



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : MOKDAD Aïcha et MEDJAHED Fatih

**Réalisation d'un dispositif pour l'évaluation de
l'effort musculaire à travers le signal
Electromyogramme EMG**

Soutenu le 18/09/ 2017 devant le Jury

Mr	KERAI	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	BEREKSI REGUIG Fethi	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr	HAMZA CHERIF	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2016-2017

Remerciement

Au terme de la rédaction de ce mémoire, nous remercions Dieu qui nous a toujours donné la force de passer à travers toutes les épreuves et les découragements, qui nous ont aidés à mener à terme cette recherche.

Nous remercions sincèrement

Notre directeur de mémoire, Monsieur BREKSI, nos chère jury Mr KERAI et Mr HAMZA CHERIF

Mr DIDI, Mr KHDIME Pour leurs judicieux conseils.

Quelques mots ne suffiront pas à exprimer notre Profonde gratitude pour la confiance que vous nous avez accordée en acceptant de superviser ce travail. Nous n'oublierons jamais la gentillesse, la disponibilité, vos encouragements et Les qualités scientifiques exceptionnelles que vous avez su mettre au service de nos apprentissages tout au long de notre collaboration. Aussi, nous nous sommes reconnaissantes pour la grande disponibilité

Dont vous avez fait preuve. Nous dédions ce travail à nos familles, berceaux de notre culture. Sans elles nous ne serons pas ce que nous sommes Aujourd'hui. Nous remercions nos parents pour leurs soutiens tout au long de nos Cheminement scolaire

Merci !



Dedicace

Je dédie ce modeste travail, et bien au-delà, je le dois à mes très chers parents Habib et Bennamer Rahma qui m'ont fourni au quotidien un soutien et une confiance sans faille et de ce fait, je ne saurais exprimer ma gratitude seulement par des mots. Que dieu vous protège et vous garde pour nous. Ma grande-mère pour ses encouragements ; A mes précieuses sœurs Assia ,Chahinez et son mari Rahmani Azzedine et leur fils Jawad Abd EL Basset, les mots ne peuvent résumer ma reconnaissance et mon amour à ton égard ; A mes deux chers frères Sid-Ahmad et Amine que j'aime tant ; A mes tentes ; mes oncles et ses enfants. A mes adorables amies, Mahjoubi S.Hamma K, Raslaine H.Ramdani L A mon binôme et sa famille et à mes amis Ben bitour pour son faveur, Boudjilal, Meghraoui pour ces aides et avec lesquels j'ai partagé mes moments de joie et de bonheur A toute la promotion de 2eme année Master Génie biomédical Que toute personne m'ayant aidé de près ou de loin, trouve ici l'expression de ma reconnaissance.

Aicha



Dedicace

*Je dédie ce modeste travail avec mon grand amour et mon entière gratitude
aux les plus profond a :*

*Mes très chers parents, qui m'ont inspiré le goût de la persévérance et la
gnette de la réussite, que dieux les protèges et les bénisses.*

Le plus proche de mon coeur et toute ma famille.

Mon frère : Younes et ma sœur Zahra

Ma cousine Sihem

A tous les professeurs de Génie biomédical spécialement

Ma binôme : Aicha et sa famille.

Tous mes ami(e)s est sur tout : Mahjoubi Samia

Tous les étudiants de ma promotion : 2016-2017

Fatiha

Table de matière

Liste des figures	i
Liste des tableaux	iii

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

Chapitre I : Anatomie et physiologie musculaire

I.1.Introduction	3
I.2. L'anatomie et la physiologie musculaire	3
I.2.1 Les caractéristiques du tissu musculaire	3
I.3. Fonctions musculaires	3
I.4. Les différents types des muscles	3
I.4.1. Muscle lisse	4
I.4.2. Muscle cardiaque	4
I.4.3. Muscle squelettique	4
I.5. Les muscles squelettiques	4
I.5.1. L'architecture des muscles squelettiques	4
I.5.2. Anatomie du muscle squelettique	5
I.5.3. Les fibres musculaires	6
I.5.4. Les propriétés fonctionnelles de la fibre musculaire	7
I.5.4.a/ Actine.....	7
I.5.4.b/ Myosine.....	7
I.6. La contraction musculaire	8
I.6.1. Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire	8
I.6.2. Les différents types de contraction musculaire	9
I.7. L'Electromyogramme	9
I.7.1. source de signal EMG	10
I.7.1.a/ Potentiel d'action	10
I.7.1.b/. Potentiel d'action d'une unité motrice	10
I.7.2. Détection de signal EMG	11
I.7.2.a/ Electrodes de surface	11

I.7.2.b/ Les électrodes Aiguilles.....	12
I.7.3.Caractéristiques des signaux EMG	13
I.8.La fatigue musculaire et le signal EMG	13
I.9.Conclusion	14

Chapitre II : Etude et réalisation du dispositif de mesure du signal EMG

II.1.Introduction.....	16
II.2 Etude du dispositif de mesure du signal EMG	16
II.2.1.Le capteur	16
II.2.1.1.Géométrie et type d'électrode	17
II.2.1.2.Préparation de la peau	17
II.2.1.3.Placement de l'électrode	17
II.2.2.Le circuit de mise en forme	18
II.2.2.1.Sources de bruit dans les signaux EMG	18
II.2.2.1.a.Bruit due aux électrodes	18
II.2.2.1.b. Bruit électromagnétique	19
II.2.2.1.c. Bruit d'interférence «Cross Talk»	19
II.2.2.1.d. bruit interne	19
II.2.2.1.e.Instabilité Inhérente du Signal	13
II.2.2.1.f.Bruits Électrocardiographiques	19
II.2.2.2.Amplification	19
II.2.2.2.a. Tension de mode commun et son origine	20
II.2.2.2.a.1.tension de mode commun	20
II.2.2.2.a.2/ origines de la tension de mode commun	20
II.2.2.2.b/ Amplificateur d'instrumentation	21
II.2.2.2.b.1/Amplificateur différentiel et Taux de Réjection de Mode Commun(TRMC)	21
II.2.2.2.b.2/ Amplificateur d'instrumentation(Configuration à trois amplificateurs)	22
*Premier étage	22
*Deuxième étage (Amplificateur différentiel)	23

Le Point Test 4 –PT4 : la sortie du circuit d’offset	42
Acquisition du signal EMG à travers la carte d’acquisition Arduino	42
III.3 traitement et analyse du signal EMG.....	43
III.3.1.Normalisation	43
III.3.3.Détection de l’enveloppe du signal EMG	44
III.3.4.L’analyse spectrale	47
III.4.Les mesures de l’effort musculaire	49
III.5.Interprétation de resultat	52
III.6.Interface graphique	54
III.7.Conclusion	55
Conclusion général	57
Références bibliographiques	58
Annexes	
Résumé	

Liste des figures

Figure I.1 : Différents types d'arrangements de fibres musculaires.

Figure I.2 : la structure macroscopique du muscle squelettique.

Figure I.3 : la structure microscopique des fibres musculaires

Figure I.4 : les compositions des fibres musculaires.

Figure I.5 : Théorie des filaments glissants : comportement des filaments d'actine par rapport aux filaments de myosine dans la contraction en allongement (en haut), sans modification de longueur (au milieu), et en raccourcissement (en bas). La longueur du sarcomère est exprimée en pourcentage de la longueur de repos (L.R.).

Figure I.6 : exemple d'un potentiel d'action.

Figure I.7 : Décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles.

Figure I.8 : Disposition des électrodes de surfaces

Figure I.9 : Electrodes Aiguilles.

Figure I.10 : le signal EMG normal produit par les muscles.

Figure II.1 : le schéma bloc de dispositif de détection du signal EMG

Figure II.2 : Contact électrode-peau..

Figure II.3 : Position des électrodes de surface

Figure II.4 : Configuration de détection du signal à travers deux électrodes.

Figure II.5 : Structure élémentaire de l'amplificateur différentiel.

Figure II.6 : Montage de préamplificateur.

Figure II.7 : amplificateur différentiel.

Figure II.8 : configuration complète de l'amplificateur d'instrumentation.

Figure II.9 : circuit de rétroaction négative.

Figure II.10 : Filtre passe haut de 1^{er} ordre.

Figure II.11 : Architecture d'un filtre passe bas structure de sallen& key avec un gain unitaire $K=1$.

Figure II.12 : présentation de la carte d'acquisition ARDUINO-Uno

Figure II.13 : les entrées/ sorties numériques.

Figure II.14 : les entrées/sorties analogiques.

Figure II.15 : Interface *IDE Arduino*.

Figure II.16 : la structure de programme

Figure II.17 : Circuit d'offset.

Figure II.18 : Schéma bloc d'une alimentation

Figure II.19 : Schéma d'un redressement double-alternance

Figure II.20 : Schéma électrique du circuit de l'amplificateur d'instrumentation AD620.

Figure II.21 : schéma électrique du circuit de filtrage et d'amplification.

Figure II.22 : schéma électrique du dispositif réalisé

Figure II.23 : photo du dispositif réalisé

Figure II.24 : branchement de la carte d'acquisition avec la carte Arduino et le PC

Figure II.25 : Interface graphique d'affichage

Figure III.1 : la sortie de l'amplificateur d'instrumentation .

