à un raccourcissement du muscle. Les insertions se rapprochent, le muscle "se concentre" Ce type traduit le mouvement de flexion [19]

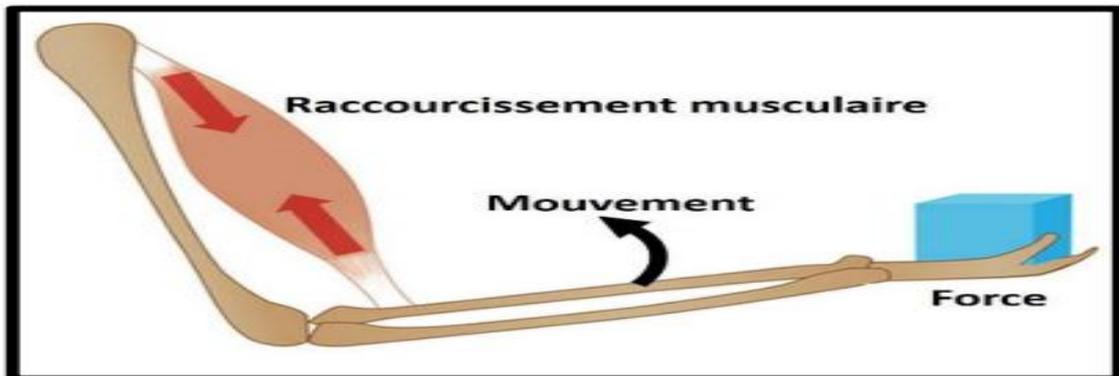


Figure I.7 : Le mode concentrique de la contraction musculaire [19]

I.1.1.7.2. Excentrique

Le principe de l'excentrique est un régime de contraction qui consiste à solliciter le muscle en éloignant ses points d'insertions, il s'agit souvent de freiner une charge. Ce type traduit le mouvement d'extension [19].

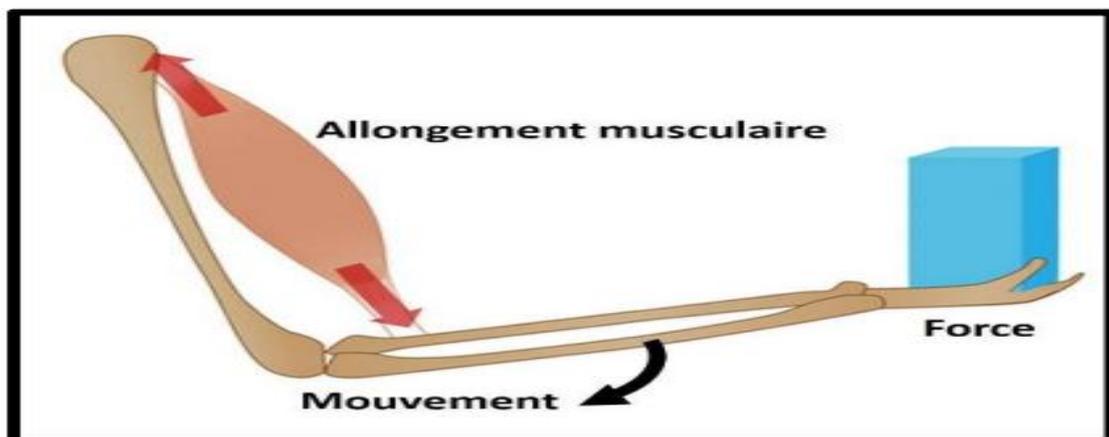


Figure I.8 : Le mode excentrique de la contraction musculaire [19]

I.1.1.7.3. Isométrique

Le régime isométrique est défini par une contraction musculaire où les points d'insertions ne bougent pas. [19]



Figure I.9 : Le mode isométrique de la contraction musculaire [19]

I.1.1.7.4. Pliométrie

La pliométrie est caractérisée par une action d'allongement du muscle, rapidement suivi par une action concentrique. C'est un cycle complet d'étirement et de raccourcissement. Cette méthode permet d'augmenter la force produite notamment grâce à la vitesse d'exécution et aux propriétés élastiques du muscle. Cette méthode permet une amélioration des facteurs de conduction nerveuse et de l'élasticité musculaire. [19]

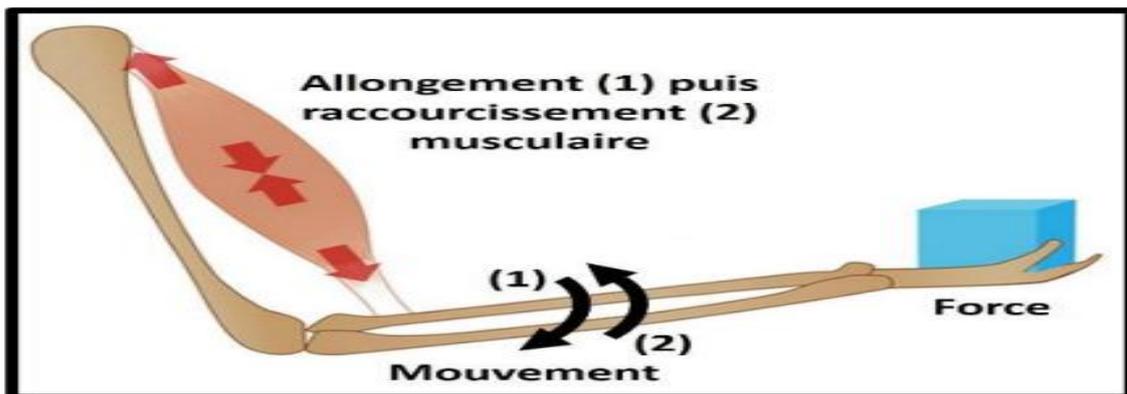


Figure I.10 : Le mode pliométrique de la contraction musculaire [19]

I.2 Électromyogramme

I.2.1 Bref historique de l'électromyogramme

L'EMG exploite les phénomènes électrochimiques produits par les contractions musculaires afin de fournir un indice de l'activité musculaire. Les premiers écrits faisant un lien entre le système musculaire et l'activité électrique datent du XVIII^{ème} siècle. Avec les découvertes de Francesco Redi (1666), qui a associé la production de chocs électriques émis par un animal marin à un phénomène de nature musculaire. S'en sont suivies de nombreuses publications dont celle de Luigi Galvani, qui proposa le terme "bioélectricité" afin de décrire le phénomène de contraction du tissu musculaire d'une grenouille lorsque celui-ci est soumis à une stimulation électrique. Le chercheur Français Jules-Étienne Marey fut le premier à mesurer l'activité

Chapitre I : Anatomie et physiologie musculaire

électrique générée par une contraction volontaire chez l'humain grâce à un système d'acquisition qu'il a baptisé « électromyographe ». Aujourd'hui, l'électromyographie (EMG) désigne la technique d'enregistrement des variations de potentiels électriques associés à l'activité neuromusculaire [20].

I.2.2 L'origine du signal EMG

I.2.2.1 Excitabilité des membranes musculaires

L'excitabilité des fibres musculaires grâce à un contrôle neuronal représente un facteur important dans la physiologie du muscle. Ce phénomène peut être expliqué par un modèle d'une membrane semi-perméable qui décrit les propriétés électriques du sarcomère. L'équilibre ionique (K^+ , Na^+ , Cl^-) entre les milieux intérieur et extérieur d'une cellule musculaire forme un potentiel de repos à la membrane de la fibre musculaire (environ -80 à -90 mV lorsqu'il n'est pas contracté) Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe à ions) résulte de la charge intracellulaire négative par rapport à la surface externe. L'activation d'une cellule de la corne antérieure α -moteur entraîne la conduction de l'excitation le long du nerf moteur. Après la libération des substances de transmission au niveau des plaques motrices, un potentiel de la plaque motrice est formé au niveau de la fibre musculaire innervée. Les caractéristiques de diffusion de la membrane de la fibre musculaire sont brièvement modifiées et des ions Na^+ s'infiltrent à travers la membrane. Cela provoque une dépolarisation de la membrane qui est immédiatement rétablie par un échange d'ions à l'intérieur du mécanisme de pompe d'ions actifs [17]

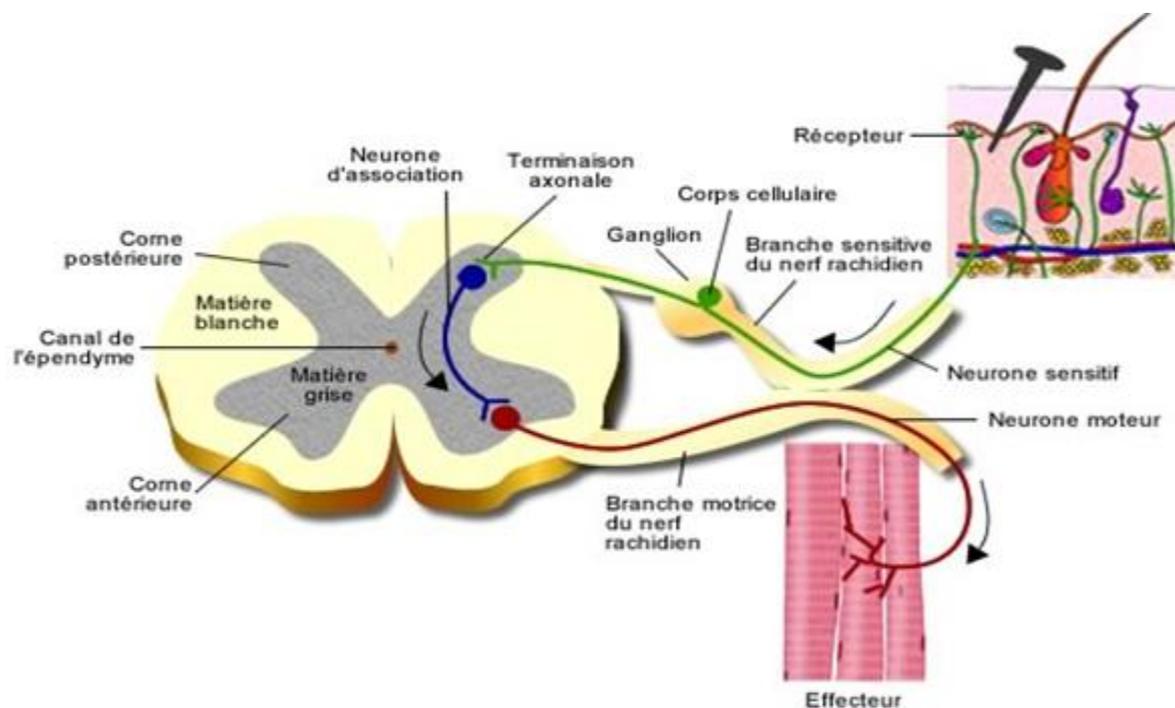


Figure I.11: Une représentation schématique des mécanismes du contrôle moteur de base, d'UM [21]

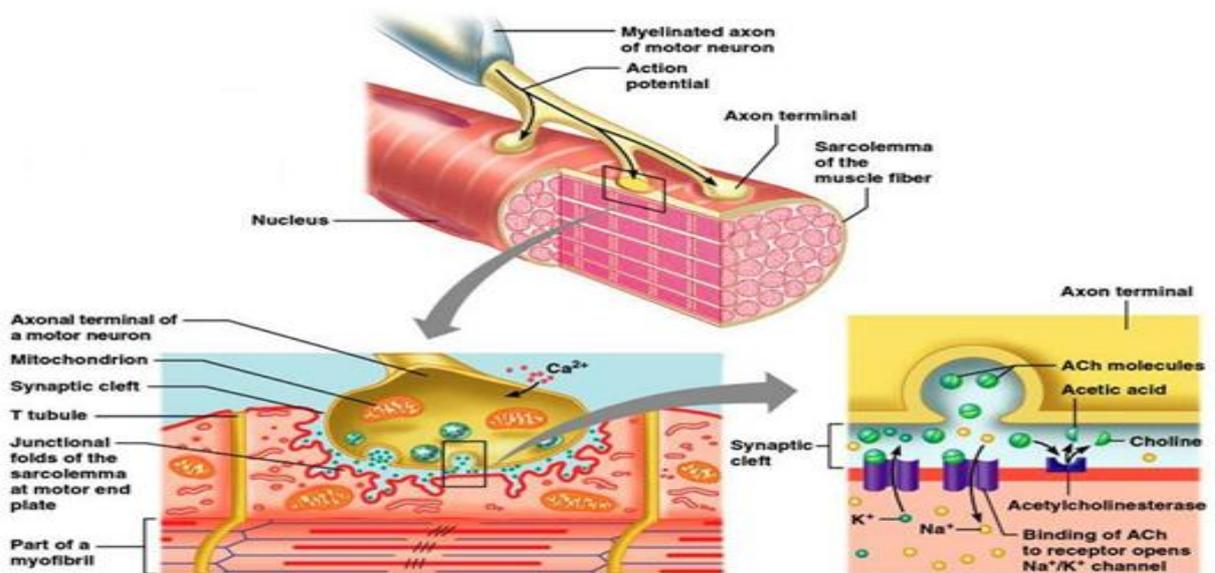


Figure I.12: Une représentation schématique de l'action d'une plaque motrice [22]

I.2.2.2 Potentiel d'action

Si un certain niveau de seuil est dépassé dans le flux Na^+ , la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action qui change rapidement de -80 mV à $+30 \text{ mV}$ (figure I-14). Il s'agit d'un éclatement électrique monopolaire qui est immédiatement rétablie par la phase de repolarisation et suivie d'une période d'hyperpolarisation de la membrane voir (figure I.13). A partir des plaques motrices, le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire dans les directions opposées avec une vitesse de 2 à 5 m/s et à l'intérieur de la fibre musculaire grâce à un système tubulaire. A chaque point où un tube transversal touche une partie du réticulum sarcoplasmique, le potentiel d'action en propagation provoque le réticulum sarcoplasmique pour libérer des ions Ca^{++} [17]

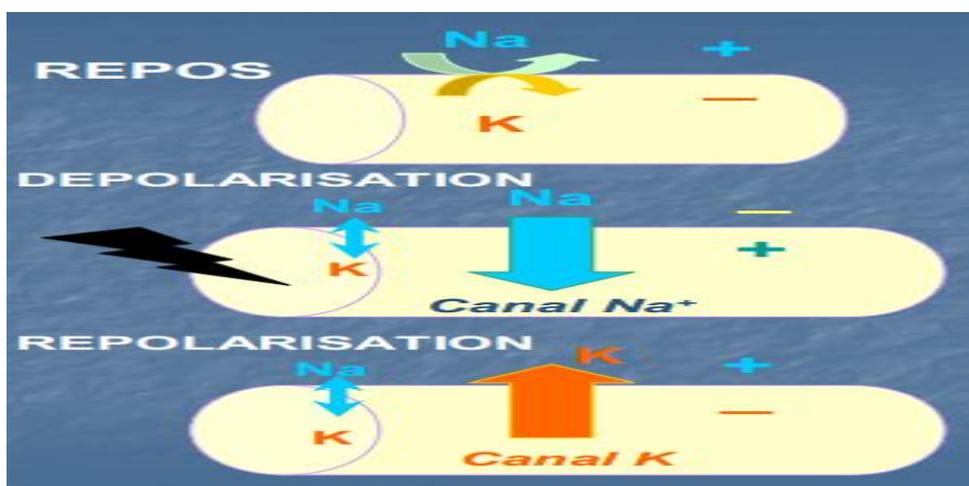


Figure I.13: Le potentiel d'action vue cellulaire [23]

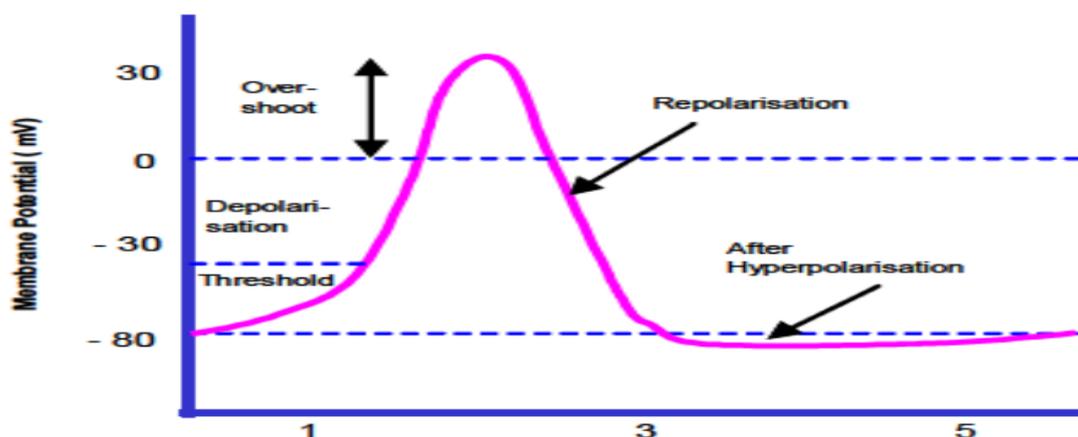


Figure I.14 : Potentiel d'action [24]

I.2.2.3 Potentiel d'action d'unité motrice

Le potentiel d'action d'unité motrice (PAUM) est le champ électrique résultant de la somme des champs électriques émis par chacune des fibres de l'unité motrice (figure I -15). Le train de PA générera alors un train de potentiel d'action d'unité motrice (TPAUM) [8].

Quand une unité motrice est activée via le α -motoneurone à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire, les fibres appartenant à cette UM sont toutes excitées ensemble et contractées. Les potentiels d'action se propageant le long des fibres créent une activité électrique qui peut être détectée aussi bien par les techniques invasive ou non invasive. Le potentiel détecté reflétant les activités de toutes les fibres est une combinaison de tous les potentiels d'action des fibres singulières (PAFS) appartenant à une même unité motrice et fournissant ainsi (PAUM) [14].

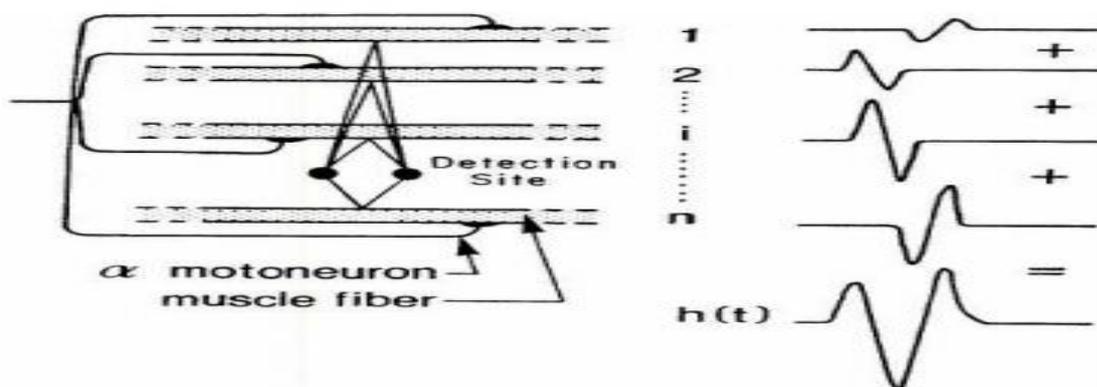


Figure I.15 : Potentiel d'action d'une unité motrice [14]

Le signal EMG est finalement la somme pondérée des potentiels d'action des unités (figure I.16).

I.2.2.4 Le signal EMG

Les signaux myoélectriques appelés aussi électromyogrammes (EMG), sont des signaux électriques pouvant être enregistrés au niveau des muscles. L'interprétation de ces signaux peut conduire à de nombreuses applications [25].

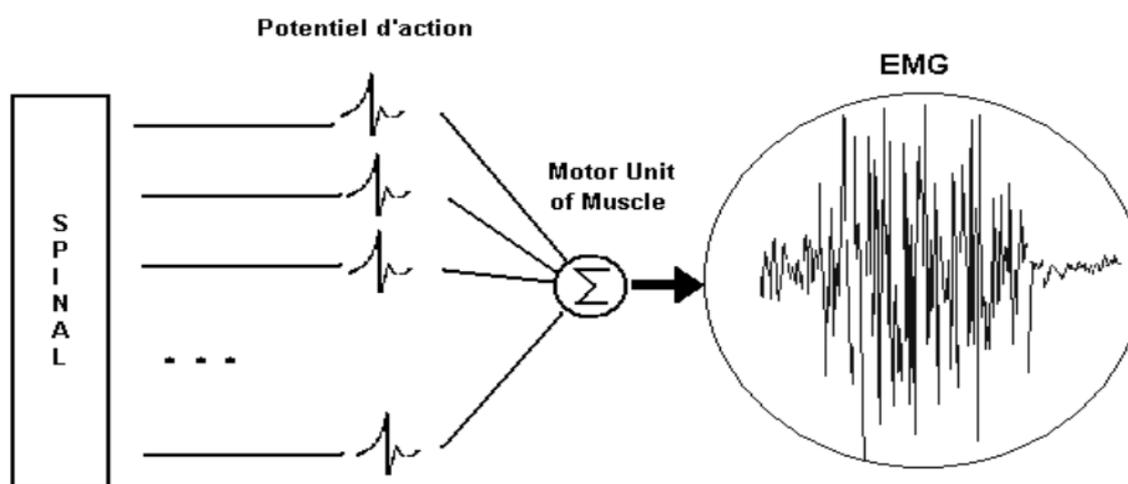


Figure I.16: La génération d'un signal EMG [18]

L'électromyogramme est l'enregistrement de l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf. C'est la somme des potentiels électriques musculaire, correspondant à la contraction des différentes fibres musculaires impliquées dans l'activité du muscle considéré, génère un champ électrique suffisamment important pour pouvoir être recueilli, soit localement (dans le muscle), soit à distance (à la surface de la peau) est dit globale [26], On peut obtenir des informations sur l'état des muscles comme la tension musculaire, la fatigue [25] à partir des signaux myoélectriques

I.2.2.4.1 Caractéristique du signal EMG

Ce signal présente une bande à composantes spectrales d'une fréquence très basse (20 à 500Hz). Le signal EMG est toute fois caractérisé par une amplitude plus faible que celle du signal ECG.

Les valeurs types sont d'environ 200-500 μ V, environ 5 fois inférieures à celle d'ECG Le signal est amplifiée en mode bipolaire, entre une paire d'électrodes et un point commun.

I.2.2.4.2 EMG en activité volontaire

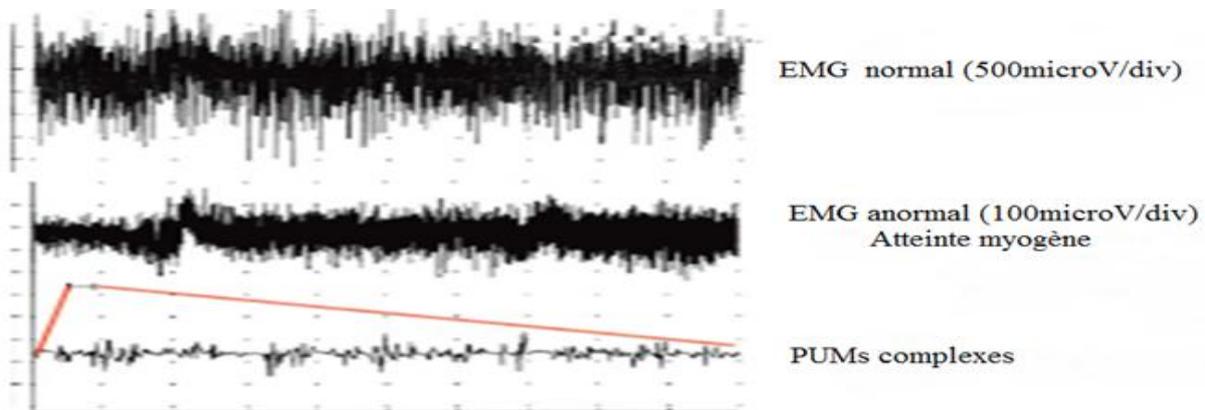


Figure I.17 : Le signal EMG lors de l'activité [27]

En haut, EMG normal pour une contraction volontaire maximale de surface d'amplitude 500 microvolt/division.

Au milieu, EMG anormal il y a une réduction importante de l'amplitude sur une contraction volontaire maximale par rapport à ce qui est attendu (plus de 5X plus faible). On suspecte ici une atteinte myogène

En bas : zoom sur une petite partie du tracé d'en haut. On met en évidence quelques PUM complexes. [27]

I.2.2.5 Les électrodes

Les électrodes jouent un rôle majeur dans la détection des signaux EMG, elles sont en contact avec le muscle, Les potentiels d'action se propagent alors le long des fibres musculaires et à travers les différentes couches de tissus (le tissu sous-cutané) jusqu'à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin la différence entre le potentiel recueilli par ces électrodes de surface.

I.2.2.5.1 Les électrodes aiguillent

Elles touchent directement la fibre musculaire. Elles permettent d'obtenir le signal émis par une seule fibre mais présentent l'inconvénient d'abimer la peau et le tissu musculaire.



Figure I.18: L'électrode aiguille [27]

I.2.2.5.2 Les électrodes de surface

Elles sont fixées sur la peau au niveau du muscle cible. Elles fournissent le signal émis par un ensemble de fibres musculaires et non plus d'une seule comme précédemment.

Dans ce type des électrodes la distance entre eux est grande ce qui nous donne un signal faible et plus complexe.



Figure I.19: Les électrodes de surface [17]

Parmi les électrodes de surface, on distingue :

- a) **les électrodes humides** : à base de gel Ag/AgCl, a usage unique et a durée de vie limitée.
- b) **les électrodes sèches** : réutilisables et a plus grande durée de vie. Leur impédance électrique est haute et instable et la transpiration déforme légèrement le signal [28]

I.3 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons bien détaillé la structure musculaire et les notions de base de l'électromyogramme cela nous offre la possibilité d'étudier l'activité musculaire des différents membres au niveau de corps humain. Dans le chapitre suivant, nous aurons entamé l'étude et la conception de développement d'un dispositif électronique pour détecter l'activité électrique musculaire.

Chapitre II

Conception et réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

II. Introduction

Suite à la recherche bibliographique qui a été effectuée, il a été possible d'établir un schéma de base pour un système de détection d'un signal EMG, en se basant sur L'électromyographie de surface (sEMG) qui reste une des méthodes les plus couramment utilisées pour la quantification du niveau d'activité d'un muscle, tous simplement en mesurant les potentiels d'action des unités motrices responsables sur les contractions musculaires[29]. Le signal EMG doit être aussi bien détecté en gardant sa bonne qualité (une haute résolution du signal et un faible bruit) pour obtenir des résultats valables afin de classifier les différentes pathologies musculaires. Pour cet effet, il faut bien connaître la nature de ce signal et ses différentes caractéristiques d'amplitude et de fréquences pour qu'on puisse faire un choix rationnel du circuit électronique.

Dans ce chapitre on présente l'étude théorique des différents étages constituant ce dispositif qui est constitué d'un ensemble d'étages partant du capteur, passant par l'étage d'amplification et de filtrage, ensuite par un étage de numérisation pour faciliter l'affichage et le traitement sur PC. Par la suite, chacune de ces parties sera reprise avec beaucoup plus de détail.

II.1 Conception de circuit d'acquisition du signal EMG

Généralement les signaux électro-physiologiques sont des signaux électriques complexes et bruités telle que les signaux myoélectriques (électromyogramme) et puisque ces signaux ont une fréquence et une amplitude basses microvolt à quelque millivolt) ; alors, leur enregistrement exige une chaîne d'acquisition spécifique.

La chaîne d'acquisition illustrée dans le schéma bloc (figure II.1) est constituée d'un :

- Capteur capable de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique. Dans notre cas le capteur représente les électrodes.
- Circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification et de filtrage
- Un circuit de rétroaction et autre d'offset
- En utilisant une carte Arduino pour le traitement
- Une interface sous MATLAB pour l'affichage

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

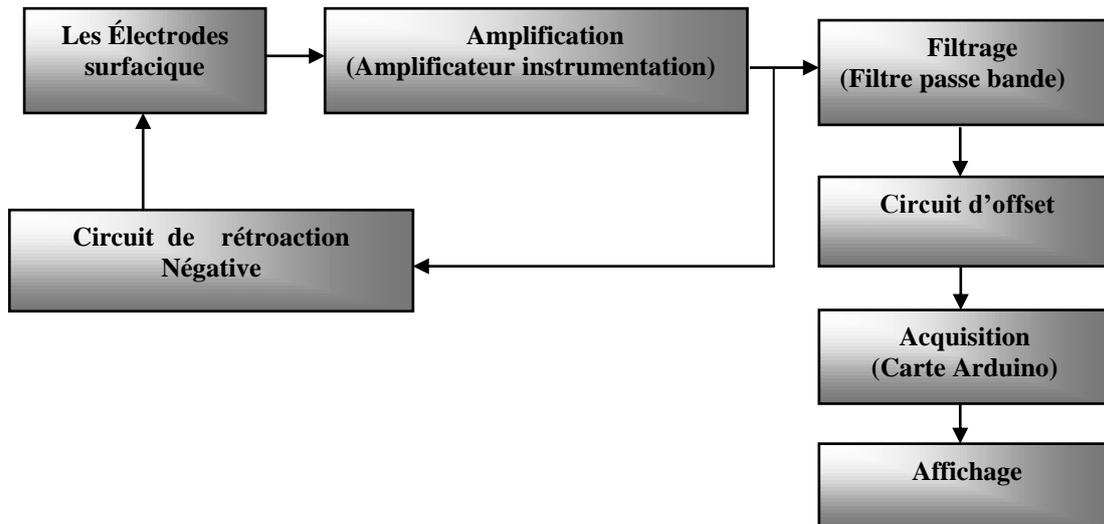


Figure II.1 : Schéma bloc du système d'acquisition de l'EMG.

II.1.1 Le Capteur

Le capteur est le premier élément dans la chaîne de mesure. Dans ce dispositif il correspond aux électrodes de surface que nous l'avons déjà parlé dans le premier chapitre, On a choisis pour notre réalisation les électrodes humides à base de gel Ag/AgCl. Elles permettent de maintenir l'impédance électrique désirée mais sont à usage unique et possèdent une durée de vie limitée.

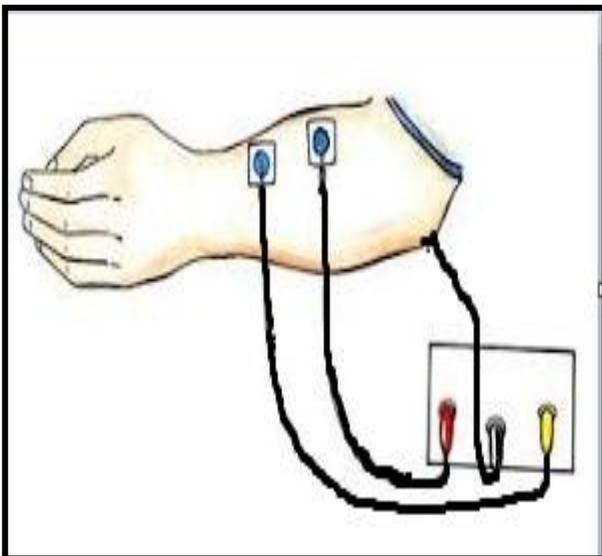


Figure II.2: Représentation de la position des électrodes Surfacique [30]



Figure II.3: Les électrodes de surface humides à base de gel Ag/AgCl

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

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, La peau doit être nettoyée avec de l'alcool pour éliminer et réduire les effets des artefacts de la peau telle que la Graisse, Poils, Saleté, Cellules mortes de la peau et transpiration. [31]

Les électrodes doivent être placées en parallèle avec les fibres musculaires et Au milieu du corps musculaire :

- Les fils doivent être immobilisés à la peau
- Jamais placer les électrodes sur ou à côté de l'insertion tendineuse.
- L'électrode de référence doit être loin de deux autres électrodes et doit être placée sur une aire neutre électriquement (os) [31]

II.1.2 Alimentation

Les tensions requises peuvent être générées par l'intermédiaire d'un ou de plusieurs circuits de convertisseur de tension continue spéciaux. La plupart des convertisseurs de tension fonctionnent selon l'une des quatre méthodes de base en utilisant, soit un simple réseau de multiplicateur de tension diode-condensateur, soit un transformateur et un redresseur soit un convertisseur de charge à pompe, soit en utilisant le condensateur volant (flying capacitor). Cette dernière est l'une des méthodes les plus efficace pour obtenir les tensions positives (+ve) et négatives (-ve) est l'utilisation de la technique de condensateur volant qui se base sur l'utilisation de circuit intégré ICL7660 qu'on peut le remplacer par le SI7660, LMC7660, etc.... ; pour cette raison dans notre projet on va utiliser le circuit ICL7660 afin d'obtenir la tension -5v.

La figure II.4. Illustre le montage d'alimentation avec ICL7660, le condensateur c1 représente le condensateur volant, alors que la tension -5v est obtenue aux bornes du condensateur c2

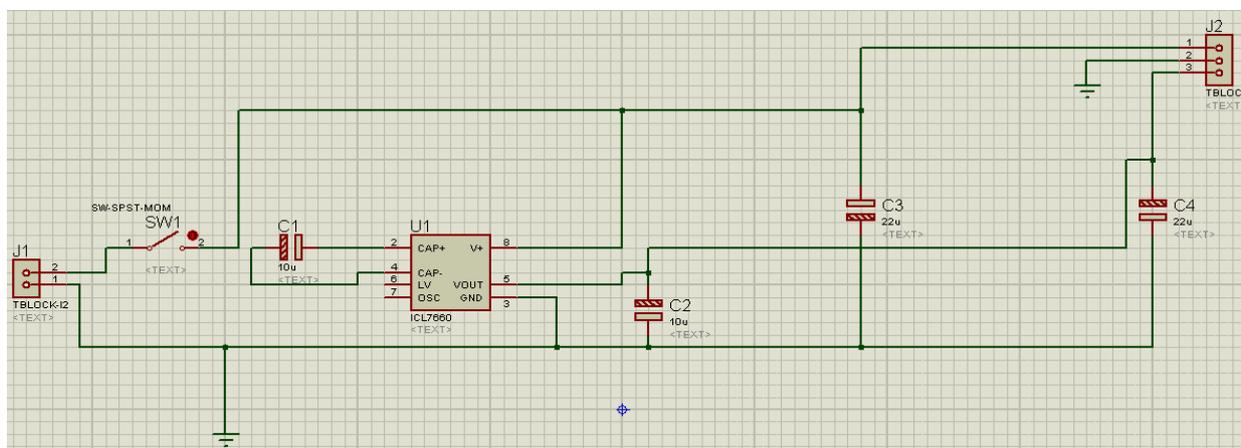


Figure II.4: Le montage d'alimentation avec ICL7660

II.1.3 Amplification

Le signal EMG détecté au niveau des électrodes est de très faible amplitude aussi il est noyé avec différentes sources de bruits. On souhaite travailler avec une bonne précision, il est nécessaire de les amplifier. C'est pour cela on fait appel à l'amplificateur d'instrumentation qui adapte le signal utile à la chaîne d'acquisitions de manière la plus précise. L'utilisation de l'amplificateur d'instrumentation mais pas seulement pour amplifier le signal mais aussi pour réduire ou éliminer la tension en mode commun, En fait, lorsqu'on parle de mesure ou d'amplification différentielle, on doit se préoccuper de deux tensions, la tension différentielle V_d et la tension de mode commun V_{mc} [32].