Figure III.2 : réponse en fréquence du filtre passe bande

Figure III.3 : la sortie du filtre passe bande.

Figure III.4 : la sortie de l'amplificateur.

Figure III.5 : la sortie du circuit d'offset.

Figure III.6 : photo représentant le dispositif connecté à la carte ARDUINO et le PC

Figure III.7 : visualisation des données sur le moniteur série et traceur série de l'IDE.

Figure III.8 : Tracé signal EMG non normalisé.

Figure III.9 : les procédures de normalisation du signal EMG.

Figure III.10 : Tracé du signal EMG normalisé.

Figure III.11 : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 10 Hz.

Figure III.12 : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 20 Hz.

Figure III.13 : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 40 Hz.

Figure III.14 : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 100 Hz.

Figure III.15 : détection de l'enveloppe de signal EMG détecté au niveau des biceps dans le cas d'une faible Contraction musculaire puis un relâchement.

Figure III.16 : détection de l'enveloppe de signal EMG détecté au niveau des biceps dans le cas d'un effort musculaire faible Contraction musculaire puis un relâchement.

Figure III.17 : l'analyse spectrale de signal EMG correspondant à une faible contraction.

Figure III.18 : l'analyse spectrale de signal EMG à un effort musculaire.

Figure III.19: etude pratique sur l'effort musculaire .

Figure III.20 : le signal EMG d'un volontaire, l'enveloppe et contenu fréquentiel.

Figure III.21 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 1

Figure III.22 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 2

Figure III.23 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 3

Figure III.24 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 4

Figure III.25 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 5

Figure III.26 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 6

Figure III.27 : détecteur d'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 7.

Figure III.28 : visualisation l'enveloppe de signal EMG de sujet fait plusieurs contractions et de différents niveaux musculaires et contenu fréquentiel.

Figure III.29 : visualisation de l'enveloppe de signal EMG d'un sujet qui fait une seul contraction musculaire et son contenant fréquentiel.

Liste du tableau

Tableau (III.1) : les informations de chaque participant.

Introduction générale

Introduction Générale

Introduction Générale

Les os, les articulations, les tendons et les muscles sont des acteurs indispensables au mouvement du corps.

L'appareil locomoteur, constitué de muscles, d'os et d'articulations, nécessite une attention et un soin tout particuliers sinon raideurs, courbatures, contractures, douleurs et inflammations deviendront les compagnes d'une activité physique mal adaptée et mal préparée, qui n'a pas déjà eu l'occasion de ressentir les conséquences douloureuses d'un geste inhabituel.

Pour aider le médecin d'affirmer l'existence ou pas d'une souffrance musculaire, l'électromyographie est notamment utile dans le bilan de certains déficits musculaires en vue d'évaluer cet effort musculaire. C'est l'objectif de ce travail de projet de fin d'études de master. En fait, l'objectif est de réaliser un dispositif qui permet la détection du signal Electromyogramme (EMG), sa mise en forme et son traitement en vue d'évaluer l'effort musculaire.

L'électromyographie se définit comme l'art de décrire les signaux électriques d'origine musculaire (l'Electromyogramme -EMG), manifestations électriques du processus d'excitation résultant de la propagation des potentiels d'action le long de la membrane des fibres musculaires. Ce signal est détecté à travers des électrodes qui doivent être convenablement disposées sur un muscle. Toutefois le signal détecté est de très faible niveau et noyé dans différentes sortes de bruits, il est alors nécessaire de l'amplifier et de le filtrer pour pouvoir être exploité. Cependant, et en vue d'évaluer l'effort à travers ce signal, un traitement numérique est nécessaire. Pour réaliser ce traitement, il est indispensable de le numériser et de le transférer vers un PC sur lequel les logiciels de traitement seront implémentés. Le signal ainsi traité doit être affiché avec les données permettant l'évaluation de l'effort sur le moniteur du PC à travers une interface graphique. Ce sont les différentes étapes qui doivent être réalisées pour finaliser ce dispositif.

Dans ce contexte, ce mémoire sera organisé de la manière suivante :

Le Chapitre 1 présente les informations physiologiques et anatomiques des muscles humains qui sont indispensables pour appréhender la génération du signal EMG.

Le Chapitre 2 consiste à étudier les différents étages électroniques permettant l'étude et la réalisation de la carte d'acquisition du signal EMG.

Le chapitre 3 traite la numérisation de notre signal analogique et son interface au PC en utilisant une carte d'acquisition Arduino, puis l'affichage du signal EMG sur un micro-ordinateur à l'aide de l'interface graphique réalisée sous le logiciel Matlab.

Chapitre I

Anatomie et physiologie musculaire

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

I.1.Introduction :

Lorsque l'homme marche, court, nage, lance un ballon, il accomplit des gestes (sportifs ou non) qui sont tributaires d'une action musculaire

Le corps humain comprend plus de 650 muscles individuels fixés sur le squelette, qui fournissent une force de traction qui permet le déplacement. Ces muscles constituent environ 40% du poids total du corps.

En règle générale, les muscles sont fixés par de solides structures fibreuses appelées tendons. Ces fixations relient une ou plusieurs articulations et le résultat de la contraction musculaire est le mouvement de ces articulations.

Le corps est mu principalement par des groupes musculaires. Ils fournissent la puissance nécessaire à toute action, allant de l'introduction d'un fil dans le chas d'une aiguille au port de charges lourdes.

L'étude de système musculaire est très important pour bien comprendre la naissance du signal EMG.

I.2. L'anatomie et la physiologie musculaire.

L'appareil musculaire est constitué de l'ensemble des muscles, organes actifs du mouvement. Cet appareil fait partie, avec le squelette osseux, de l'appareil locomoteur, car il assure la motricité du corps. Les muscles sont des organes charnus dont le rôle est de par leur contraction de mouvoir activement les segments osseux sur lesquels ils s'insèrent ou les viscères auxquels ils sont affectés.

I.2.1 Les caractéristiques du tissu musculaire :

Un tissu musculaire est caractérisé par :

- L'excitabilité, ou l'irritabilité: qui est la capacité de recevoir et de répondre à un stimulus.
- Contractilité: qui est la capacité de se contracter de force lorsque stimulé.
- L'extensibilité: qui est la capacité à être étiré.
- L'élasticité: qui est la capacité de reprendre la longueur initiale des cellules une fois étiré [1]

I.3.Fonctions musculaires :

Les muscles ont différentes fonctions dans le corps. En effet,

- Les muscles produisent des mouvements en agissant sur les os du squelette, en pompant du sang ou en propulsant des substances dans les systèmes d'organes creux.
- Les muscles aident à maintenir la posture en ajustant la position du corps par rapport à la gravité.
- Les muscles stabilisent les articulations en exerçant une tension autour de l'articulation.
- Les muscles produisent de la chaleur en fonction de leurs processus métaboliques cellulaires.[1]

I.4.Les différents types des muscles :

Il existe différents types de muscles : le muscle lisse, le muscle cardiaque, et le muscle squelettique.

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

I.4.1. Muscle lisse :

Il est caractérisé par l'absence de striations transversales et compose les structures viscérales. Il est marqué par une contraction involontaire, contrôlé par le système nerveux autonome et certaines hormones.

I.4.2. Muscle cardiaque : 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.

I.4.3. Muscle squelettique: C'est un muscle strié dont la contraction est volontaire, et contrôlée par le système nerveux spinal et conscience. Il est responsable des mouvements du squelette et de certaines organes.

Dans l'étude du signal Electromyogramme (EMG) de surface (le cas de notre projet) on s'intéresse beaucoup plus pour aux muscles Squelettiques. [2]

I.5. Les muscles squelettiques:

- Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette. Ils fournissent une force de traction qui permet le déplacement. Ces muscles constituent environ 40 % du poids total du corps. Chaque extrémité du muscle est attachée par un point appelé origine ou insertion et présente une portion charnue contractile appelée corps musculaire.
- L'origine correspond au point d'attache du muscle à l'os qui reste fixe. L'insertion est le point d'attache du muscle à l'os qu'il met en mouvement. Ces muscles sont fixés aux os soit directement, soit indirectement (par des tendons), et travaillent pour produire les mouvements du corps (les muscles travaillent conjointement pour produire le mouvement d'une articulation).
- Le raccourcissement du muscle pendant sa contraction rapproche les deux os. En règle générale, seul l'os comprenant l'insertion est mis en action alors que l'os auquel se rattache l'origine du muscle reste fermement en place. Les muscles squelettiques présentent toujours une fatigabilité souvent liée à une contraction continue et nécessitent donc des phases de repos [3].

I.5.1. L'architecture des muscles squelettiques :

L'architecture du muscle squelettique est définie en termes " d'arrangement des fibres musculaires par rapport à l'axe de génération de force ". L'agencement des muscles du squelette, ainsi que leur activité révèle de bonnes organisations au niveau macroscopique. Les propriétés fonctionnelles du muscle squelettique dépendent fortement de leur architecture.