II.1.3.1 La tension en Mode commun

Une tension en mode commun c'est la tension superposé sur une tension différentielle à la sortie de deux capteurs, elle a plusieurs origines lorsque :

- les câbles de liaisons sont en proche de l'alimentation
- lorsque les capteurs sont dans un endroit influé par des parasites électromagnétiques
- quand les câbles de liaison ont une défaillance, cette dernier va génère une tension supplémentaire.

Par définition, on va appeler une tension de mode commun V_m

$$V_{ms} = (V_1 + V_2)/2 \quad (\text{II.1})$$

Avec : V_1 et V_2 : les tensions d'entrée de l'amplificateur différentiel

De la même manière, on définit une tension différentielle V_d d'entrée par l'équation (II.2)

$$V_d = V_1 - V_2 \quad (\text{II.2})$$

A partir des équations précédentes on peut définir la tension différentielle comme étant la différence des deux signaux d'entrées, et la tension de mode commun est la moyenne arithmétique des deux signaux d'entrées [34].

II.1.3.2 Amplificateur d'instrumentation à trois amplis

L'amplificateur d'instrumentations (figure II.5) est un amplificateur linéaire de différence [34], Il est constitué d'un premier étage permettant d'amplifier la tension différentielle ($e_1 - e_2$) et de rendre négligeables les résistances des sources de signaux grâce à une forte impédance d'entrée. Le deuxième, l'étage de sortie

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

est un amplificateur différentiel de gain différentiel unitaire minimisant son propre gain de en mode commun A_{mc} mais il reste en partie conditionné par la précision de résistance r [35]

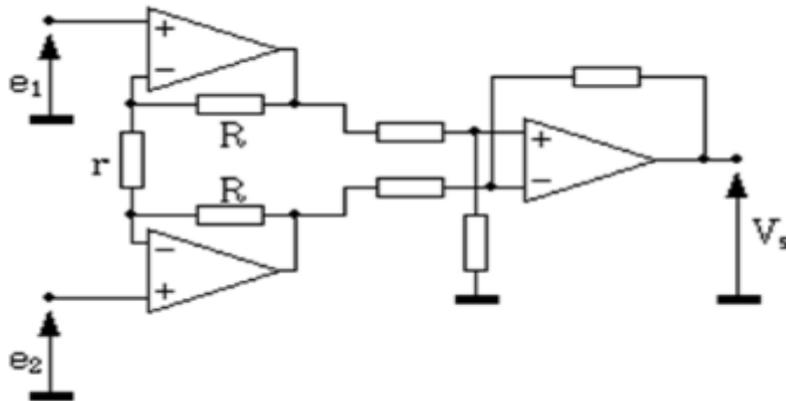


Figure II.5: Un amplificateur d'instrumentation à base de trois amplis [34]

II.1.3.2.1 Le premier étage :

Le premier étage de l'amplificateur d'instrumentation est étage de l'amplification

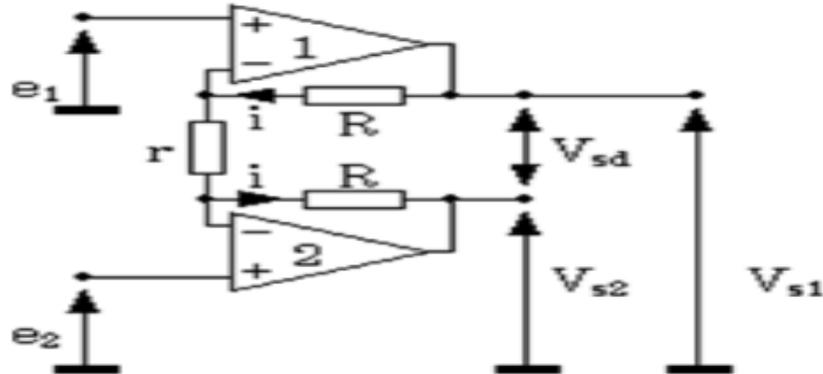


Figure II.6: Le 1er étage différentiel à deux amplificateurs [34]

Le schéma de la Figure(II.6) illustre les deux buffers analogiques permettant de recueillir les deux entrées analogiques dont la différence sera assurée par un circuit de deuxième étage.

- Les impédances d'entrées des amplificateurs sont considérés infinies. Dans le cas idéal, nous pouvons écrire ($V_+ = V_-$) [34]

- Le courant circulant dans la résistance r et dans les deux résistances R sera donc le même, ce qui permet d'écrire :

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

D'après l'utilisation de la loi d'Ohm on a :

$$e_1 - e_2 = r \times i \quad (\text{II.3})$$

Avec:
$$i = \left(\frac{V_{s1} - V_{s2}}{2R + r} \right) \quad (\text{II.4})$$

On remplace i de l'équation (II.3) par l'équation (II.4) :

Donc (II. 3) sera
$$e_1 - e_2 = r \times \left(\frac{V_{s1} - V_{s2}}{2R + r} \right) \quad (\text{II.5})$$

Et par la suite
$$e_1 - e_2 = \left(\frac{r}{2R + r} \right) \times (V_{s1} - V_{s2}) \quad (\text{II.5})$$

En mettant :
$$V_{s1} - V_{s2} = V_{sd} \quad (\text{II.6})$$

Alors, Le gain différentiel A_d est donné par l'équation (II.7) :

$$A_d = \left(\frac{V_{sd}}{e_1 - e_2} \right) = 1 + \frac{2R}{r} \quad (\text{II.7})$$

L'équation (II.7) effectuée par le premier étage assure le gain du montage au complet [34]

• On peut aussi calculer les valeurs de V_{s1} et V_{s2} :

$$V_{s1} = e_1 + Ri \quad (\text{II.8})$$

$$V_{s2} = e_2 - Ri \quad (\text{II.9})$$

Cependant notre amplificateur n'est pas parfait, et il présente une tension en mode commun, la valeur de cette tension est donnée par l'équation (II.10)

• La tension de mode commun V_{mc} du montage sera donc :

$$V_{mc} = \left(\frac{e_1 + e_2}{2} \right) \quad (\text{II.10})$$

- Le gain en mode commun A_{mc} est donné par l'équation (II.11) :

$$A_{mc} = A_1 - A_2 \quad (II.11)$$

Sachant que :

A_1 : le gain fournit par l'amplificateur 1

A_2 : le gain fournit par l'amplificateur 2

II.1.3.2.2 Deuxième étage

La différence sera assurée par ce circuit suivant.

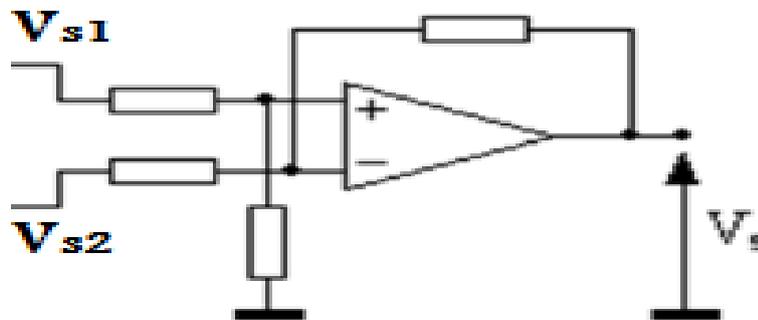


Figure II.7: Le circuit électrique de 2ieme étage sous forme d'un amplificateur différentiel [34]

Dans un amplificateur de différence on cherche évidemment à obtenir l'équation (II.12)

$$A_{mc} \times V_{mc} \ll A_d \times V_{ds} \quad (II.12)$$

C.-à-d. on cherche à obtenir un mode différentiel plus fort que le paramètre en mode commun pour augmenter la qualification de l'amplificateur

Pour qualifier un amplificateur quant à son aptitude à rejeter la tension en mode commun, on introduit une grandeur appelée le rapport de réjection en mode commun (TRMC) ou (en anglais CMRR pour Common-Mode Rejection Ratio). [34]

I.1.3.2.2.1. Taux de réjection en mode commun

Le taux de réjection du mode commun (TRMC) est une valeur numérique quantifiant la capacité d'un amplificateur différentiel à rejeter la tension commune de ses deux entrées. Elle est le plus souvent exprimée en décibel [36]

$$\text{TMRC (dB)} = 20 \log \frac{A_d}{A_{mc}} \quad (\text{II.13})$$

Ce deuxième étage a un gain unitaire mais il fournit un taux de rejection on mode commun global, c'est TMRC du montage au complet.

La sortie de ce montage est la différence entre les deux signaux d'entrée :

$$V_S = A_{Vd2} \left[(V_{S1} - V_{S2}) + \left(\frac{V_{S1} + V_{S2}}{2 \text{TRMC} 2} \right) \right] \quad (\text{II.14})$$

Où :

A_{Vd2} : le gain différentiel de deuxième étage

V_{S1} et V_{S2} : les entrées du deuxième étage

TRMC2 : taux de réjection de mode commun du deuxième étage

Alors que la sortie du montage au complet l'équation (II.14) devient:

$$V_S = A_{Vd} \times ((e1 - e2) + A_{mc} \times \left(\frac{e1 + e2}{2} \right)) \quad (\text{II.15})$$

Où :

A_{Vd} : gain différentiel

La Valeur $\left(\frac{e1 + e2}{2 \text{TRMC} 2} \right)$: est aussi appelée tension de Mode Commun ramenée en entrée différentielle. Cette tension introduit une erreur sur l'amplification différentielle.

Sachant que : $\text{TRMCT} = A_{Vd} \times \text{TRMC} 2 \quad (\text{II.16})$

Donc Le TRMC global aura alors une valeur élevée, et par suite la valeur $\left(\frac{e1 + e2}{2 \text{TRMC} 2} \right)$ va se réduire [33]

I.1.3.2.2.1.1. L'amélioration du TRMC

Pour augmenter TRMC il faut :

- présenter des entrées à impédance infinie pour éviter de délivrer des tensions différentes sur les deux entrées.
- symétriser les deux voies pour traiter identiquement l'amplification des deux entrées [37]

Pour un AOP, le TRMC en continu fluctue entre 70 et 130 dB suivant le type d'amplificateur mais il diminue fortement avec l'augmentation de la fréquence

II.1.3.3 Les caractéristiques d'un Amplificateurs d'instrumentation

Comme mentionné au début de ce chapitre un amplificateur d'instrumentation doit posséder les caractéristiques suivantes :

- impédances d'entrée élevées sur les deux voies
- rapport de réjection en mode commun élevé
- impédance de sortie faible
- faible niveau de bruit
- La particularité d'un amplificateur d'instrumentation est qu'il amplifie la tension de mode différentielle sans (ou peu) amplifier la tension de mode commun. Ils consistent à utiliser un montage amplificateur avec plusieurs AOP qui optimise le rapport de l'amplification du mode différentiel par rapport à l'amplification de mode commun [37]

II.1.3.3.1 Désavantages

- A_1 et A_2 doivent être identiques afin d'éviter d'introduire des différences qui seraient amplifiées dans l'amplificateur différentiel
- Difficile de varier le gain: 2 résistances matchées (R_1) doivent être ajustées en même temps [38].

II.1.3.4 Circuit intégré utilisé

L'amplificateur instrumentation utilisé dans notre application c'est l'AD620 sous forme d'un circuit intégré. Il est optimisé pour posséder les caractéristiques suivantes :

- Impédances d'entrée élevées sur les deux voies ($>100\text{ M}\Omega$)
- Taux de réjection en mode commun très élevé (110 à 130 dB typiquement)
- Impédance de sortie très faible et faible niveau de bruit

Consulter en annexe la fiche technique pour broches de cet amplificateur voir l'annexe la fiche technique de AD620 [39].

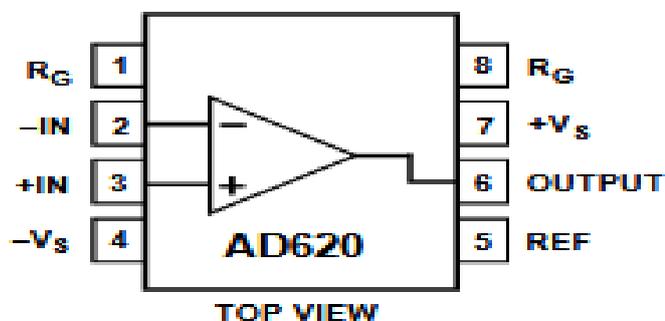


Figure II.8: Une configuration d'AD620 [39]

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

- **Le Gain différentiel :**

$$G_d = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (\text{II.17})$$

Avec : R_G : la résistance externe

On a pris deux résistances qui sont reliées en cascade de valeurs (240 Ω) (l'une branchée avec la patte 1 et l'autre branchée avec la patte 8 du AD620) aux lieux d'utiliser une résistance variable, c'est juste pour faciliter l'ajustement du gain et avoir une valeur fixe.

Donc $R_G = 480 \Omega$

Alors le gain est : $G_d = 105$

- **Le Gain en mode commun :** il est unitaire ($G_{mc} = 1$)

- **Le taux de réjection en mode commun :**

On a :

$$\text{TRMC} = 20 \log \frac{G_d}{G_{cm}}$$

Alors : $\text{TRMC} = 40.43 \text{dB}$

II.1.4 Circuit de contre réaction

Circuit de contre réaction négative a pour but d'inverser l'interférence en mode commun provoquée par les électrodes, et de l'injecter dans le corps du patient. Il s'agit d'un amplificateur inverseur avec un gain déterminé qui va amplifier la tension détectée à la sortie de résistance externe (les deux résistances relient en cascade), il la inverse et il l'applique via une électrode de référence sur le sujet. Ainsi, si la tension de mode commun détectée augmente elle sera appliquée avec un signe inverse sur le sujet et par conséquent il va diminuer cette tension [6]

Le circuit de notre projet est composé de deux étapes essentielles, chacune basée sur un Amplificateur opérationnelle de type OP07 ; la première sous forme d'un suiveur pour but de créer une bonne adaptation du signal EMG amplifié à la sortie de l'amplificateur ADC620 qui relie avec deux résistances branchées en cascade entre les pattes 1 et 8.

La deuxième sous forme d'un amplificateur inverseur qui a une entrée connectée avec la sortie de suiveur précédent afin d'inverser le signal amplifié en signe négative puis il est injecté à l'électrode de référence afin d'éliminer la composante continue des électrodes.