- Il existe différents types d'arrangements de fibres musculaires, qui sont décrites comme suit:

- Les muscles avec des fibres qui s'étendent parallèlement à l'axe de génération de force musculaire sont appelés Parallèle, fusiforme ou les muscles disposés longitudinalement, par exemple : biceps brachial (biceps musculaire) et Sertorius (aine musculaire).
- Muscles avec des fibres qui sont orientées à un angle unique par rapport à l'axe de génération de force, sont appelés muscles unipenne , un exemple de ce type de muscle est l'extenseur d'Orteils.

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

- L'angle entre la fibre musculaire et l'axe de génération de force varie généralement de 0° à 30° . Les muscles sont orientés à plus d'un angle. La plupart des muscles entrent dans cette catégorie et ils sont appelés muscles multipenne.
- Les muscles orbiculaire (bouche musculaire) sont des muscles qui entourent une ouverture de façon à former une forme fermée sont connus comme muscles circulaires.
- Les muscles dans lesquels leurs fibres convergent vers l'insertion pour maximiser la force de contraction sont connus comme muscles convergents tel que le Pectoral (voir Figure 1.1)[4].

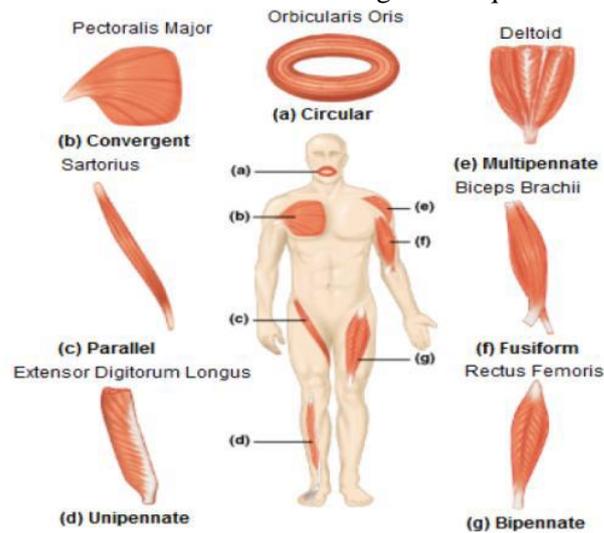


Figure I.1 : Différents types d'arrangements de fibres musculaires. [4]

I.5.2. Anatomie du muscle squelettique :

Les muscles sont fixés sur le squelette par des tendons (**tissus conjonctifs**). Ce sont ces insertions musculaires qui permettent le mouvement du squelette pour le contrôle de l'individu. Ainsi, de part la contraction de ses fibres musculaires (généralement situées au centre) chaque muscle est prédisposé à une fonction. Anatomiquement le muscle squelettique se présente (voir figure 1.2) comme suit :

- Il est constitué par un ensemble de fibres ou chaque fibre (cellule) musculaire est enveloppée dans une fine gaine de tissu, appelée **endomysium**.
- Les faisceaux de fibres musculaires sont recouverts par une gaine plus épaisse de tissu conjonctif: le **périmysium**.
- L'ensemble du muscle est renforcé et recouvert par une dernière gaine de tissu, nommée l'**épimysium**.

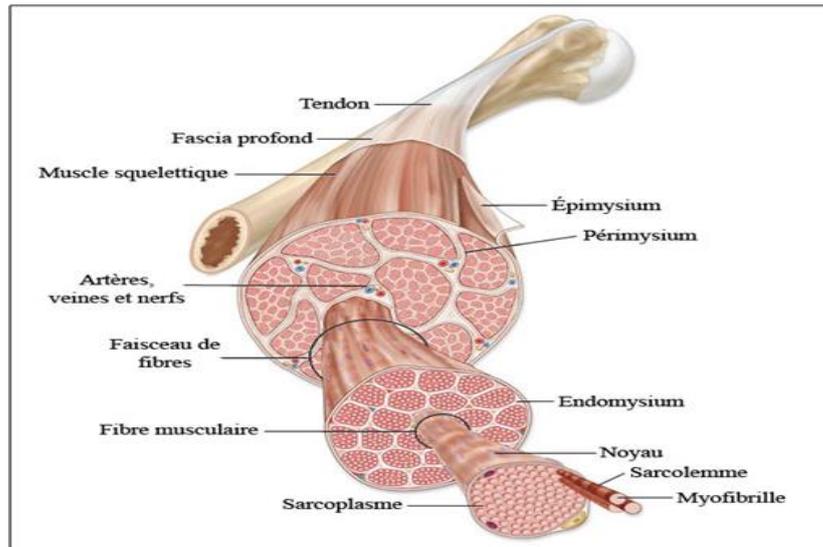


Figure I.2: la structure macroscopique du muscle squelettique. [5]

Enfin, l'irrigation sanguine est un élément très important de la composition musculaire. L'effort important demandé nécessite un apport d'énergie et d'oxygène suffisant pour que le muscle puisse fonctionner. [5]

I.5.3. Les fibres musculaires :

La fibre musculaire (voir figure 1.3) est composée d'un ensemble de myofibrille de nature protéique. Chaque myofibrille est constituée de succession d'unités contractiles appelées sarcomères [6] (unités contractiles de base étant de $2\mu\text{m}$). Elles ont des myofilaments qui se chevauchent et sont reliés à des disques Z à chaque extrémité du sarcomère [1]. Les myofilaments qui composent les myofibrilles sont constitués de filaments épais (myosine) et minces (actine) (structure hexagonale en coupe) [7]. Un disque Z est principalement composé de la protéine alpha actinine et est relié aux disques Z de myofibrilles adjacentes par des filaments intermédiaires composés de desmin.

La tétine de filament élastique fixe les filaments épais en disques Z et s'étend dans les filaments épais jusqu'à la ligne M (correspondant au milieu du sarcomère) (voir figure 1.4).

Le glissement des filaments fin par rapport au filament épais entraîne le raccourcissement du sarcomère et donc du muscle [6].

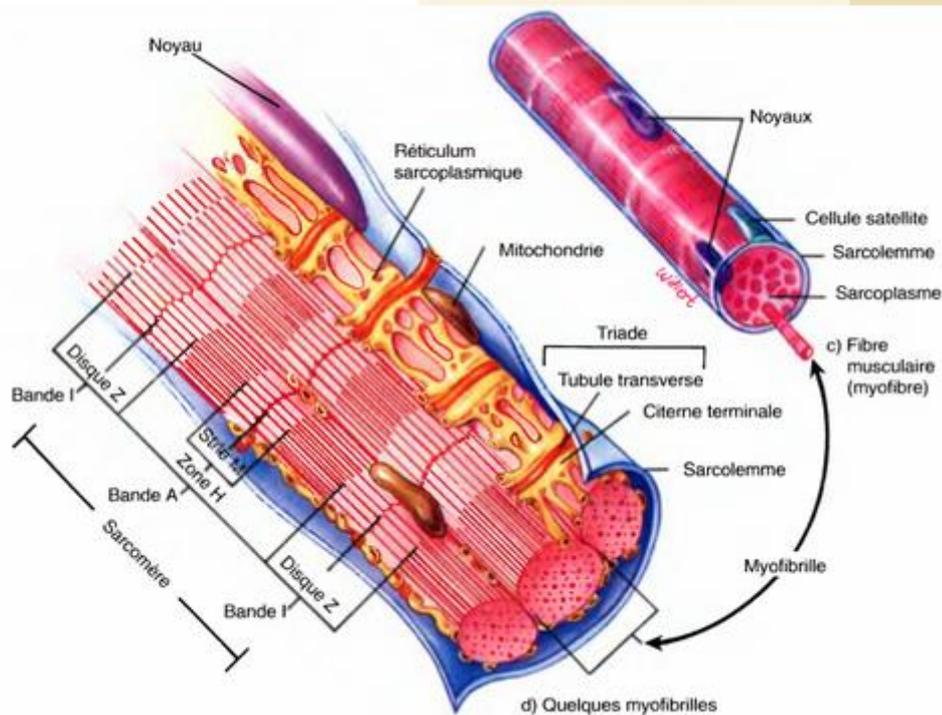


Figure I.3 : la structure microscopique des fibres musculaires [8]

I.5.4. Les propriétés fonctionnelles de la fibre musculaire :

Les myofibrilles des muscles squelettiques (voir figure 1.4) occupent la plus grande partie du volume des fibres.