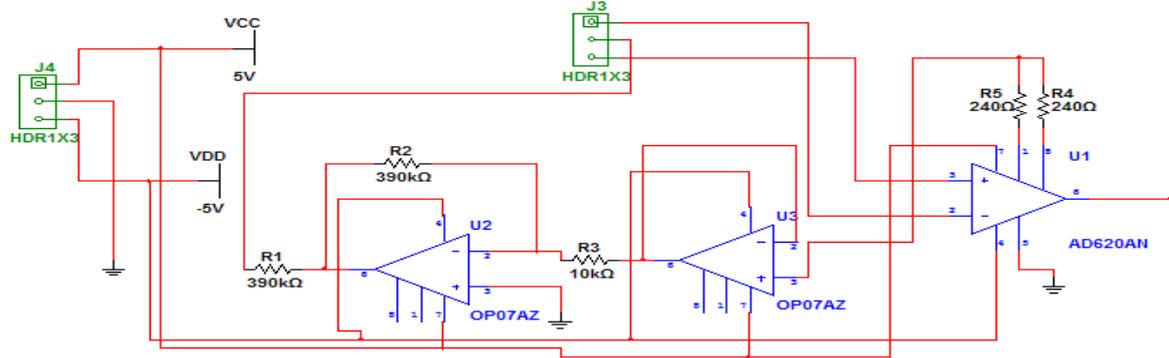


Figure II.9: Le circuit d'amplification et de contre réaction

• Le gain de l'amplificateur inverseur

D'après la loi d'ohm on a : $V_s = -I R_2$ (II.18)

$$V_e = I R_3 \quad (II.19)$$

Avec :

V_s : la tension de sortie

V_e : la tension d'entrée

Sachant que : $G = \frac{V_s}{V_e}$ (II.20)

Donc : $G = -\frac{R_2}{R_3}$ (II.21)

AN : $G = -39$

II.1.5 Filtrage

Les signaux EMG Sont des signaux bipolaires avec des faibles amplitudes qui peuvent être contaminés par différents types de bruits, donc un étage de filtres est nécessaire afin de supprimer le bruit présent dans ce genre de signaux. Deux filtrages ont été conçus dans ce circuit : un correcteur automatique d'offset afin d'enlever la ligne de base non nulle possible sur la sortie et un filtre passe-bande [20- 500] Hz ; afin de réduire les fréquences inutiles pouvant perturber le signal EMG. [40]

II.1.5.1 Définition d'un filtre

Un filtre est un quadripôle transmettant un signal sans atténuation de valeur donnée dans une bande de fréquence déterminée [41], il modifie (ou filtre) certaines parties d'un signal d'entrée dans le domaine temps et dans le domaine fréquence

II.1.5.1.1 Filtre passe haut

Atténue toutes les fréquences entre la valeur nulle et la valeur de fréquence de coupure f_c et laisse passer toutes la fréquence supérieures à celle-ci. Avec un filtre passe haut les fréquences comprises entre la f_c et la fréquence infinie forment la bande passante du filtre, on peut trouver les filtres en des différents ordres le choix des ordres dépend du signal désiré pour avoir une haute résolution [41]

II.1.5.1.1.1 Filtre passe haut de structure sallen &Key de 2^{ieme} ordre

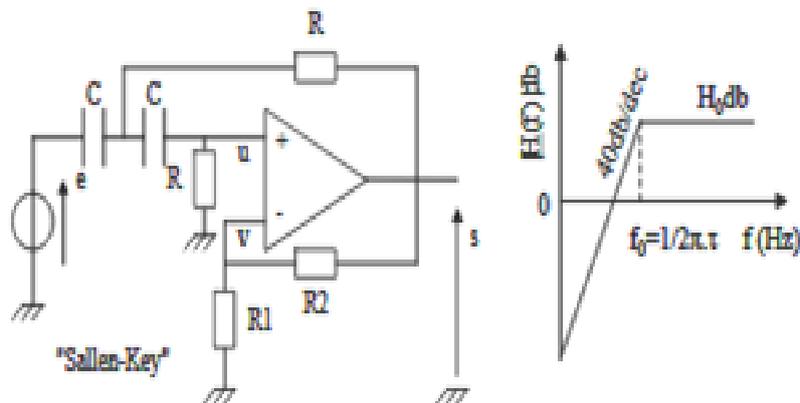


Figure II.10: Filtre passe haut de structure sallen &Key de 2^{ieme} ordre [41]

II.1.5.1.2 Filtre passe bas :

Ce filtre laisse passer toutes les fréquences entre la valeur nulle et la f_c , et atténue toutes les fréquences supérieure à celle-ci .avec un filtre passe bas, les fréquences comprises entre la fréquence nulle et la f_c forment la bande passante du filtre(BP)

II.1.5.1.2.1 Filtre passe bas de structure sallen &Key de 2^{ieme} ordre

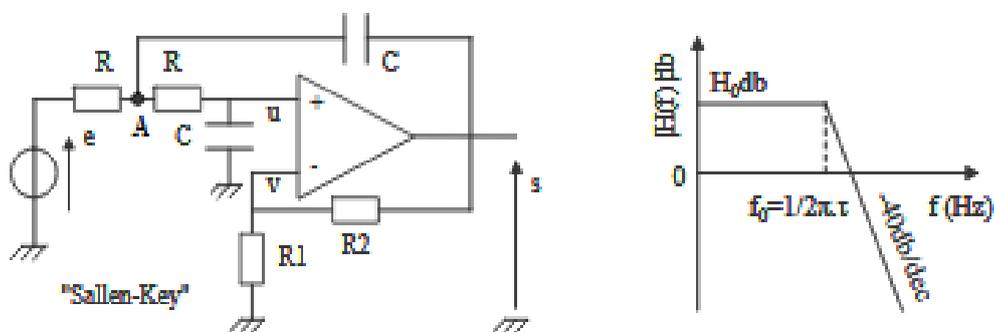


Figure II.11.: Filtre passe bas de structure sallen &Key de 2^{ieme} ordre [41]

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

- Chaque type de filtre est caractérisé par sa propre fonction de transfert et sa fréquence de coupure.

II.1.5.1.3 Filtre passe bande

On peut réaliser un filtre passe bande de structure sallen & key avec deux filtres passe bas et passe haut de sallen & key reliés en série

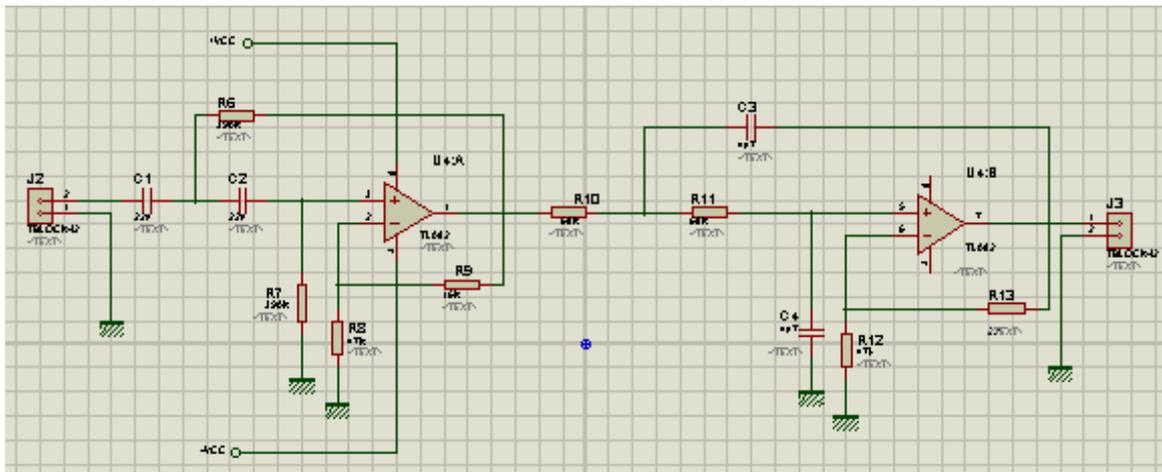


Figure II.12: Un filtre passe bande de structure sallen & Key 2^{ième} ordre

II.1.5.2 Circuit réalisé

Le filtre utilisé est la combinaison de deux filtres (passe bas et passe haut) connectés en cascade afin d'obtenir un filtre passe bande avec une bande fréquentielle de $f_c = 20\text{Hz}$ à 500Hz , chaque filtre est basé sur un amplificateur de type TL082

- Le filtre passe haut : c'est un filtre active de 2^{ième} ordre avec une structure Sallen & Kay de fréquence de coupure de $f_c = 20\text{Hz}$, Ce filtre est utilisé pour éliminer la composante continue qui a une fréquence inférieure à 20 Hz.

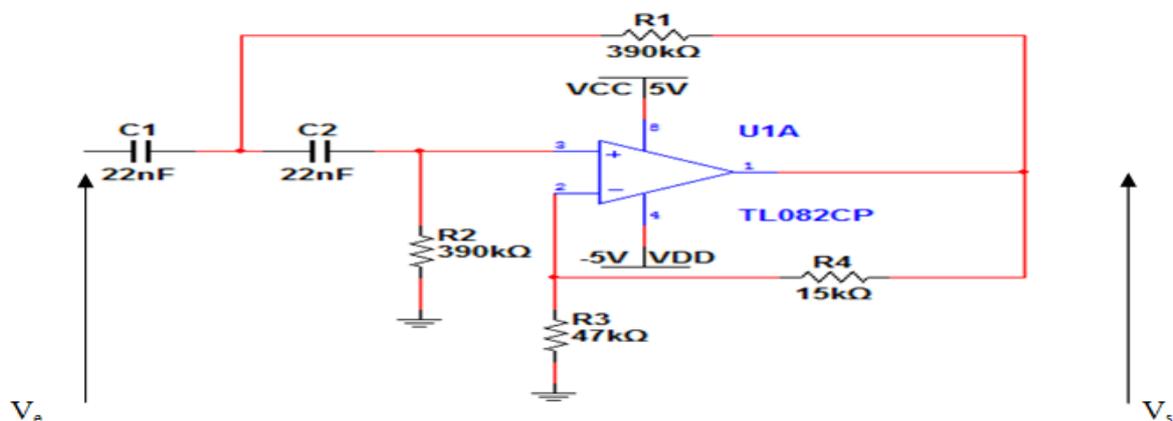


Figure II.13 Un filtre passe-haut du 2^{ieme} ordre de structure Sallen & Key en MultiSim

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

Ce filtre comprend quatre résistances ($R_1=R_2=390\text{k}\Omega$, $R_3 =47\text{k}\Omega$, $R_4 =15 \text{ k}\Omega$) et de deux condensateurs ($C_1=C_2= 22\text{nF}$)

- **Calcul de gain :**

A la sortie de filtre V_s est sous la forme de l'équation (II.22)

$$V_s = \frac{R_3+R_4}{R_3} \times V_e \quad (\text{II.22})$$

Alors que le gain :

$$K=1+\frac{R_4}{R_3} \quad (\text{II.23})$$

AN : $K= 1$

Sa propre fonction de transfert est donnée par l'équation (II.24)

$$H(j\omega) = \frac{V_s(t)}{V_e(t)} = \frac{-K \times \omega^2 R_1 C_2 R_2 C_1}{1 - \omega^2 R_1 C_2 R_2 C_1 + j\omega [R_1(C_1 + C_2) + R_2 C_2(1-K)]} \quad (\text{II.24})$$

- Calcul de pulsation propre ω_0 et le facteur de qualité Q :

À partir de l'équation générale de fonction de transfert d'un filtre passe haut de 2^{ieme} ordre qui est donné par l'équation (II.25)

$$H(j\omega) = \frac{V_s(t)}{V_e(t)} = \frac{-k \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + j \frac{\omega}{Q \omega_0}} \quad (\text{II.25})$$

Par identification de deux l'équation (II.24) et (II.25), on trouve (II.26) et (II.27) :

$$\left(\frac{1}{\omega_0}\right)^2 = R_1 C_1 R_2 C_2 \quad (\text{II.26})$$

$$\frac{1}{Q \omega_0} = R_1(C_1 + C_2) + R_2 C_2(1 - K) \quad (\text{II.27})$$

Donc :

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (\text{II.28})$$

On va remplacer (II.28) dans (II.27) pour trouver (II.29)

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}{R_1(C_1 + C_2) + R_2 C_2(1-K)} \quad (\text{II.29})$$

Sachant que : $k=1$; $C_1 = C_2$; $R_1 = R_2$

AN : $Q = 0.5$

$$\omega_0 = 116.5$$

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

• Le filtre passe bas : c'est un filtre actif de 2^{ème} ordre avec une structure Sallen & Kay de fréquence de coupure de $f_c = 500\text{Hz}$.

Ce filtre comprend quatre résistances ($R_1=R_2=68\text{k}\Omega$, $R_3 =47\text{k}\Omega$, $R_4 =22 \text{ k}\Omega$) et de deux condensateurs ($C_1=C_2= 4.7\text{nF}$)

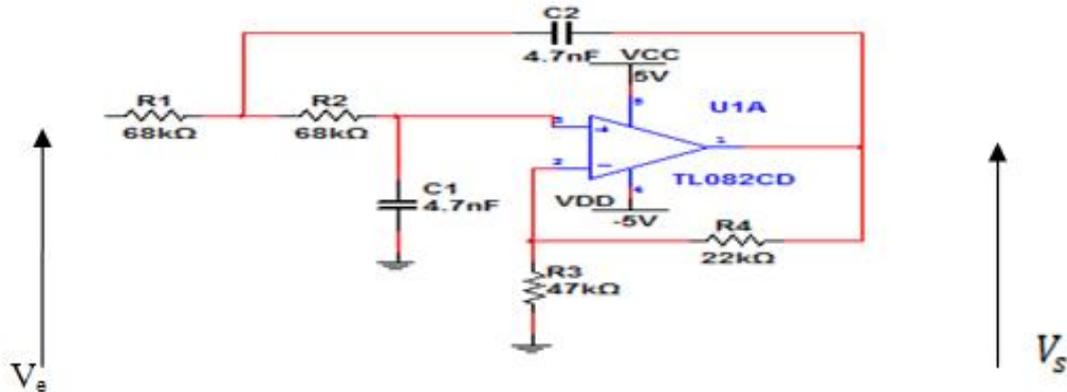


Figure II.14: Un filtre passe-bas du 2ieme ordre de structure Sallen & Key en MultiSim

Ce filtre est composé d'un amplificateur non inverseur

• **Calcul de gain :**

Après l'application d'un diviseur de tension, V_e est donné par l'équation (II.30) suivante

$$V_e = \frac{R_3}{R_3 + R_4} V_s \quad (\text{II.30})$$

Sachant que :

V_e : l'entrée d'amplificateur

V_s : la sortie d'amplificateur

L'équation (II.30) sera

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{R_3 + R_4}{R_3} \quad (\text{II.31})$$

Donc le gain est :

$$K = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (\text{II.32})$$

Sa propre fonction de transfert est donnée par l'équation (II.33):

$$H(j\omega) = \frac{V_s(t)}{V_e(t)} = \frac{K}{1 - \omega^2 R_1 C_2 R_2 C_1 + j\omega [C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - K)]} \quad (\text{II.33}) \quad [42]$$

• **Calcul de pulsation propre ω_0 et le facteur de qualité Q :**

À partir de l'équation générale de fonction de transfert d'un filtre de 2^{ème} ordre qui est donné par l'équation (II.34)

$$\mathbf{H}(\mathbf{j}\omega) = \frac{V_s(t)}{V_e(t)} = \frac{1}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + j\frac{\omega}{Q\omega_0}} \quad (\text{II.34})$$

Par identification de deux l'équation (II.33) et (II.34), on trouve (II.35) et (II.37) :

$$\left(\frac{1}{\omega_0}\right)^2 = R_1 C_1 R_2 C_2 \quad (\text{II.35})$$

Donc :

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (\text{II.36})$$

$$\frac{1}{Q\omega_0} = [C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - K)] \quad (\text{II.37})$$

On va remplacer (II.36) dans (II.37) pour trouver :

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}{[C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - K)]} \quad (\text{II.38})$$

On va simplifier (II.38), On aura :

$$Q = \sqrt{\frac{R_2 C_1}{R_1 C_2}} \frac{1}{1 + \frac{C_1}{C_2} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) - K} = \sqrt{\frac{R_2 C_1}{R_1 C_2}} \frac{1}{K_0 - K} \quad (\text{II.39})$$

Où : $K_0 = 1 + \frac{C_1}{C_2} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$

AN :

$$\omega_0 = 3128,9$$

$$Q = 0.5$$

Le facteur de qualité a un grand intérêt pour détecter la sélectivité d'un filtre, plus le facteur de qualité est grand plus la bande passante du filtre est petite.

II.1.6 Circuit d'offset

Le signal EMG après l'étape du filtrage nécessite une phase de numérisation on a utilisé Arduino pour effectuer cette tâche (voir chapitre 3); le signal EMG acquis possède une partie positive et une partie négative néanmoins les entrées analogique de la carte Arduino acceptent un signal compris entre 0 et 5V pour résoudre ce problème on a utilisé un circuit d'offset qui permet d'ajouter une composantes continu au signal afin de le positionner entre le 0 et 5V [43]

Le schéma ci-dessous (figure II.15) illustre un simple circuit d'offset à base un amplificateur sommateur de type TL081 (de gain unitaire définit par l'équation (II.40)) avec un potentiomètre de multi Tours (de précision) ; c'est le circuit qui nous avons utilisé dans notre étude.

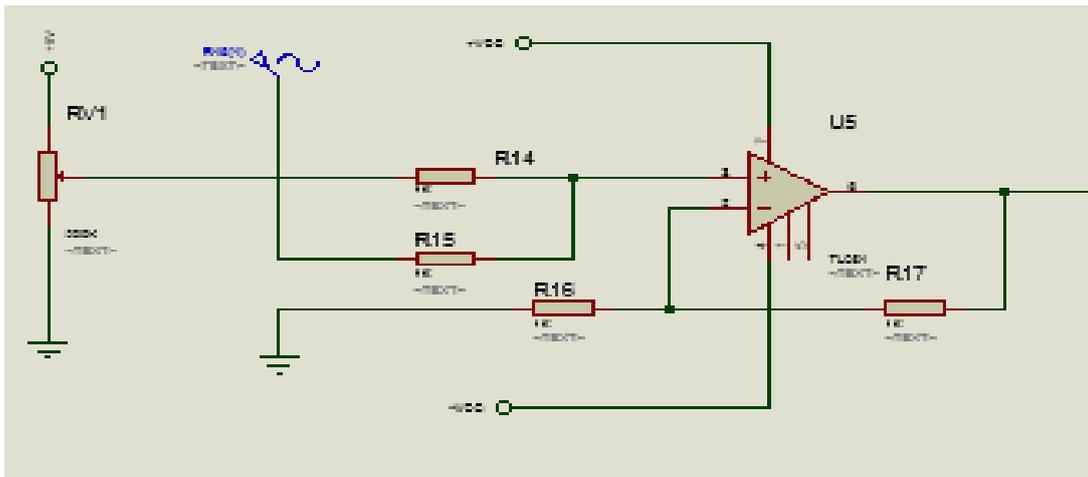


Figure II.15 Le circuit d'offset réalisé en utilisant le logiciel ISIS

- Le gain de offset :

$$A = \frac{1}{n} \left(1 + \frac{R_{17}}{R_{16}} \right) \quad (\text{II.40})$$

Avec n : le nombre des résistances parallèles

AN : $A=1$

II.1.7 La conversion analogique numérique

On désire de visualiser le signal EMG en une interface graphique sur PC c'est pour cela on doit numériser le signal EMG, et pour pouvoir détecter même les imputions à faible amplitude (pour pouvoir analyser toute l'information même qui ont une faible amplitude), donc on fait l'appelle à une carte Arduino.

II.1.7.1 La carte Arduino

Arduino est un circuit imprimé sur lequel se trouve un microcontrôleur qui peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à effectuer des tâches très diverses comme la domotique (chauffage, éclairage, pilotage d'un robot,...), Ce circuit de commande capable de piloter des capteurs et des actionneurs afin de simuler ou créer des systèmes automatisés, c'est une plateforme basée sur une interface entrée/sortie simple.



Figure II.16 : les différents composants assurant la connexion interne [32]

II.1.7.2 Description du matériel

Un module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (ATmega328 ou ATmega2560 pour les versions récentes, ATmega168 ou ATmega8 pour les plus anciennes), et de composants complémentaires qui facilitent la programmation et l'interfaçage avec d'autres circuits. Chaque module possède au moins un régulateur linéaire 5V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèles). Le microcontrôleur est préprogrammé avec un bootloader de façon à ce qu'un programmeur dédié ne soit pas nécessaire. Les modules sont programmés au travers d'une connexion série RS-232, mais les connexions permettant cette programmation diffèrent selon les modèles. Les premiers Arduino possédaient un port série, puis l'USB est apparu sur les modèles Diecimila, tandis que certains modules destinés à une utilisation portable se sont affranchis de l'interface de programmation, relocalisée sur un module USB-série dédié (sous forme de carte ou de câble).

L'Arduino utilise la plupart des entrées/sorties du microcontrôleur pour l'interfaçage avec les autres circuits, le modèle Diecimila par exemple, possède 14 entrées/sorties numériques.

Les modules non officiels « BoArduino » et « Barebones », compatibles avec la technologie Arduino, utilisent des connecteurs mâles pour une utilisation aisée avec des plaques de test [44]

II.1.7.3 Logiciel utilisé

Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application Java, libre et Multi plateformes, servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme au travers de la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le module). Il est également possible de se passer de l'interface Arduino, et de compiler les programmes via l'interface en ligne de commande.

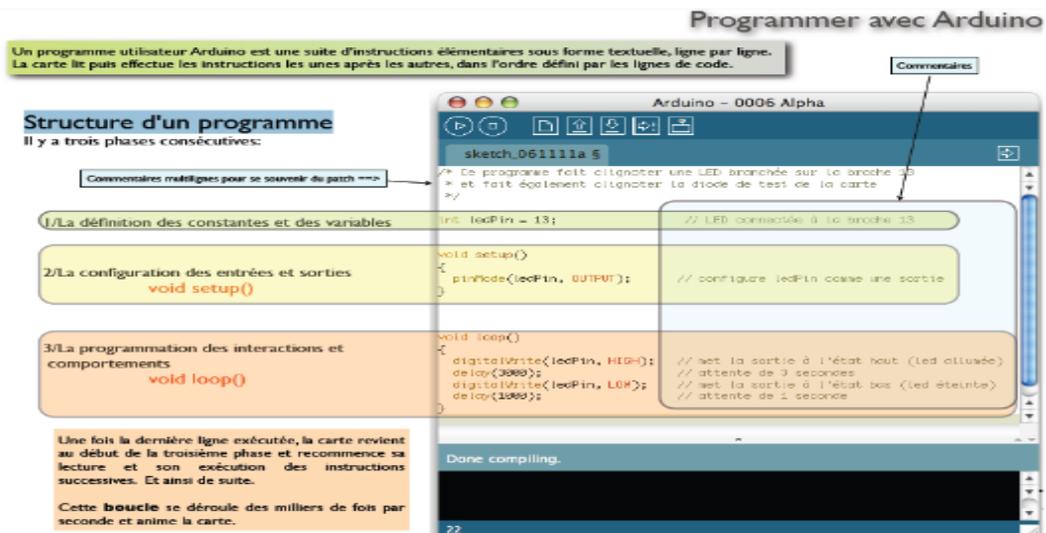


Figure II.17: Configuration de logiciel de programmation (Arduino) [44]

II.1.7.4 Le langage Arduino

Le langage Arduino est très proche du C et du C++. Pourtant il y a des différences surtout au niveau de l'écriture des fichiers, Le langage de programmation utilisé est le C++, et lié à la bibliothèque de développement Arduino, permettant l'utilisation de la carte et de ses entrées/sorties. Un programme Arduino est composé de 3 parties :

- **La partie déclaration** : C'est une partie pour déclarer les variables (optionnelles)
- **Fonction setup ()** : C'est une partie initialisation et configuration des entrées / sorties. Elle est appelée une seule fois lorsque le programme commence.
- **Fonction loop ()** : C'est la partie principale contenant le programme. Elle est répétée indéfiniment en boucle infinie [32]

II.1.7.5 Pourquoi Arduino UNO

Il y a de nombreuses cartes électroniques qui possèdent des plateformes basées sur des microcontrôleurs disponibles pour l'électronique programmée. Tous ces outils prennent en charge les détails compliqués de la programmation et les intègrent dans une présentation facile à utiliser. De la même façon, le système Arduino simplifie la façon de travailler avec les microcontrôleurs tout en offrant à personnes intéressées plusieurs avantages cités comme suit:

- Le prix (réduits) : les cartes Arduino pré-assemblées coûtent moins de 2500 Dinars
- Multi plateforme : le logiciel Arduino, écrit en JAVA, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont limités à Windows.
- Un environnement de programmation clair et simple [45]

II.1.8 L'interface graphique et le traitement numérique

Pour l'affichage et le traitement numérique du signal EMG, une interface graphique est nécessaire. Cette dernière est rassemblée à un groupe de commandes afin de faciliter l'utilisation du signal. Cette interface a été réalisée sous MATLAB.

La première page est une page introductive

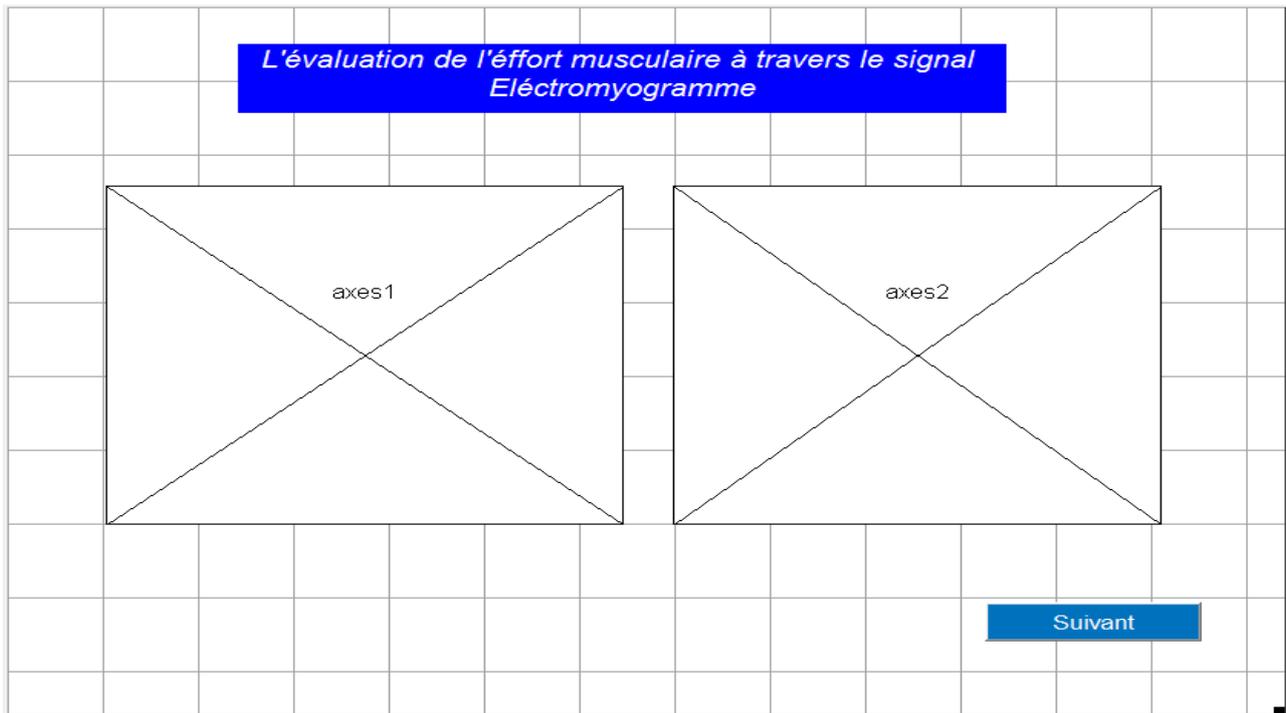


Figure II.18: Première page de l'interface graphique

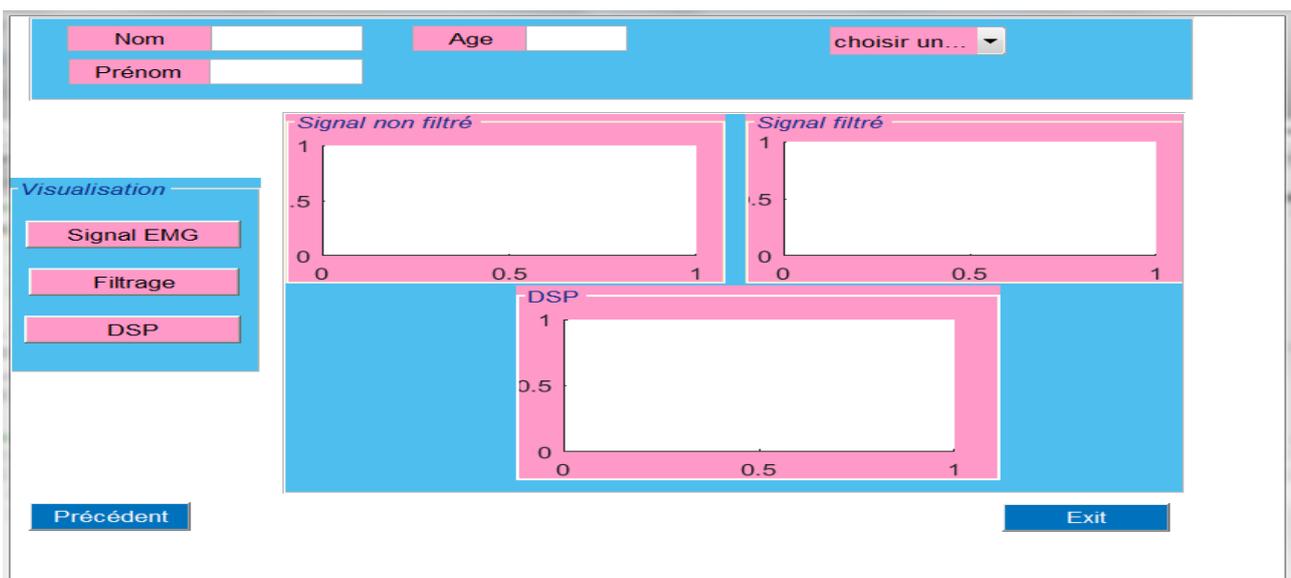


Figure II.19: représente l'ensemble des options mis à la main de l'utilisateur

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

La deuxième page contient les différentes options de l'interface graphique utilisées.

Notre plateforme permettant l'utilisateur de :

1-saisir les différents renseignements du cas étudié telque : Nom, Prénom et l'âge

2-Analyser les différents signaux soit pour des cas normaux ou pathologiques

3-Voir les trois différents signaux au niveau des axes

4-Manipuler trois-boutons pour :

- L'affichage du signal EMG brut
- filtrage du signal EMG
- L'estimation de la densité spectrale de puissance (DSP) de signal EMG

5-Manipuler deux autres boutons pour :

- Revenir à la page précédente
- Quitter l'interface

II.1.8.1 Traitement numérique du signal

Le filtre numérique choisit pour le filtrage de notre signal EMG est un filtre passe bande de type Butterworth de quatrième ordre et de fréquence de coupure [16 600] Hz

II.1.8.2 L'estimation de la densité spectrale de Puissance (DSP)

La densité spectrale de puissance représente la répartition de la puissance du signal dans le domaine fréquentiel. [46]

Il existe différentes méthodes d'estimation de la densité spectrale de puissance, Les deux méthodes les plus couramment utilisées sont :

1-Périodogramme :

Le périodogramme est un estimateur numérique de densité spectrale qui a de bonnes propriétés d'estimation. C'est l'estimateur de la densité spectrale de puissance (DSP) d'une séquence discrète échantillonnée sur N points [47] Il est définie comme étant la transformée de Fourier du signal élevée au carré. Cependant cette méthode présente deux inconvénients qui sont : le biais et la variance.

2-Périodogramme moyenné (Méthode de Welch) :

Une manière de réduire la variance de l'estimateur est de subdiviser la fenêtre d'observation du signal en un certain nombre d'intervalles. La moyenne des densités spectrales calculées sur chacun des intervalles donne le périodogramme moyenné.

Chapitre II : Conception et Réalisation d'un dispositif de mesure du signal EMG

Puisque les signaux EMG possèdent les caractéristiques non-stationnaires, il vaut mieux estimer le (DSP) en utilisant la méthode de Welch, qui permet de trouver un compromis entre le biais et la variance. L'emploi du périodogramme de Welch nécessite la définition préalable d'un certain nombre de paramètres, il s'agit notamment du nombre de segments (M), de la longueur de chaque segment (L). [48]

II.2 Conclusion

Dans ce chapitre une description détaillée des différents circuits qui ont été utilisés pour l'acquisition du signal EMG, Cette étude a été commencée par la présentation de capteur (les électrodes), puis les circuits de mise en forme (amplificateur, filtrage, circuit d'offset) jusqu'à la numérisation de signal en utilisant une carte Arduino, et se termine par l'affichage et le traitement numérique du signal avec une plateforme en MATLAB.

Le chapitre suivant va présenter la réalisation pratique de la chaîne d'acquisition de signal EMG.

Chapitre III

Résultats et Interprétations

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III. Introduction

Après la réalisation du circuit globale qui se compose de plusieurs étages ; le circuit d'alimentation, l'amplification, circuit de contre réaction, le filtrage et circuit d'offset, on arrive à l'acquisition du signal EMG sur le PC à base d'une carte Arduino.

Dans ce chapitre on va présenter la partie pratique de notre projet pour évaluer les différents signaux acquis sur le circuit imprimé, et après l'analyse numérique et on va terminer par une interface graphique.

III.1 Réalisation de circuit complet d'EMG

Sur une plaque d'essais on a réalisé notre système de détection de signal EMG afin d'assurer et de confirmer le fonctionnement de différents étages de ce circuit.

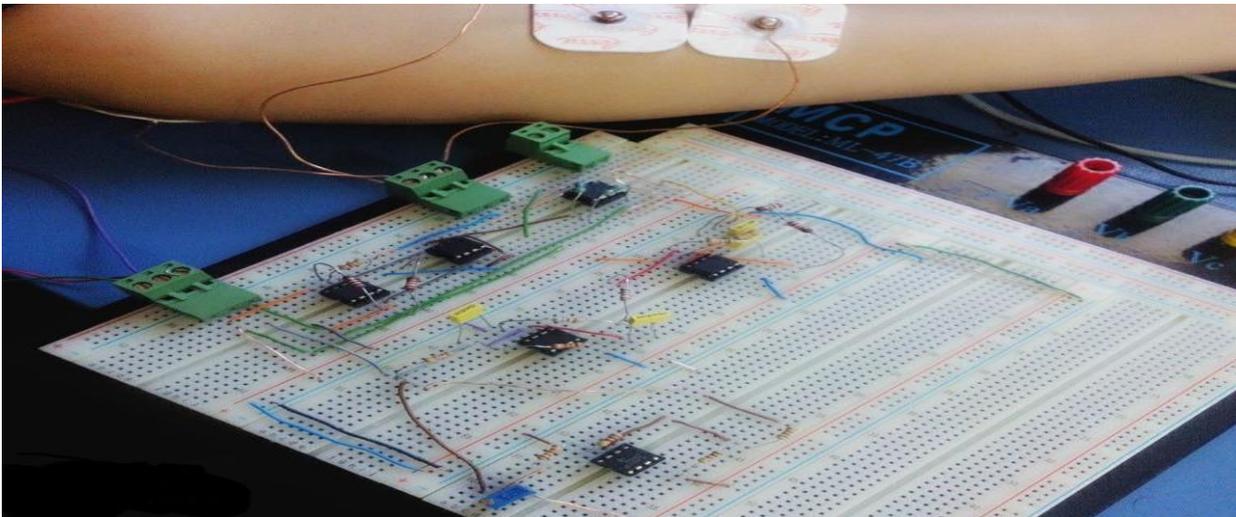


Figure III.1: Représentation d'un circuit de détection de signal EMG au niveau d'une plaque d'essais

À partir des résultats optimaux obtenus au niveau de la plaque d'essais cela nous permet de passer vers le circuit imprimé, la figure III.2 ci-dessous montre le dessin ARES de notre circuit.