Elles sont alignées selon le grand axe avec une longueur identique à celle de la fibre, de l'ordre de plusieurs centimètres, et un diamètre de 1 à 3 μm . Les protéines myofibrillaires sont nombreuses et représentent environ 50% des protéines musculaires. Parmi ces protéines, les plus abondantes sont la myosine et l'actine. [7]

I.5.4.a/ Actine:

C'est une protéine globulaire qui se polymérise à force ionique physiologique pour former dans les tissus musculaires un double filament hélicoïdal. En plus de son rôle structural (filament fins des myofibrilles), elle a la propriété d'activer de 100 à 200 fois la vitesse à laquelle la myosine hydrolyse l'ATP en présence de Mg^{+2} , cependant, celui-ci régule *in situ* la contraction musculaire par le système Troponine-Tropomyosine lié au filament d'actine. [7] La Troponine est une protéine qui est en étroite association avec la tropomyosine - une longue fibre-comme la protéine qui s'enroule autour de l'actine et bloque activement ses «sites actifs». [6]

I.5.4.b/ Myosine:

La Myosine est un filament épais ayant des têtes globulaires qui peuvent former des ponts croisés avec l'actine par liaison à des sites actifs [1]. La molécule de myosine est constituée principalement de deux longues chaînes lourdes polypeptidiques enroulées l'une autour de l'autre sur une longueur de 1400 \AA : cette région fibrillaire forme la « queue » de la molécule. Ces chaînes lourdes se séparent à une extrémité pour se combiner chacune à deux chaînes légères chimiquement distinctes formant ainsi deux régions globulaires d'un diamètre

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

de 100 Å . Chacune des têtes de la myosine contient; outre la partie terminale globulaire de la chaîne lourde, deux chaînes légères: une **phosphorable** , l'autre alcaline [9].

La myosine saisit et tire l'actine, ce qui provoque le glissement des myofilaments l'un contre l'autre pendant une contraction musculaire. [1].

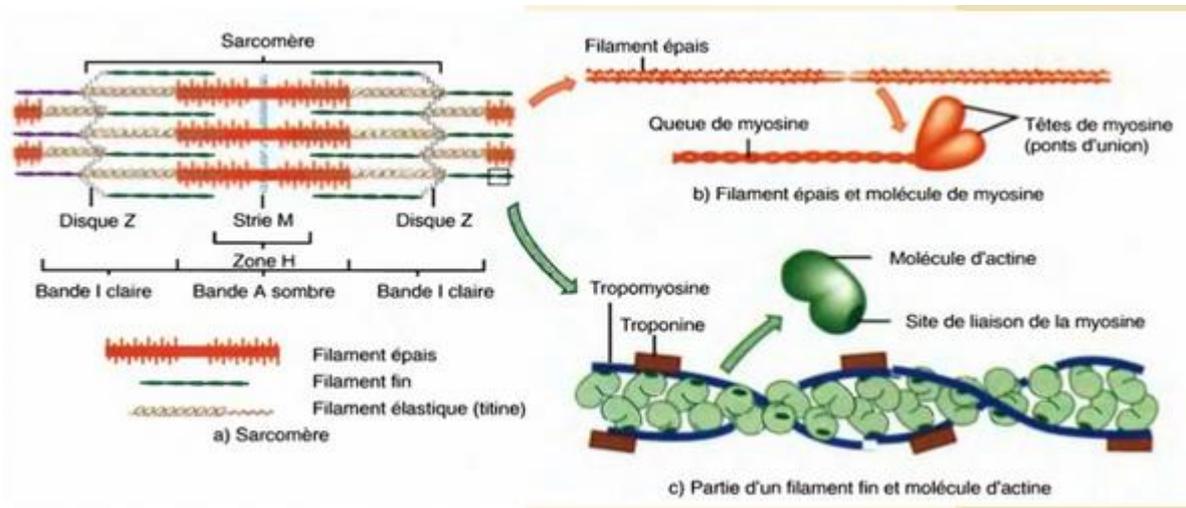


Figure I.4 : les compositions des fibres musculaires. [8]

I.6. La contraction musculaire :

I.6.1. Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire :

La théorie qui prévaut actuellement pour expliquer comment les muscles créent des tensions internes (forces) est celle dite "des filaments glissants" développée par Huxley et basée sur le modèle de Hanson et Huxley. Elle stipule que, lors de la contraction musculaire, les filaments d'actine se glissent entre les filaments de myosine (voir Figure 1.5).

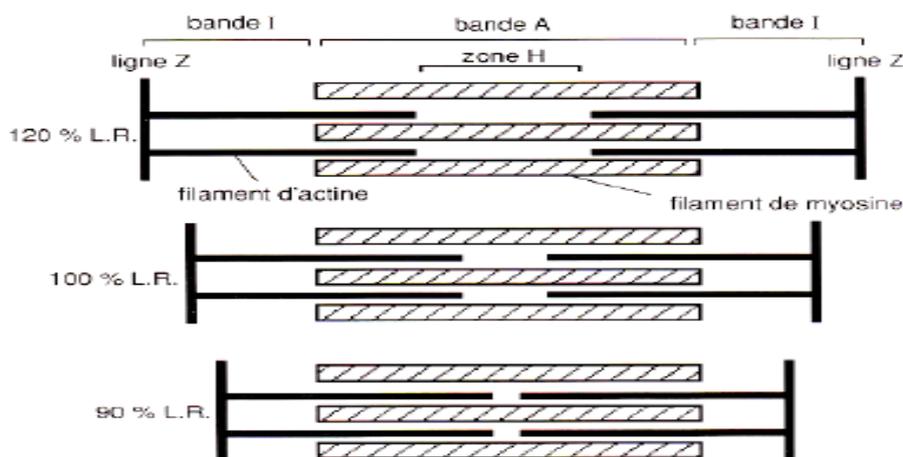


Figure I.5 : Théorie des filaments glissants : comportement des filaments d'actine par rapport aux filaments de myosine dans la contraction en allongement (en haut), sans modification de longueur (au milieu), et en raccourcissement (en bas). La longueur du sarcomère est exprimée en pourcentage de la longueur de repos (L.R.).[10]

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

Lorsqu'une tête de myosine s'attache à un filament d'actine, formant un pont d'actine-myosine, et bouge, les deux filaments glissent l'un sur l'autre. Les têtes de myosine et les ponts ainsi formés subissent un changement de configuration spatiale, dès l'instant où les têtes de myosine s'attachent sur les sites actifs des filaments d'actine. Le bras du pont ainsi établi et la tête de myosine exercent une attraction moléculaire très forte qui amène la tête de myosine à basculer vers le centre du sarcomère, entraînant ainsi le filament d'actine. Cette bascule est à l'origine de la génération de puissance par le muscle.[10]

I.6.2.Les différents types de contraction musculaire :

Il y a deux types fondamentaux de contraction selon que la longueur du muscle change au cours de celle-ci ou pas. Dans la contraction isotonique, la force reste constante quel que soit le changement de la longueur du muscle. Dans la contraction isométrique, le raccourcissement du muscle est empêché de sorte que la force est produite à longueur constante. Les mêmes événements ont lieu dans le muscle au cours des deux types de contraction : l'excitation du muscle déclenche le processus contractile; l'activité cyclique des ponts d'union a lieu; le glissement des filaments raccourcit les sarcomères ce qui étire l'élément élastique en série, qui génère alors une force sur les pièces squelettiques à l'insertion des tendons.

Il y a en réalité deux types de contraction isotonique, concentrique et excentrique.

Dans les deux cas, la longueur du muscle change à force constante. Dans une contraction concentrique, le muscle se raccourcit, tandis qu'il s'allonge au cours d'une contraction excentrique car il est étiré par une force externe pendant la contraction. En pareil cas, l'activité contractile s'oppose à l'étirement. [10]

En fait, chaque fois que nous avons besoin pour accomplir une tâche, le système nerveux central (CNS) envoie des signaux à la partie du corps respectifs pour effectuer cette activité. Par exemple, supposons que nous avons besoin de tirer un objet lourd, à ce moment-là le CNS continuera à envoyer des signaux aux muscles des bras pour produire la quantité requise de force pour tirer cet objet. Si la force n'est pas suffisante, alors plus de nombre de muscles se joindront pour augmenter la force. Quand un muscle est utilisé pour effectuer une tâche, les «unités motrices» sont excitées.

Ces unités motrices sont à l'origine du signal Electrophysiologique : L'électromyogramme EMG traduisant cette activité musculaire.

I.7. L'Electromyogramme

L'Electromyogramme (EMG) désigne le signal électrique collectif des muscles, qui est contrôlé par le système nerveux et est produit lors de la contraction musculaire [11]. Il est constitué de la somme de tous les potentiels d'action produits par les unités motrices des fibres musculaires sous le volume des électrodes. La qualité du signal EMG et ses propriétés intrinsèques sont cependant influencées par une multitude de facteurs. Les caractéristiques globales de l'EMG sont l'amplitude et le spectre de fréquences. Ces variables dépendent de l'état physiologique du muscle et des caractéristiques des potentiels d'action des unités motrices [12].

On rencontre deux types de signaux EMG dépendant de la manière avec laquelle ils sont détectés: L'EMG de surface et l'EMG intramusculaire. L'EMG de surface est détecté de manière non-invasive avec des électrodes

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

disposées sur la peau cependant l'EMG intramusculaire est détecté de manière invasive avec des électrodes implantées dans le muscle. Dans ce travail on s'intéresse à l'EMG de surface.

I.7.1.source de signal EMG :

Comme expliqué ci-dessus, l'EMG résulte de la somme de tous les potentiels d'action produits par les unités motrices des fibres musculaires.

I.7.1.a/Potentiel d'action :

Le potentiel d'action ou influx nerveux, correspond à une inversion transitoire, locale, brève de la membrane plasmique, sa durée est entre 1 et 2 ms, et son amplitude absolue atteint 100mV.