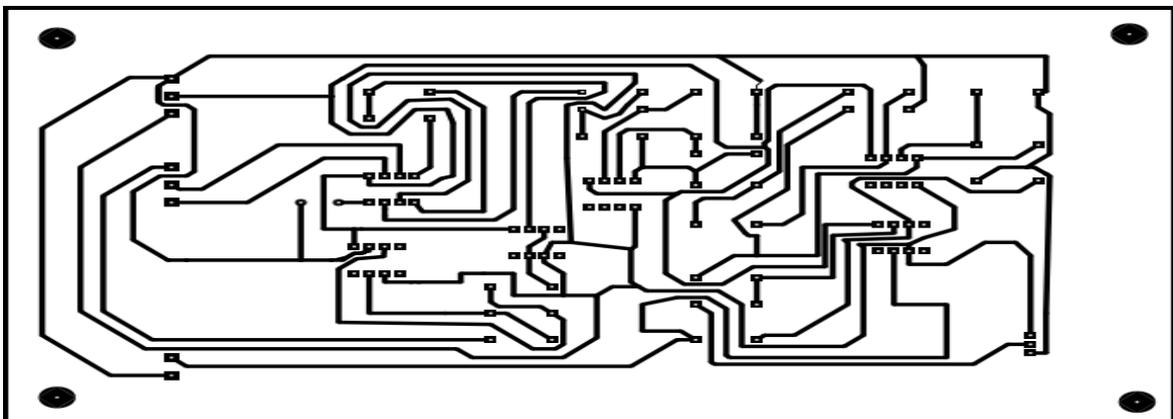


Figure III.2: Circuit imprimé complet

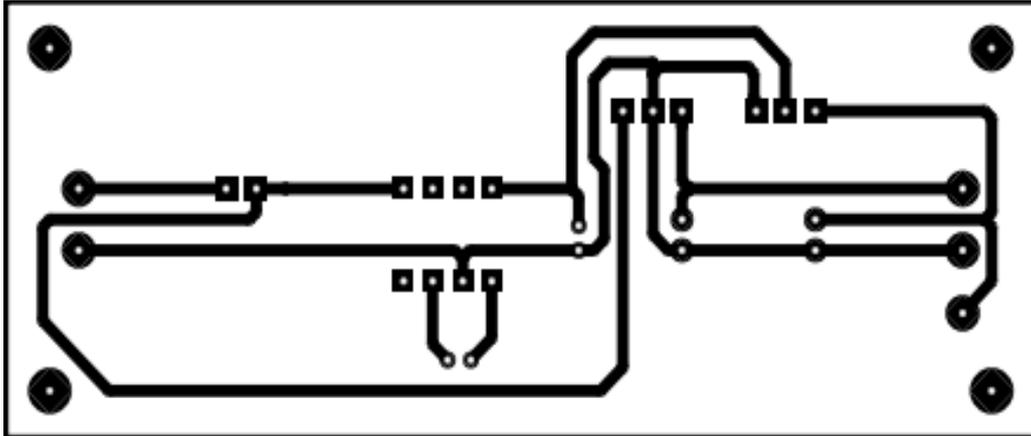


Figure III.3: Circuit imprimé d'alimentation

Après des différentes étapes de l'impression et de soudage aura ceci comme circuit final

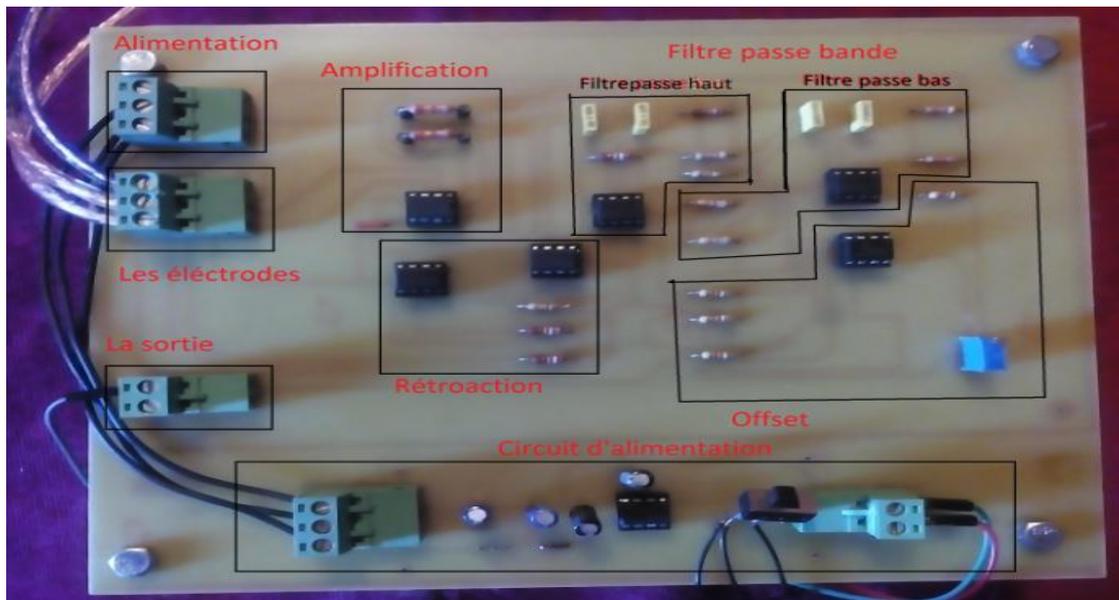


Figure III.4: Circuit imprimé d'EMG

III.2 Tests et Mesures des signaux à la sortie de différents blocs

Pour mieux comprendre l'efficacité et le rôle de chaque bloc de notre circuit, on a testé la sortie de chaque bloc, le premier point c'est la sortie de bloc d'alimentation, le deuxième c'est la sortie du bloc d'amplification, le troisième c'est la sortie du bloc de filtrage, le quatrième c'est la sortie de bloc d'offset, et on a terminé par le traitement numérique pour le visualiser sur une interface graphique.

Tout cela nous permet de détecter les mauvaises fonctions de chaque étape.

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.2.1 Point de Test 1 : La sortie du bloc d'alimentation

On injecte une tension de 5V ramené de la carte Arduino au convertisseur de tension ICL7660 qui va donner une tension négative -5V.

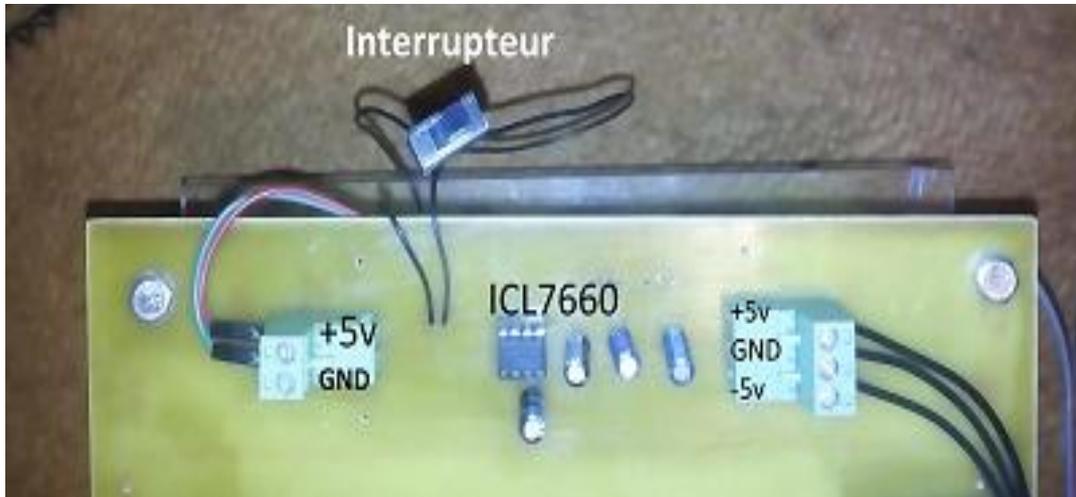


Figure III.5: Bloc d'alimentation

On a alimenté la carte Arduino à travers le PC afin d'effectuer une tension contenue de 5V, cette dernière sera injecté à l'entrée de circuit d'alimentation réalisé pour obtenir +5V,-5V et la masse.

Au début on a utilisé un circuit d'alimentation à base des régulateurs de type 7905 et 7805 au plaque d'essais et on a ramené leur tension d'entré d'une batterie de 9v, mais cette méthode n'est pas valable sur notre circuit imprimé à cause de la mauvaise qualité des régulateurs qui nous ont donné des perturbations au niveau de $-VCC$ seulement pendant le brochage de cette dernière avec le circuit final. En effet ce problème a amplifié le bruit et a entraîné une perte d'information de signal utile.



Figure III.6: Une tension continue de +5V

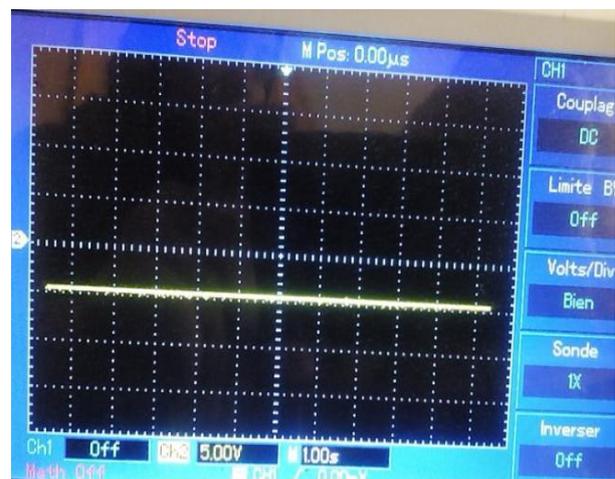


Figure III.7: Une tension continue de -5V

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.2.2 Point de Test 2 : la sortie de l'amplification d'instrumentation

Après l'emplacement des électrodes de surface sur des points déterminées au niveau de l'avant bras du sujet, ce dernier fait des contractions volontaires, les électrodes vont détecter le signal EMG considéré avec une amplitude très faible, Ce signal doit être amplifié par un amplificateur d'instrumentation AD620 avec un gain choisit.

Ce gain a été ajusté par une RG sous forme de deux résistances identiques de valeurs fixes qui sont reliés en série avec l'AD620. Avec RG : c'est la résistance externe connecté avec l'amplificateur instrumentation AD620

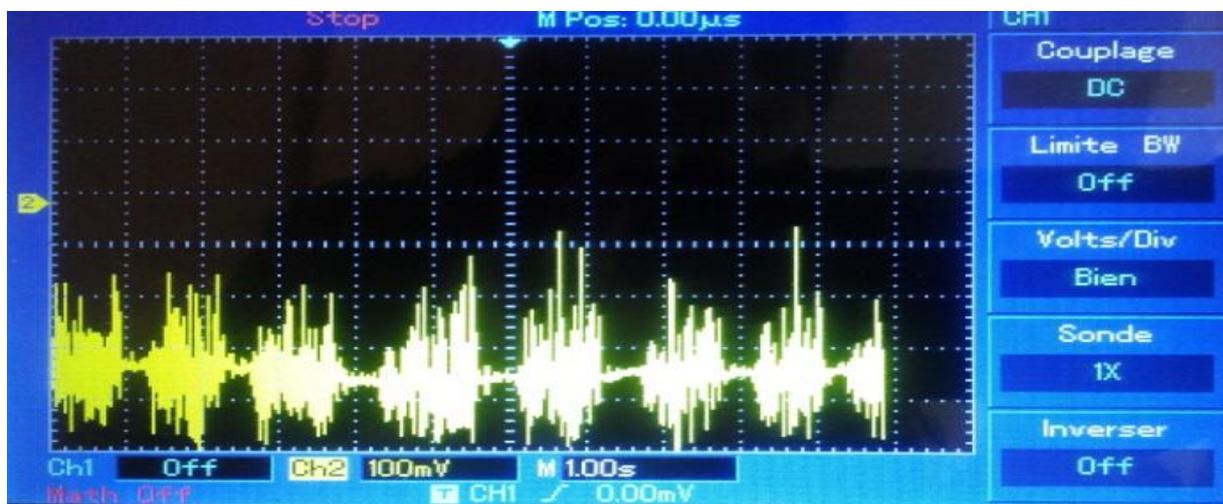


Figure III.8: Le signal EMG à la sortie d'AD620

Le signal obtenu à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD620 (figure III.8) ci dessus est caractérisé par les paramètres suivants :

- Un gain de 105(pour des résistances de valeur 240 Ω)
- d'amplitude environ de 300mv
- on observe aussi l'appariation d'une composante contenue à cause d'une alimentation continue DC on considère cela comme un problème, on le peut résoudre par un calibrage AC au niveau de l'oscilloscope mais n'est pas valable pour le PC, pour répondre à ce problème et garder le signal en même calibrage DC on a passé vers un filtre passe haut.

Les électrodes utilisées sont trois : deux électrodes vont fournir une différence en potentiel ddp qui traduit l'activité musculaire, alors que la dernière électrode qui correspond au référence doit être relié avec la sortie de circuit de contre réaction.

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.2.3 Point de Test 3 : la sortie du filtre passe bande

Après l'amplification il y a des perturbations et des bruits aussi on trouve la composante continue, tous cela ne permettant pas de voir l'information réelle

À la sortie de la première étape du filtrage c'est un filtre passe haut de fréquence de coupure 16Hz et d'ordre 2, On observe :

- une élimination de la composante contenue sans amplification du signal car on a choisit un gain unitaire de ce filtre.
- Une élimination de tous les fréquences qui sont inférieur à 16 Hz, cette valeur est presque identique avec celle en simulation ($F_c=20\text{Hz}$)



Figure III.9 : Le signal d'EMG à la sortie de filtre passe haut sellen &Key de 2ieme ordre

À la sortie de la deuxième étape du filtrage par le filtre passe bas on observe une élimination de tout les fréquences qui sont supérieur à 600Hz si on compare avec les résultats qui était trouvé dans la simulation ($F_c = 500\text{Hz}$), donc les résultats obtenus sont proche en eux, on constate que le filtre nous a donné des bon résultats toujours avec un gain unitaire.

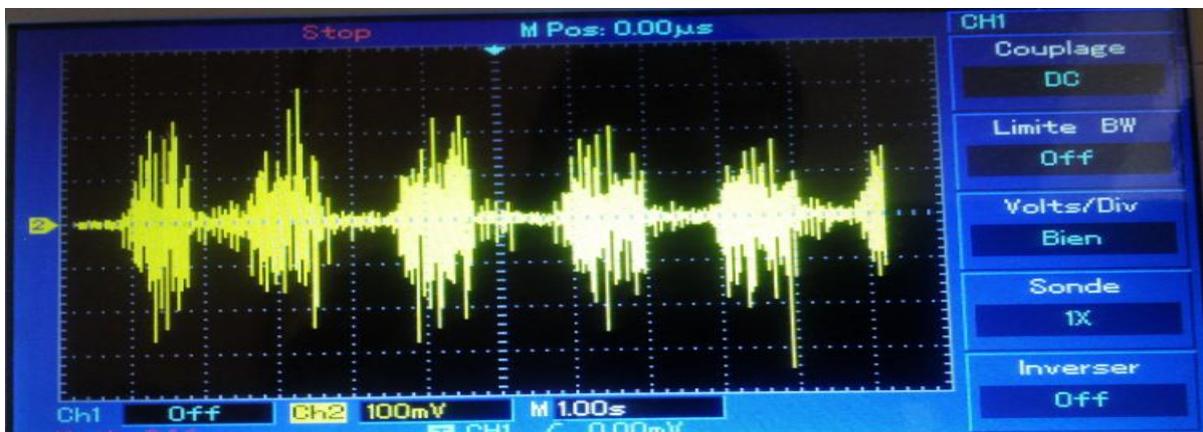


Figure III.10 : Le signal EMG à la sortie du filtre passe bande [16Hz-600Hz]

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.2.4 Point de Test 4 : la sortie d'offset

Le signal filtré est composé de valeurs positives et d'autres négatives, Cependant dans notre étude, on a besoin de faire un traitement numérique du signal EMG. A cet effet une numérisation de ce dernier est nécessaire en utilisant la carte Arduino UNO qui traite seulement les valeurs positives (de 0 à 5v)

Pour cette raison on a utilisé un circuit d'offset qui répond à ce problème. Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure (III.11) ci-dessous.