Si un certain niveau de seuil est dépassé dans le flux des ions de Na^+ (ion de sodium), la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action qui change rapidement de -70 mV à +30 mV. 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 1.6).

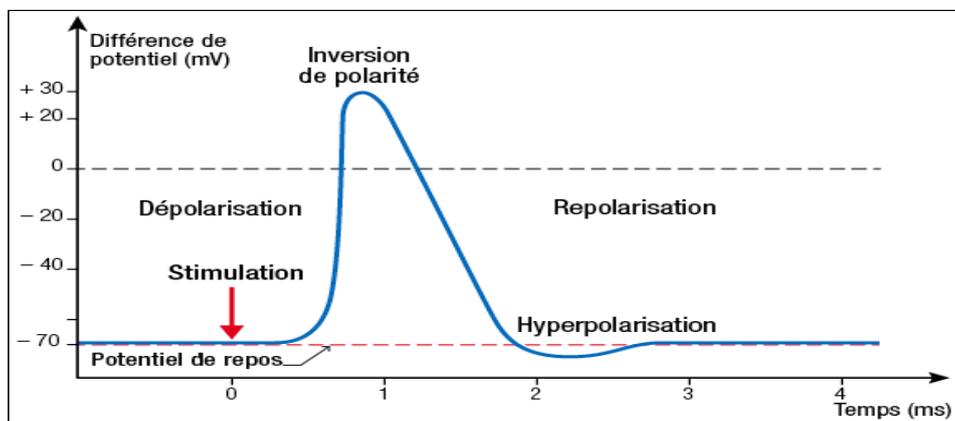


Figure I.6: exemple d'un potentiel d'action. [10]

La contraction des fibres musculaires se produit lorsque des potentiels d'action sont générés dans le Neurone moteur qui les fournit. Lorsque le potentiel d'action atteint le neurone moteur et l'axone Terminale dépasse le seuil de dépolarisation dans la membrane post synaptique de la Neuromusculaire, il devient un potentiel d'action musculaire.

I.7.1.b/.Potentiel d'action d'une unité motrice :

Quand une unité motrice est activée via le neurone moteur à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire (plaque motrice), les fibres appartenant à cette unités motrices sont toutes excitées et se contractent ensemble[13]. La somme des potentiels de fibre musculaire créée par la dépolarisation et la repolarisation spatialement et temporellement dispersées de toutes les fibres excitées d'une seule unité motrice (UM) est appelée potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM).[14]

Afin de maintenir une contraction musculaire, les unités motrices doivent être activées de manière répétitive et chaque unité motrice génère des PAUMs multiples. La collection de tous les PAUMs génère un train de potentiels d'une unité motrice (TPAUM). La superposition des TPAUMs de toutes les unités motrices recrutées constitue un signal EMG [12] (Figure 1.7).

Par conséquent, l'analyse des PAUMs créés par les UMs d'un muscle se contractant peut aider à identifier son état de santé [14].

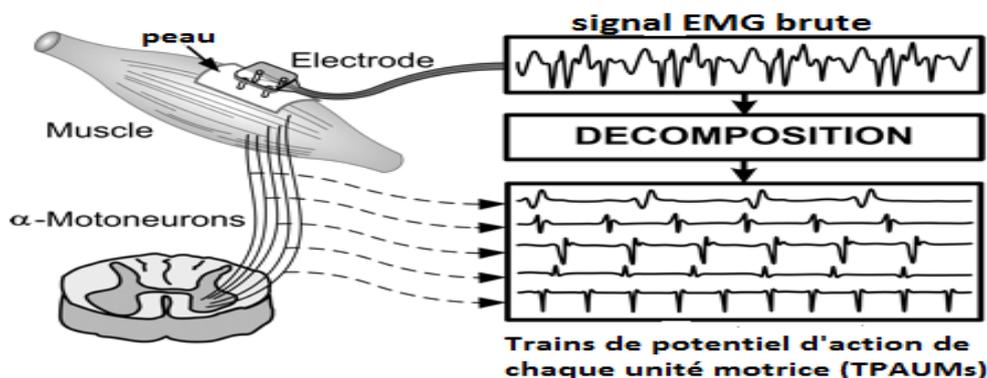


Figure I.7 : Décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles. [15]

En raison de la nature du tissu musculaire qui est considéré comme un volume conducteur, le potentiel d'action résultant, se propageant dans les deux directions de la fibre et atteignant les tendons, crée un courant dans le voisinage de la fibre. Ce dernier crée un champ électrique dans tout le volume conducteur, qui est à l'origine des signaux EMGs détectés par des électrodes de surface.[13]

I.7.2.Détection de signal EMG :

Les électrodes jouent un rôle majeur dans la détection des signaux EMG. Les signaux EMG générés dans notre corps ont une très faible amplitude ainsi que la durée, donc si les électrodes n'ont pas une bonne conductivité alors elles affecteront la qualité des signaux. Il existe principalement deux types d'électrodes l'une est «électrode insérée» (cas de la détection de l'EMG intramusculaire) et l'autre est «électrode de surface ou électrode de peau» (cas de l'EMG de surface). Toutefois pour garantir une bonne détection du signal EMG, il faut qu'avant l'application des électrodes EMG de surface, une bonne préparation de la peau. Pour cela,

- on doit retirer complètement les cheveux de l'endroit où les électrodes doivent être placées.
- Un gel abrasif est recommandé pour réduire la couche sèche de la peau.
- Il ne devrait pas y avoir d'humidité ou de sueur sur la peau. Dans le cas contraire la peau doit être nettoyée avec de l'alcool .[16]

I.7.2.a/Électrodes de surface :

Ceux sont des électrodes techniquement non invasives qui enregistrent la somme des activités de nombreuses unités motrices et même l'activité des muscles adjacents [14] lors de la mesure et la détection du signal EMG. L'EMG de surface est la méthode la plus utilisée dans le milieu médical sportif, puisque sa technique de détection est non-invasive et peut être conduite par le personnel autre que les médecins, avec un risque minimal pour le sujet. La mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs qu'on peut résumer par :

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

CHAPITRE I: Anatomie et physiologie musculaire

En outre, la mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau. [17]. Il y a plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG de surface : monopolaire, bipolaire, double différentielle et Laplacienne. La géométrie des électrodes et la configuration à l'enregistrement influencent étroitement le recueil du signal. Ainsi, à titre d'exemple la figure 1.8 ci-dessous illustre la disposition des électrodes de surface pour la détection de différents EMG dépendant de la position de ces électrodes (l'EMG est la différence de potentiel entre deux électrodes). En fait, entre l'insertion tendineuse et l'unité motrice du muscle, les électrodes EMG de surface doivent être placées le long de la ligne médiane longitudinale du muscle. Entre le centre des électrodes ou les surfaces de détection, la distance doit être de 1 à 2 cm seulement. L'axe longitudinal des électrodes doit être parallèle à la longueur des fibres musculaires.[16]

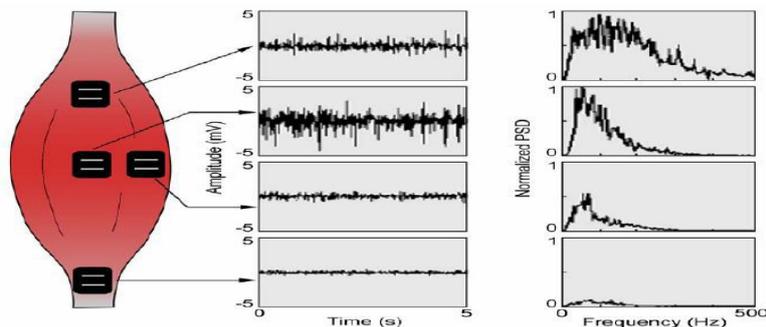


Figure I.8 : Disposition des électrodes de surfaces [4]

I.7.2.b/ Les électrodes Aiguilles:

Les électrodes aiguilles sont largement utilisées dans des procédures cliniques dans les évaluations neuromusculaires [4] (pour la détection des EMGs intramusculaires). Elles permettent l'enregistrement des potentiels individuels de l'unité motrice et fournissent beaucoup d'informations sur les muscles profonds. Pour des applications de diagnostic, on souhaite obtenir des informations temporelles et spatiales détaillées sur les fibres musculaires d'une UM [14]. La pointe de l'aiguille électrode est nue et utilisée en tant que surface de détection. Elle contient un fil isolé dans la canule. Les électrodes aiguilles ont deux principaux avantages. Le premier est que la surface relativement restreinte de contact permet à l'électrode de détecter les PAUMs individuels pendant les contractions de force relativement faibles. L'autre est que les électrodes peuvent être facilement repositionnées dans le muscle (après insertion) de sorte que de nouveaux territoires tissulaires peuvent être explorés (figure 1.9). [4]

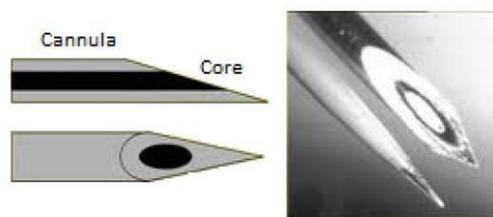


Figure I.9 : Electrodes Aiguilles. [4]