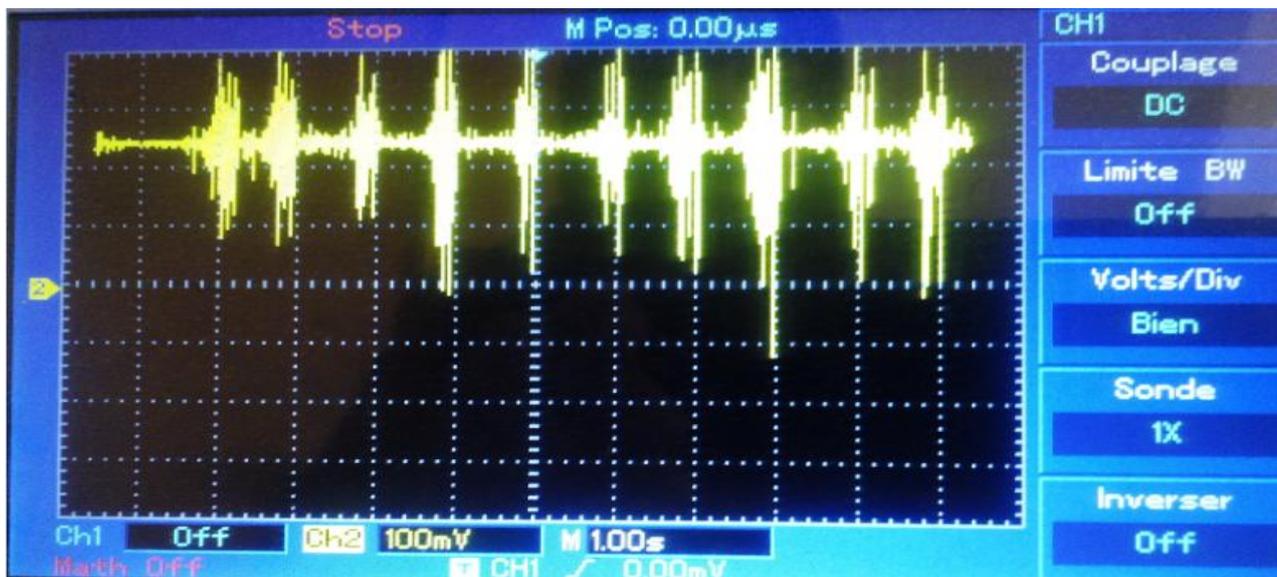


Figure III.11 : Le signal EMG à la sortie de circuit d'offset

Grâce à un potentiomètre (multi tours) on observe clairement qu'on a pu augmenter le signal vers le haut, en ajustant la valeur de potentiomètre petit à petit jusqu'à la valeur 65.1k Ω on aura que des valeurs positives (0-400mv). Cela nous permet de visualiser toute l'information contenue dans le signal au niveau de l'Arduino

Malgré que le signal est translaté vers le haut mais leur amplitude reste la même avec celle de la sortie de filtre. Ce qui montre que l'étude pratique est conforme avec l'étude théorique

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.3 L'acquisition du signal EMG au niveau de la carte Arduino

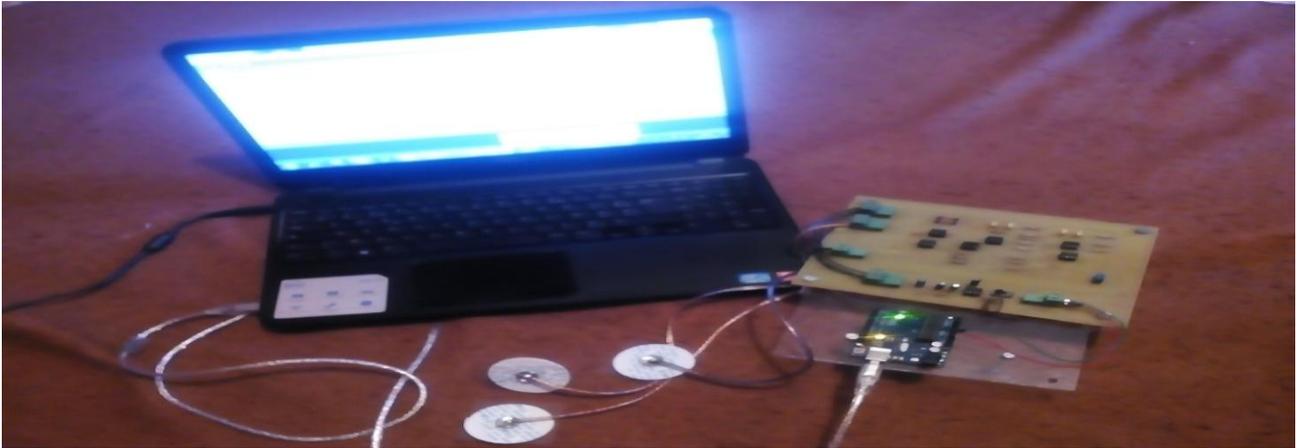


Figure III.12: Le brochage de circuit avec l'Arduino

Sous un programme (figure III.13) convenable au niveau de logiciel Arduino, on applique le signal EMG obtenu à une entrée analogique A₄ de la carte Arduino à fin de numériser le signal EMG et le transférer vers le PC à l'aide d'un câble (voir figure III.12)

```
const int emg =4; //injection de signal au niveau de l'entrée A4
int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
float tension1; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
  //on se contente de démarrer la liaison série
  Serial.begin(9600);//validation de vitesse (nbr de bit par seconde)
  analogReference (EXTERNAL);//pour valider la tention externe 3.3v
}
void loop()
{
  int valeurLue1 = analogRead(emg);
  tension1 = valeurLue1 *3.3 / 1024;//on traduit la valeur brute en tension
  Serial.println(tension1);// Pour revenir à la ligne
  delay(0.5); //pour ajuster la fréquence d'échantillonnage
}
```

Figure III.13: Le programme utilisé pour commander l'Arduino

Chapitre III : Résultats et Interprétations

Avant de lancer la compilation de programme on doit ajuster la fréquence d'échantillonnage à l'intermédiaire d'une structure "Delay"

Pour choisir la fréquence d'échantillonnage il faut mettre en considération le théorème de Shannon qui est donné par la relation suivante :

$$F_s \geq 2.F_{inf}$$

Avec : F_s : fréquence d'échantillonnage

F_{inf} ; fréquence maximal de signal EMG (500Hz)

Donc on choisit : $T=0.5ms$ (vérifier par Delay)

$$\text{Sachant que } F_s = \frac{1}{T}$$

Donc on aura : $F_s = 2000Hz$

Alors le théorème de Shanon a été respecté

Le résultat obtenu c'est la conversion de signal EMG en des chiffres numériques, on peut visualiser le signal EMG original par le traceur série sous forme d'un graphe.

```
0.24
0.20
0.24
0.23
0.24
0.23
0.24
0.23
0.24
0.23
0.24
0.23
0.24
0.24
0.24
0.24
0.24
0.24
0.21
0.24
0.22
0.24
0.21
0.23
0.22
0.24
0.24
0.23
0.24
0.23
0.24
0.24
0.24
0.24
0.23
```

Figure III.14: La numérisation du signal EMG par l'Arduino.

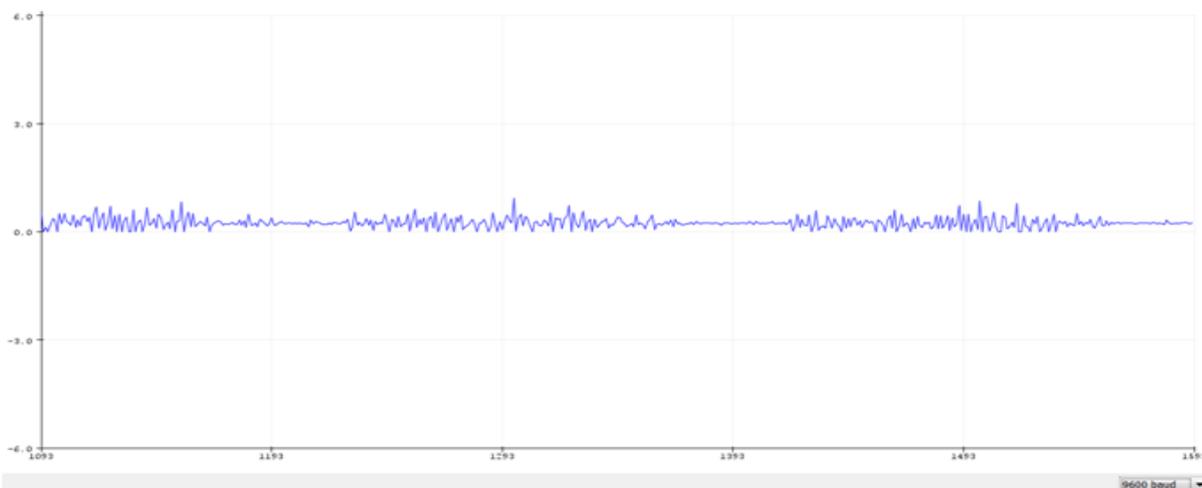


Figure III.15: Le signal EMG sur l'Arduino.

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.4 L'interface graphique et le traitement numérique

Sous MATLAB à l'intermédiaire de l'instruction (guide) qui nous permet de créer une interface graphique, au niveau de programme principal on ajoute des sous programmes qui permettent d'afficher, filtrer et analyser le signal EMG.

Les résultats obtenus sont illustrés dans les figures (III.16, III.17, et III.18) ci-dessous :

Résultats Obtenus :

La figure III.16 représente la première page de l'interface graphique.

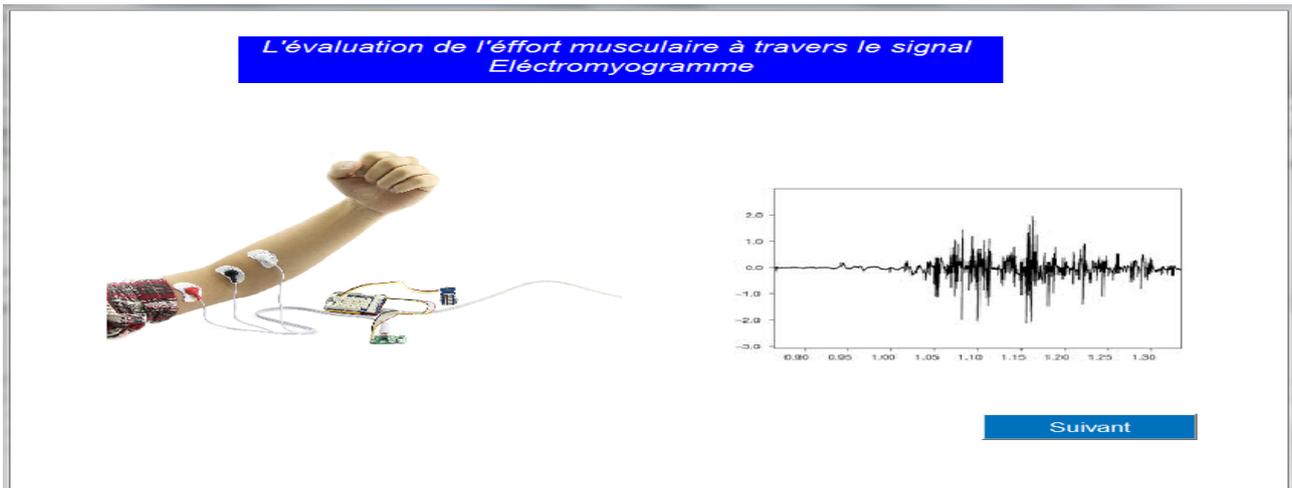


Figure III.16: La première page après l'exécution

- Cas normal :

La figure III.17 représente la deuxième page de l'interface graphique et les résultats obtenus pour un cas normal

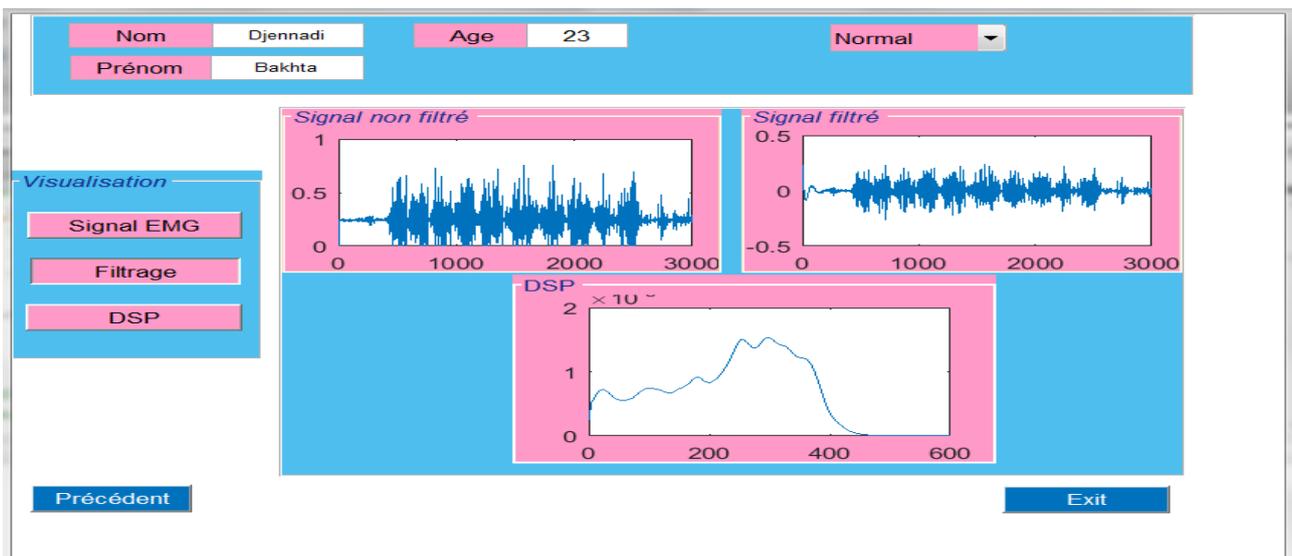


Figure III.17: Les signaux EMG après un traitement numérique pour un cas normal

Chapitre III : Résultats et Interprétations

- Cas pathologique

La figure III.18 représente la deuxième page de l'interface graphique et les résultats obtenus pour un cas pathologique.

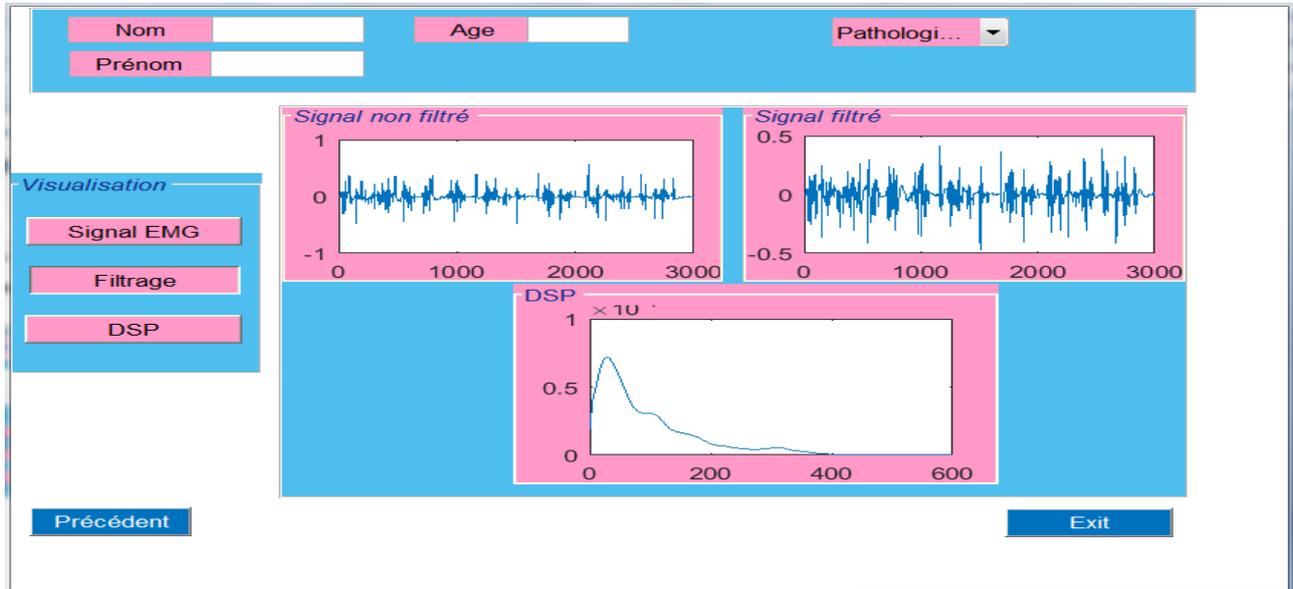


Figure III.18: Les signaux EMG après un traitement numérique pour un cas pathologique

III.4.1 Interprétation

La figure III.17 montre les résultats obtenus après le filtrage et l'estimation de la DSP du signal EMG pour un cas normal. Il est clair qu'on a obtenu une bonne correction de la ligne de base et une meilleure élimination du bruit, ce qui montre l'efficacité du filtre utilisé.