I.7.3.Caractéristiques des signaux EMG:

Les signaux EMG sont de nature aléatoire. Normalement leurs gammes de fréquences varient de 10 Hz à 1000 Hz [14] dépendant de l'effort et de l'activité. Avec cette gamme de fréquences, une partie de l'ECG (électrocardiogramme) et de l'EEG (électroencéphalographie) est également incluse, de sorte que nous choisissons la plage de fréquence dominante des signaux EMG qui est de 50 Hz à 500 Hz. Son amplitude varie de (-70mv) à environ (40mv) [18] en fonction du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [19]. La figure 1.10 illustre un exemple de signal EMG normal produit par les muscles. [18]

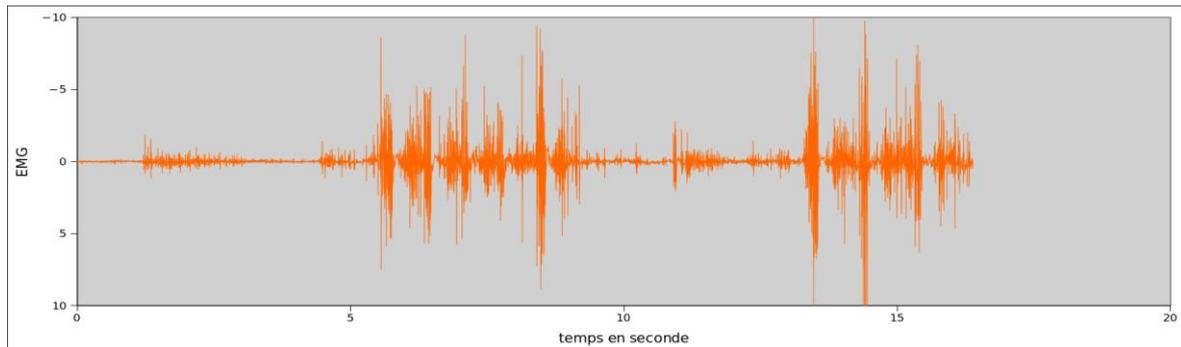


Figure 1.10 :le signal EMG normal produit par les muscles. [20]

I.8.La fatigue musculaire et le signal EMG :

La fatigue musculaire est un sentiment subjectif dont l'évaluation quantitative est très complexe, non unique et parfois controversée. Elle influe sur l'activité musculaire surtout sur le long terme, et a un impact direct sur les signaux myoélectriques SME (le signal EMG est l'un des SMEs). La fatigue neuromusculaire peut se définir comme toute diminution, induite par l'exercice, de la capacité du muscle à développer une force ou une puissance. Ce phénomène se produisant au niveau des terminaisons axonales et de la jonction neuromusculaire est principalement étudié au niveau périphérique (c'est-à-dire dans le tissu). La fatigue peut être induite par des perturbations de la transmission neuromusculaire, de la propagation des potentiels d'action musculaires, du couplage excitation-contraction et des mécanismes contractiles. [21,22].

La fatigue a surtout été étudiée en contraction soutenue, alors que la longueur et la tension du muscle sont maintenues constantes. Pendant la contraction non-maximale volontaire soutenue, l'amplitude du signal augmente habituellement considérablement en raison du recrutement d'unités motrices supplémentaires et d'une augmentation du taux de tir des unités motrices. Cela signifie que certaines UM ne sont pas recrutées ou ont une fréquence de décharge insuffisante pour que les fibres musculaires génèrent une force maximale [21,22].

La manifestation de la fatigue peut être étudiée au moyen de l'amplitude du signal, de la fréquence du signal et de la vitesse de conduction musculaire [21].

L'estimation de la fatigue musculaire par l'EMG constitue une approche privilégiée car sa manifestation dans le temps influence les caractéristiques du signal EMG et ce, avant même la détection d'une diminution de la force musculaire. Les changements du signal EMG en amplitude et en contenu fréquentiel avec la fatigue sont bien connus [14].

I.9.Conclusion :

A travers ce chapitre l'anatomie et la physiologie du muscle a été présentée. Cette présentation nous a permis de comprendre la source de signal électromyogramme EMG, et comment il est généré par les unités motrices des fibres musculaires. Elle a nous aussi permis de connaître comment ce signal peut être détecté à travers des électrodes de surface ou des électrodes aiguilles. Enfin, cette présentation a mis en exergue la notion de fatigue musculaire et l'importance du signal EMG dans l'évaluation de cette fatigue à travers les variations dans ses caractéristiques d'amplitude et fréquentielle. Dans le chapitre qui va suivre on va décrire le dispositif qui va permettre la détection du EMG de surface et son analyse

Chapitre II

Etude et réalisation du dispositif de mesure du signal EMG

II.1.Introduction:

L'activité musculaire peut être étudiée à travers le signal EMG de surface (voir chapitre 1). C'est un signal électrophysiologique qui peut être détecté à la surface du corps à travers des électrodes convenablement disposées sur la peau vis-à-vis des muscles à étudiés. Comme la plupart des signaux électrophysiologiques, il est caractérisé à sa détection au niveau des électrodes par une faible amplitude (quelques dizaine de millivolts dépendant de l'effort musculaire) et de basse fréquence (une étendue fréquentielle de quelques Hz à quelques centaines de Hz dépendant de l'activité musculaire). Il est souvent aussi noyé dans du bruit de différentes natures. Ainsi, la réalisation d'un dispositif permettant sa détection et son analyse nécessite des précautions et des choix appropriés de composants et fonctions électroniques pour garantir la visualisation et des mesures correctes de l'activité musculaire à travers ce signal.

II.2 Etude du dispositif de mesure du signal EMG :

Au vu de ce qui précède le dispositif à réaliser se présente comme illustrer par le schéma bloc de la figure II.1

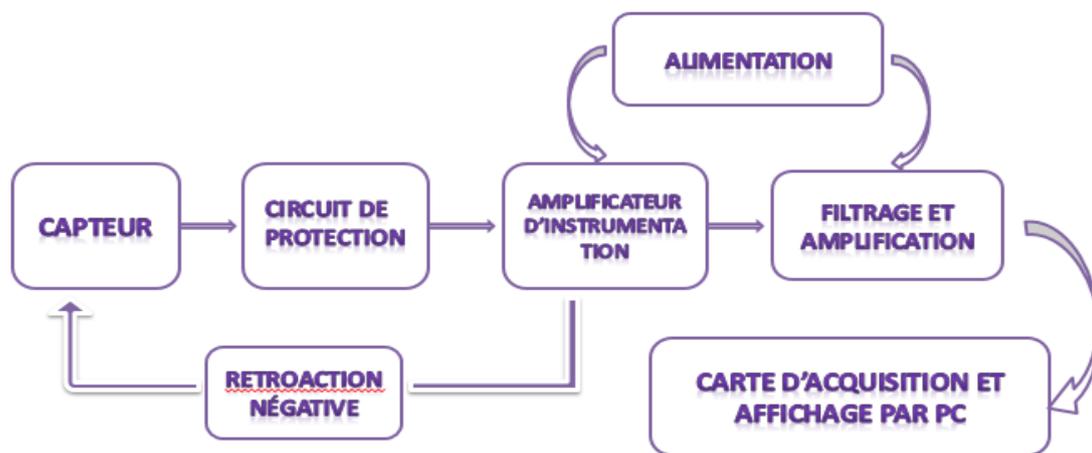


Figure (II.1) : le schéma bloc de dispositif de détection du signal EMG

Comme cela est illustré sur la figure (II.1), le dispositif à réaliser est constitué par :

- le capteur pour la détection du signal EMG
- Le circuit de mise en forme pour améliorer la qualité du signal détecté
- la carte d'acquisition pour l'interface avec le PC
- le circuit d'alimentation du dispositif

II.2.1.Le capteur :

Compte tenu que l'information recherchée est électrophysiologique (l'électromyogramme EMG), le capteur qui doit être utilisé doit être un conducteur de courant électrique ou de tension. Il s'agit dans ce cas d'électrodes. Comme cela était expliqué dans le chapitre 1, les électrodes qui doivent être utilisées pour détecter l'EMG de surface sont des électrodes de surface convenablement disposées sur la peau vis-à-vis du muscle à étudier.

II.2.1.1.Géométrie et type d'électrode :

L'électrode de surface de la peau est utilisée ici en raison des caractéristiques non invasives, de la manipulation facile et du faible coût.

Les électrodes utilisées sur la peau sont habituellement constituées en Ag-AgCl. De forme circulaire, elles peuvent avoir différents diamètres. Une collerette adhésive facilite la pose pour enregistrer directement l'EMG sur un muscle [23].