D'autre part la DSP montre une bande fréquentielle qui s'étend entre 0 Hz et 500Hz, ce qui confirme les bons résultats obtenus dans ce PFE.

Aussi elle montre une prédominance des fréquences qui s'étend entre 200Hz et 500 Hz, alors dans le cas pathologique (figure III.18) on trouve une prédominance des fréquences qui s'étend entre 0Hz et 200Hz ce qui explique la faiblesse dans le muscle de ce patient.

La DSP prouve aussi que c'est une très bonne méthode pour faire la distinction entre les différents cas.

Chapitre III : Résultats et Interprétations

III.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons entamé tout les différents étapes de notre circuit de réalisation qui se débute dès la plaque d'essais jusqu'à l'affichage sur une interface graphique sous Matlab pour but de faciliter la manipulation à l'utilisateur, et avec plusieurs tests sur le circuit imprimé pour juste bien confirmer l'acquisition de signal EMG dans des bonnes conditions, on a aussi bien détaillé et interprété les signaux et les résultats obtenus.

Conclusion général

Conclusion générale

Conclusion générale

L'étude menée dans ce projet de fin d'étude s'intéresse à la réalisation d'un système permettant la détection d'un signal électromyogramme (EMG).

En fait, comme il est décrit à travers ce document, les signaux EMG exploitent les phénomènes électrochimiques produits par les contractions musculaires afin de fournir un indice de l'activité musculaire, ou bien ce sont des signaux qui représentent l'activité musculaire.

L'objectif visé à travers ce travail est la réalisation d'une chaîne de mesure qui nous permet de faire un prototype d'acquisition du signal EMG. C'est la simplicité et le minimum de circuits ; donc un coût minimum qui a été ciblé dans cette réalisation.

Le dispositif ainsi réalisé permet alors, à travers des capteurs (les électrodes) et des circuits électroniques simples, de détecter le signal EMG, de l'amplifier et de le filtrer.

La réalisation était faite tel qu'un ensemble de points tests soient prévus en vue d'une maintenance facile et d'une meilleure compréhension des différents circuits entrant dans la réalisation de système.

Ainsi à travers cette réalisation beaucoup d'aspects pratiques ont été étudiés, décrits et assimilés. En effet, les problèmes souvent rencontrés et solutionnés lors du développement du schéma électrique ou encore le schéma du circuit imprimé à travers le logiciel Isis.

Les résultats obtenus sur les mesures réalisés sur le système montrent le fonctionnement correct des circuits de mise en forme. Cependant d'autres circuits à titre d'exemple le stimulateur devraient être développés pour qu'on puisse l'utiliser pour une application médicale.

Références Bibliographiques

Références Bibliographiques

- [1] : Samuel ROTA ‘‘Apport de l’électromyographie de surface en tennis ‘’, thèse de doctorat, université Claude Bernard Lyon1, 22 avril 2013
- [2]:Vulgaris Médical ‘‘ Électromyographie ‘‘
- [3] : Le muscle squelettique,juin 2003
- [4]:Julien Roussel ‘‘ Modélisation cyclostationnaire et séparation de sources des signaux électromyographiques’’, Université d’orléans ,08décembre 2014.
- [5] : Belaid Boumedyen ‘‘Étude et réalisation d’un Système d’Acquisition Temps Réel des Signaux EMG&EEG’’, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 25 juin 2014
- [6]: Mokdad Aicha et Medjahed Fatiha ‘‘ Réalisation d’un dispositif pour l’évaluation de l’effort musculaire à travers le signal Electromyogramme EMG’’, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, le 18/09/ 2017
- [7] :Marieb, Biologie humaine, pages 179 et 180 Anatomie et physiologie 1, Système musculaire et osseux
- [8] :entraînement sportif pour tous ‘‘ Anatomie musculaire humaine’’
- [9] : Geoffrey Camirand , Tremblay, Jacques-P’’Développement d'un protocole d'induction de tolérance immunologique applicable à la transplantation de myoblastes comme traitement de la dystrophie musculaire de Duchenne’’ Université Faculté de médecine, 05-2004
- [10] : Fédération Française,sports ,Structure et contraction musculaires
- [11] :Joel caserus’’Anatomie du système nerveux ‘‘ 5/11/2008
- [12] : Anatomie du système nerveux,organisation du système nerveux,Slide player
- [13] : Riche Céline la poly neuropathie héréditaire du leonberg ‘‘caractérisation clinique, électromyographique et génétique école nationale vétérinaire d’alfort la faculté de médecine de Créteil ‘‘12 janvier 2006
- [14]: Professeur Outrequin " Les hiérarchies fonctionnelles du Système Nerveux Central sont fondées sur la Phylogénèse "2007
- [15] : Florian Larramendy ‘‘Interface entre neurones et puces structurées électroniques pour la détection de potentiels d’action. Micro et nanotechnologies/Microélectronique’’ Université Paul Sabatier - Toulouse III, Français, 22 Mars 2013.
- [16] : Marie-Agnès Metges ‘‘adaptations de la commande nerveuse du muscle en fonction des conditions dynamiques de sa contraction’’Université de Bretagne Occidentale,Faculte de Medecine, 5 décembre 2003.
- [17] : Mebarkia Kamel ‘‘ Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement’’ Université Ferhat Abbas-Setif1 –UFAS le 6 Novembre 2014 (13 Moharem1436)
- [18]: Swiss Federal Institute of Technology, Lausanne,Signal Processing Laboratory
- [19] : ‘‘les modes de contraction musculaire’’,1985
- [20] : Patrick Marion ‘‘ Proposition de combinaisons optimales de contractions volontaires

Références Bibliographiques

- maximales isométriques pour la normalisation de 12 muscles de l'épaule''Université de Montréal, Département de kinésiologie Faculté des arts et des sciences, Décembre 2014
- [21] : Henry Boccon-Gibod ''moelle épinière''
- [22] : J-M Mienville''physiologie musculaire''UNS
- [23] : Dr Michel Castaner Hopital Huriez CHRU de Lille, Session iade curaras ''Physiologie de la jonction neuromusculaire''
- [24]: Cao H. ''Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire'' Thèse de doctorat de l'université de technologie de Compiègne, 2010
- [25]: Stéphane HUET '' Classification de Signaux Myoélectriques''la direction de Pierre-Yves GLORENNEC (SIMBAD)7 janvier 2004
- [26] : Kassou Otmane et Rahmani Youssouf ''Etude réalisation d'un système d'aquisition du signal EMG par Bluetooth'' Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 28 mai 2015
- [27] : Enseignant C. VERKINDT '' UE5 – Appareil locomoteur, Bases physiologiques et techniques pour l'exploration du SNP : Électro-neuro-myographie'', 17/10/16
- [28] :Stephane Huet ''Classification de signaux electromyographiques en vue de la commande automatique d'une main artificielle Insa de Rennes/Irisa''
- [29] : DJELLATOU MOHAMED EL FARES''ÉLIMINATION DES INTERFÉRENCES PAR FILTRAGE ADAPTA TIF DES SIGNAUX sEMG DESTINÉS AU DIAGNOSTIC MÉDICALE''UNIVERSITÉ DU QUÉBEC, Aout 2014
- [30] : Computerised laboratory in science and technology teaching ''éducation et culture'' Commission européenne Leonardo da vinci
- [31] : claire Morana ''M1 UE1 E3.1 performance de l'athlète jusqu'au muscle ''
- [32] : BE Electronique 3 IMACS ''fiche n°4: Amplification différentielle''
- [33] :Terki .Hassaine et Taousser,Safia Conception et realisation d'un circuit de mise en forme de signaux
- [34] :G. Couturier''AMPLIFICATEUR de DIFFERENCE et INSTRUMENTATION (Vol. 5), Dept GEII IUT Bordeaux I
- [35]: olivier.gallot-lavallee ''cours magistraux électronique d'instrumentation1'' université Joseph Fourier
- [36] : Rank.spirit composant électronique Luc Deborde
- [37] : Patrick POULICHET''Cours sur l'électronique de conditionnement du capteur''groupe ESIEE Paris, Novembre 200
- [38] : B.Gosselin''EL-3000 Électronique des composants intégrés, Applications des amplis-op: ampli différentiel ampli d'instrumentation'' ©Université Laval, Hiver 2016
- [39] :REV. E analog devices datasheet ADC620
- [40]: Maxime YOCHUM''Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent'' l'Université de Bourgogne Le 06 mai 2013

Références Bibliographiques

- [41]: Didier LE RUYET “ ELECTRONIQUE ANALOGIQUE ELE004,FILTRAGE ET AMPLIFICATEUR OPERATIONNEL” CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS,Octobre 2007
- [42]: Nathalie Van de Wiele’TP N° 16 : FILTRE PASSE-BAS ACTIF D’ORDRE 2 (DE SALLEN-KAY) - Physique Sup PCSI -Lycée les Eucalyptus -Nice
- [43]: BELKACEM IZALA Mohamed Aymen Et BENEDDINE Khalid’’Commande d’un bras ou un servomoteur à l’aide d’un Smartphone par électromyographie (EMG)’’ Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, le 24 mai 2016
- [44]: SAIDI Mohammed Amir & TALEB BENDIAB Mohammed El Amin “REALISATION PRATIQUE D’UN THERMOMETRE ELECTRONIQUE “Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 26 Mai 2015
- [45]: KRAMA Abdelbasset GOUGUI Abdelmoumen’’ Etude et réalisation d’une carte de contrôle par Arduino via le systèmeAndroïde’’ UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA, 08/06/2015.
- [46]: J.F. BERCHER’’SIGNAUX ALÉATOIRES’’École Supérieure d’Ingénieurs en Électrotechnique et Électronique, Novembre 2001 – version 0.8
- [47]: Traitement de signal, Master Ingénierie Mécanique et Acoustique, Université du Maine
- [48]: MAIZI Imane et MEBREK Asma’’ Conception d’une interface graphique pour une étude statistique du signal électromyogramme (EMG)’’ Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen, 2016

Annexe

Annexe 1



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor
(Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 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 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/°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 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth ($G = 100$)
- 15 μ 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

CONNECTION DIAGRAM

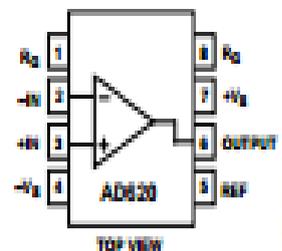


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (C), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The **AD620** is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. 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 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/°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 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the **AD620** is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Annexe 2



Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier

Data Sheet

OP07

FEATURES

- Low V_{os} : 75 μV maximum
- Low V_{os} drift: 1.3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ maximum
- Ultrastable vs. time: 1.5 μV per month maximum
- Low noise: 0.6 μV p-p maximum
- Wide input voltage range: ± 14 V typical
- Wide supply voltage range: ± 3 V to ± 18 V
- 125 $^\circ\text{C}$ temperature-tested dice

APPLICATIONS

- Wireless base station control circuits
- Optical network control circuits
- Instrumentation
- Sensors and controls
 - Thermocouples
 - Resistor thermal detectors (RTDs)
 - Strain bridges
 - Shunt current measurements
- Precision filters

GENERAL DESCRIPTION

The OP07 has very low input offset voltage (75 μV maximum for OP07E) that is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP07 also features low input bias current (± 4 nA for the OP07E) and high open-loop gain (200 V/mV for the OP07E). The low offset and high open-loop gain make the OP07 particularly useful for high gain instrumentation applications.

PIN CONFIGURATION

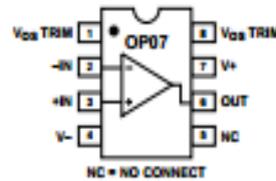
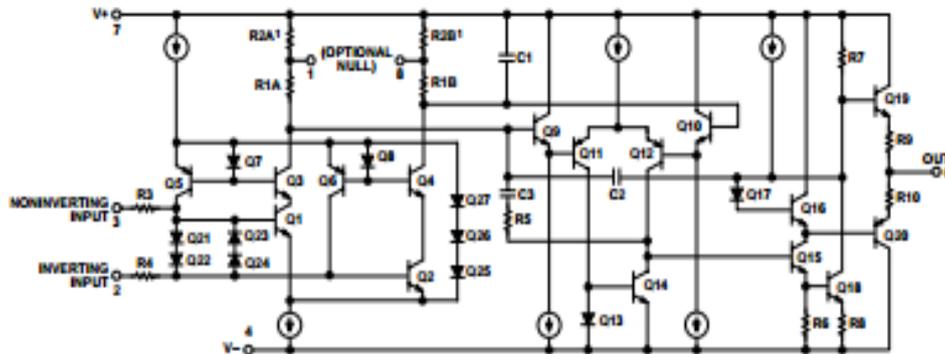


Figure 1.

The wide input voltage range of ± 13 V minimum combined with a high CMRR of 106 dB (OP07E) and high input impedance provide high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained even at high closed-loop gains. Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP07 an industry standard for instrumentation applications.

The OP07 is available in two standard performance grades. The OP07E is specified for operation over the 0 $^\circ\text{C}$ to 70 $^\circ\text{C}$ range, and the OP07C is specified over the -40 $^\circ\text{C}$ to +85 $^\circ\text{C}$ temperature range.

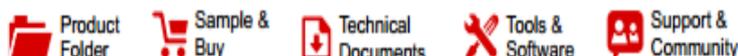
The OP07 is available in epoxy 8-lead PDIP and 8-lead narrow SOIC packages. For CERDIP and TO-99 packages and standard microcircuit drawing (SMD) versions, see the OP77.



¹ R2A and R2B are electronically adjusted on chip at factory for minimum input offset voltage.

Figure 2. Simplified Schematic

Annexe 3



TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A
TL082B, TL084, TL084A, TL084B

SLOS081I – FEBRUARY 1977 – REVISED MAY 2015

TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers

1 Features

- Low Power Consumption: 1.4 mA/ch Typical
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias Current: 30 pA Typical
- Low Input Offset Current: 5 pA Typical
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion: 0.003% Typical
- High Input Impedance: JFET Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate: 13 V/ μ s Typical
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

2 Applications

- Tablets
- White goods
- Personal electronics
- Computers

3 Description

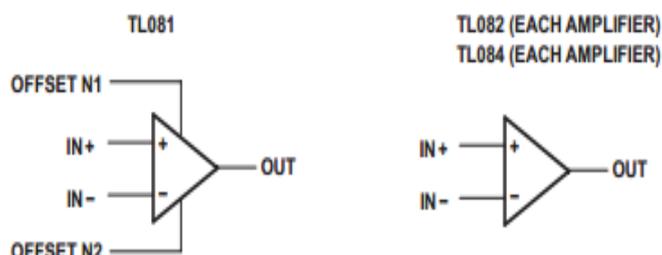
The TL08xx JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset-voltage temperature coefficient.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
TL084xD	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
TL08xxFK	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm
TL084xJ	CDIP (14)	19.56 mm × 6.92 mm
TL084xN	PDIP (14)	19.3 mm × 6.35 mm
TL084xNS	SO (14)	10.3 mm × 5.3 mm
TL084xPW	TSSOP (14)	5.0 mm × 4.4 mm

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

Schematic Symbol



ICL7660, ICL7660A

CMOS Voltage Converters

FN3072

Rev.7.00

Oct 5, 2010

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.

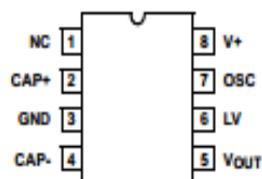
Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This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

ICL7660, ICL7660A
(8 LD PDIP, SOIC)
TOP VIEW

**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 μ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

Résumé

Le but de ce travail consiste à une réalisation d'un système de détection d'un signal EMG qui traduit l'activité musculaire grâce à des électrodes de surface posés sur l'avant bras .La mesure de ce signal à été fait à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation AD620 qui amplifie la différence de potentiel entre les deux capteurs, puis une étape de filtrage, le signal EMG acquis est numérisé grâce à une carte ARDUINO, ensuite le système se termine par un affichage sur une interface graphique sous MATLAB

Mots clés: EMG, amplificateur d'instrumentation, Arduino, interface graphique

ملخص

هدفنا من هذه المذكرة هو تحقيق دارة الكترونية تسمح بقياس الإشارات الكهربائية للعضلة التي هي عبارة عن فرق كمون عمل والتي تلتقط باستعمال لواقط سطحية , وبواسطة مضخم أ.د 620 يتم تضخيم فرق الكمون , ويتدخل مرحلة أخرى التي يتم من خلالها حذف الإشارات الغير مرغوب بها , وعن طريق برنامج الاردوينو يتم تحويل هذه الإشارات إلى إشارات رقمية يفهمها جهاز الكمبيوتر ليتم اظهارها على مستوى واجهة المستخدم الرسومية

الكلمات المفتاحية الإشارات الكهربائية للعضلة, المضخم, الاردوينو, واجهة المستخدم الرسومية

Abstract

The purpose of this work is a realization of an EMG signal detection system which interpretate muscular activity by the surface electrodes placed on the forearm. The measurement of this signal was made using an instrumentation amplifier AD620 which amplifies the potential difference between the both sensors, then the signal pass through a filter in order to delete the noise. Then, the EMG signal was digitized using the ARDUINO card, and the system is finished by displaying the result on a graphical interface via MATLAB software.

Key words: EMG signal, instrumentation amplifier, Arduino, graphic interface