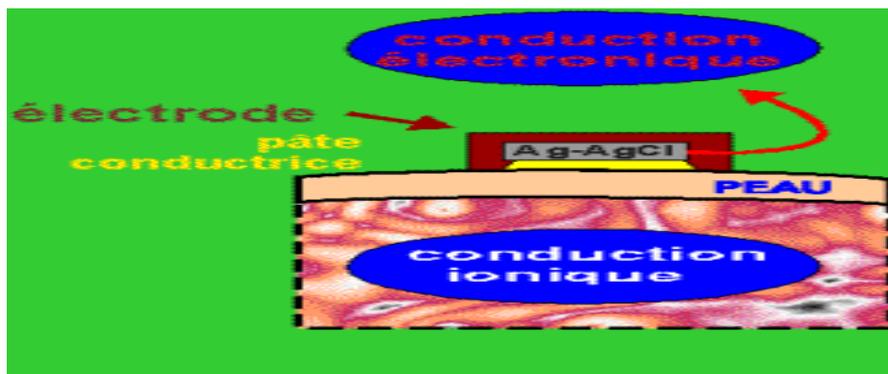
Les électrodes de surface telles que les électrodes pré-gélifiées argent / chlorure d'argent sont les électrodes les plus souvent utilisées et recommandées pour l'utilisation générale. Outre la manipulation facile et rapide, les aspects hygiéniques ne posent pas de problème lors de l'utilisation de ce type d'électrode jetable. Le diamètre de l'électrode (zone conductrice) doit être dimensionné à 1 cm ou moins. Les électrodes jetables commerciales sont fabriquées sous la forme d'électrodes en gel humide ou d'électrodes en gel adhésif. Généralement, les électrodes en gel humide ont de meilleures conditions de conduction et d'impédance (= impédance inférieure) que les électrodes en gel adhésif. Ce dernier a l'avantage de pouvoir être repositionné en cas d'erreurs.[23]

II.2.1.2.Préparation de la peau :

Lorsque les électrodes de surface sont utilisées, l'impédance de contact avec la peau est plus élevée parce que la peau peut être grosse et sale, avoir une grande kératinisation cutanée ou être une peau sénile. Dans ces cas, avant le placement de l'électrode, il est nécessaire d'éliminer l'imprégnation grasse de la peau, les cellules de scalles et la pilosité anormalement élevée autant que possible. Les techniques de réduction pour l'impédance cutanée consistent à raser puis à abraser la zone sur laquelle les électrodes seront fixées à l'aide d'une pâte abrasive ou d'un mélange équivalent d'alcool et d'acétone. [24]

II.2.1.3.Placement de l'électrode :

Le rôle de l'électrode est de convertir un courant ionique qui circule dans le volume conducteur en un courant électronique qu'on peut amplifier et traiter par la suite. Pour assurer un bon contact entre l'électrode et la peau, on utilise une pâte conductrice.[23] (voir figure II.2 ci-dessous)



Figure(II.2) : Contact électrode-peau..[23]

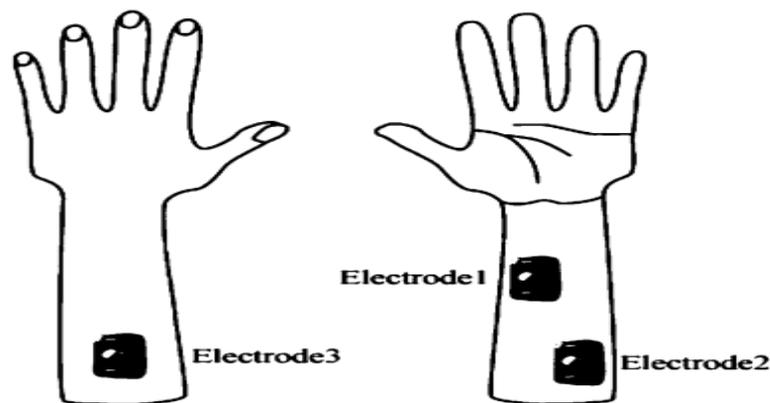
Les électrodes sont placées parallèlement à l'orientation des fibres musculaires et à l'un des deux côtés du point moteur. Le meilleur placement est dans la position des muscles au cours de sa phase de contraction qui ne coïncide pas nécessairement avec la position de repos. Les électrodes sont fixées à l'aide d'un ruban adhésif double face pour la plupart des muscles, des électrodes de surface de 10 mm de diamètre et une distance entre-

Chapitre II: Etude et réalisation du dispositif de mesure du signal EMG

centre de 20 mm est recommandée par le SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles), mais pour les petits muscles, la taille des électrodes et leur distance doivent être adaptée.[24,25]

Au moins une électrode de référence neutre par sujet doit être positionnée. Typiquement, une zone non affectée par l'électricité est sélectionnée, comme les articulations, la zone osseuse, la tête frontale, le tibia, etc. La dernière technologie d'amplification n'a pas besoin de zone spéciale mais seulement un emplacement à proximité du premier site d'électrode.

La position de l'électrode est maintenue comme indiqué sur la figure II.3. Des études ont montré que cette position de l'électrode peut nous fournir le signal correct pour l'analyse.[23]



Figure(II.3) :Position des électrodes de surface [23]

II.2.2.Le circuit de mise en forme :

Le signal EMG détecté aux bornes des électrodes est de très faible amplitude (quelques dizaines de mV dépendant de l'activité musculaire), et noyés dans différentes sources de bruits. En effet les attributs du signal EMG dépendent de la structure interne du sujet, y compris la formation individuelle de la peau, la vitesse de circulation sanguine, la température cutanée mesurée, la structure des tissus (muscles, graisses, etc.), le site de mesure, la nature du contact peau-électrode, et plus encore. Ces attributs produisent différents types de signaux de bruit qui peuvent être trouvés dans les signaux EMG [26]. Parmi ces sources de bruits on retrouve :

II.2.2.1.Sources de bruit dans les signaux EMG :

II.2.2.1.a.Bruit due aux électrodes :

En fait c'est un bruit qui est du principalement au mouvement et/ou au mauvais contact peau-électrode qui peut apparaître après une longue utilisation (le gel de contact peut sécher et par conséquent le contact est réduit). Le mouvement est du principalement au déplacement du câble de connexion de l'électrode au dispositif. La gamme de fréquence de ce bruit est généralement de 1 à 10Hz et une amplitude comparable à celle de l'EMG.

II.2.2.1.b. Bruit électromagnétique :

Le corps humain se comporte comme une antenne-la surface du corps est continuellement inondé de rayonnement électrique et magnétique, qui est la source du bruit électromagnétique (bruit ambiant). Les

sources électromagnétiques de l'environnement se superposent au signal désiré et peuvent fortement l'atténuer. L'amplitude du bruit ambiant (rayonnement électromagnétique) est parfois une à trois fois plus grande que le signal EMG d'intérêt.

II.2.2.1.c. Bruit d'interférence «Cross Talk» :

Le bruit d'interférence est en fait, un signal EMG non désiré qui est détecté à partir d'un ensemble de muscles qui ne sont pas considérés pour l'exploration. Il dépend de plusieurs paramètres physiologiques et peut être minimisé en choisissant la taille de l'électrode et la distance inter-électrodes (typiquement 1 à 2 cm et le rayon de l'électrode) avec précaution.

II.2.2.1.d. bruit interne :

Des Facteurs anatomiques, biochimiques et physiologiques ont lieu en raison du nombre de fibres musculaires par unité, la profondeur et l'emplacement des fibres actives, et la quantité de tissu ; ces facteurs sont appelés bruit interne et affectent directement la qualité du signal EMG.

II.2.2.1.e. Instabilité Inhérente du Signal :

L'amplitude du signal EMG est quasi-aléatoire dépendant de la nature des efforts. Les composantes fréquentielles du signal EMG comprises entre 0 et 20Hz sont le plus souvent instables, car elles sont affectées par le taux de stimulation des unités motrices. En raison du caractère instable de ces composantes du signal, il est considéré comme un bruit indésirable. Le nombre d'unités motrices actives, leurs taux de stimulation, l'interaction mécanique entre les fibres musculaires, tous peuvent modifier le comportement de l'information dans le signal EMG.

II.2.2.1.f. Bruits Électrocardiographiques :

L'activité électrique du cœur (l'électrocardiogramme) est le composant interférant avant tout pour l'électromyographie de surface (EMGs) dans la ceinture scapulaire; il est appelé bruit électrocardiographique. L'activité cardiaque (ECG d'artefact) contamine souvent les signaux EMG, en particulier dans l'électromyographie des muscles du tronc [26].

II.2.2.2. Amplification :

Comme décrit ci-dessus, le signal EMG détecté au niveau des électrodes est de très faible amplitude et noyé dans différentes sources de bruits. En plus le signal est très souvent détecté aux bornes de deux électrodes (tension différentielle entre deux conducteurs) ce qui va entraîner la présence d'une tension en mode commun. Il est alors indispensable de l'amplifier tout en minimisant l'effet de ces bruits. En instrumentation cette condition est retrouvée dans les amplificateurs d'instrumentation.

II.2.2.2.a. Tension de mode commun et son origine :

La figure II.4 ci-dessous illustre la configuration avec laquelle le signal est détecté à travers les électrodes (source du signal et dispositif de mesure ou amplificateur).

II.2.2.2.a.1.tension de mode commun :

La tension de mesure (V_m) issue d'un capteur est une tension différentielle entre deux conducteurs (A et B) exprimée par l'équation (2):

$$V_m = V_A - V_B \quad (1)$$

On définit la tension de mode commun V_{mc} comme étant la tension commune à V_A et V_B et qui ne contient pas d'information. Ainsi en posant :

$$V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2} \quad (2)$$

On obtient ainsi les tensions :

$$V_B = V_{mc} - \frac{V_m}{2} \quad (3)$$

$$V_A = V_{mc} + \frac{V_m}{2} \quad (4)$$

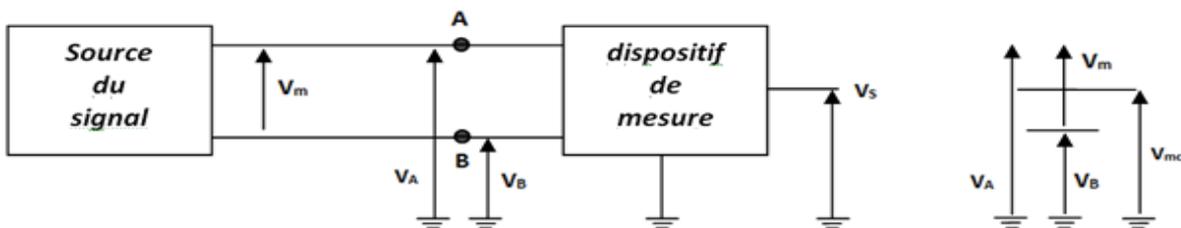


Figure (II.4) : Configuration de détection du signal à travers deux électrodes.

La tension V_{mc} est commune à V_A et V_B . Elle peut être très supérieure à V_m .

Faire une mesure de bonne précision revient à éliminer ou rejeter cette tension de mode commun de manière à extraire la tension V_m tout en étant indépendante de V_{mc} .

II.2.2.2.a.2/ origines de la tension de mode commun :

La tension de mode commun peut avoir différents origines dépendant de la configuration de détection de l'information. En effet

*dans le cas d'un montage en pont (la tension différentielle du pont est l'information issue du capteur), la tension en de mode est liée à l'alimentation du pont.

*dans le cas de la transmission du signal issu du capteur sur un seul fil (transmission unifilaire), la présence d'un courant de masse peut entraîner une force électromotrice de masse qui va se superposer à la tension capteur. Cette tension de masse sera amplifiée de la même manière que le signal capteur sans possibilité de l'éliminer. C'est pour cette raison que l'on cherche la plupart du temps à transmettre un signal capteur de manière différentielle afin de s'affranchir de cette tension de masse.

*dans le cas de la transmission de l'information sur deux fils, donc de manière différentielle, le problème lié à la force électromotrice de masse vue précédemment, est fortement limité. De plus si des signaux parasites se superposent au signal utile durant la transmission, l'amplification différentielle aura pour effet de les éliminer. A noter, que les deux fils de transmission sont les plus proches l'un de l'autre de manière à obtenir la même tension de mode commun due aux perturbations sur les deux fils.[27]

II.2.2.2.b/ Amplificateur d'instrumentation :

Pour mieux comprendre l'amplificateur d'instrumentation (qui en fait, est une configuration d'au moins trois amplificateurs différentiels[28]) et particulièrement sa caractéristique fondamentale qu'est le rapport de réjection en mode commun (RRMC) élevé, il est important de clarifier cette notion.

II.2.2.2.b.1/Amplificateur différentiel et Taux de Réjection de Mode Commun(TRMC) :

L'utilisation d'un amplificateur différentiel (voir figure II.5 ci-dessous) est souvent rendu nécessaire lors de la présence d'une tension de mode commun. Son rôle est de fournir en sortie, une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrée.

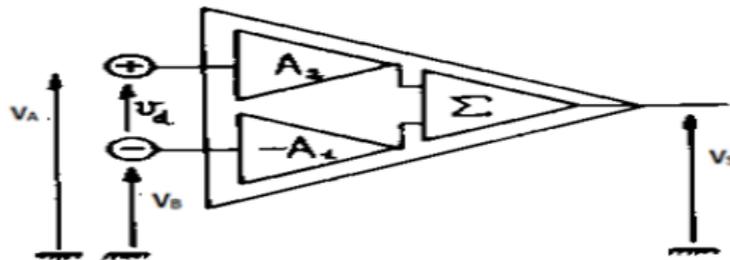


Figure II.5: Structure élémentaire de l'amplificateur différentiel .

On dispose de deux entrées : l'Entrée inverseuse de gain $(-A_1)$ et l'Entrée non-inverseuse de gain (A_2) . La tension de sortie V_s est obtenue à travers un sommateur (Σ) .

Ainsi la tension de sortie s'écrit: $V_s = A_2 V_A - A_1 V_B$ (5)

$$V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2} \quad (6)$$

Et $V_d = V_A - V_B$ (7)

On peut réécrire V_s sous la forme :

$$V_s = A_d \cdot V_d + A_{mc} \cdot V_{mc} \quad (8)$$

Où A_d est le gain différentiel et A_{mc} le gain de mode commun

Avec :

$$A_d = A_2 - A_1 \quad (9)$$

Et $A_{mc} = \frac{A_1 + A_2}{2}$ (10)

Dans un amplificateur différentiel on cherche évidemment à obtenir $A_{mc} V_{mc} \ll A_d V_d$.

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 (en anglais **CMRR** pour **Common-Mode Rejection Ratio**).[28]

$$RRMC = \frac{A_d}{A_{mc}} \quad (11)$$

Le **RRMC** est défini en (dB) par : $\tau = 20 \log \frac{A_d}{A_{mc}}$ (12)

Ainsi l'expression de la tension de sortie d'un amplificateur différentiel s'écrit :

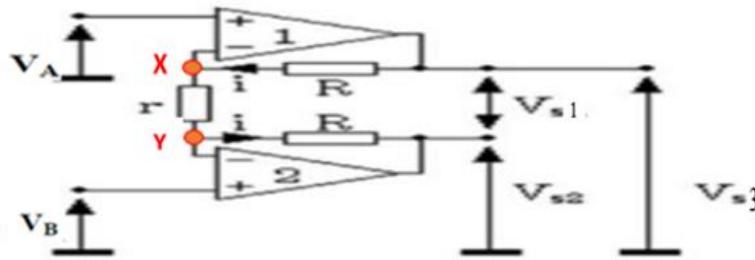
$$V_s = A_d \left(V_d + \frac{1}{RRMC} V_{mc} \right) \quad (13)$$

II.2.2.2.b.2/ Amplificateur d'instrumentation(Configuration à trois amplificateurs):

La configuration à trois amplificateurs (figure 2.7) est réalisée à travers deux étages : un premier étage comme préamplificateur (réalisé avec deux amplificateurs opérationnels) suivi d'un étage différentiel (réalisé avec un amplificateur opérationnel)

*Premier étage :

Le préamplificateur (figure II.6) représente la pièce la plus importante de l'amplificateur d'instrumentation elle-même puisqu'il prépare le gain réglable pour la qualité de notre signal EMG. Avec une impédance d'entrée très importante



Figure(II.6) : Montage de préamplificateur.

Le courant circulant dans r et dans les deux résistances R est le même, ce qui permet d'écrire :

$$V_A - V_B = ri \quad (14)$$

La tension aux deux entrées de l'amplificateur est la même, ce qui permet d'écrire :

On applique la loi de **Millman** au point X et Y, on obtient :

$$V_{s3} = \left(\frac{R+r}{r}\right) V_A - \frac{R}{r} V_B \quad (15)$$

$$V_{s2} = V_{s1} = \left(\frac{R+r}{r}\right) V_B - \frac{R}{r} V_A \quad (16)$$

Alors on obtient :

$$V_{s1} = \left(\frac{2R+r}{r}\right) (V_A - V_B) \quad (17)$$

La tension de mode commun à l'entrée du montage est :

$$V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2} \quad (18)$$

$$V_{mc} = \frac{V_{s2} + V_{s3}}{2} \quad (19)$$

*Deuxième étage (Amplificateur différentiel):

La tâche principale de l'amplificateur différentiel (figure II.7) est de rejeter la tension de mode commun créée par les interférences.

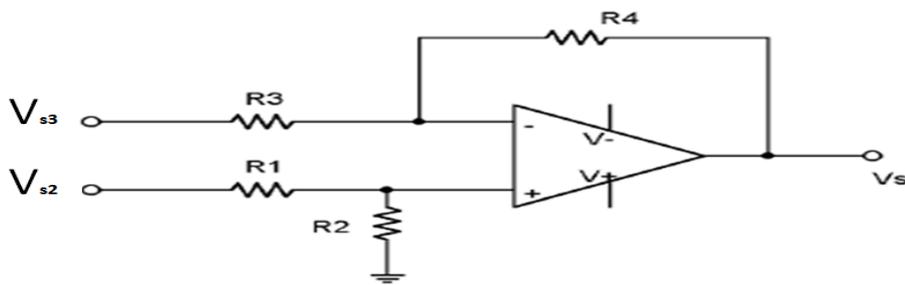


Figure (II.7) : amplificateur différentiel.

Dans le cas où l'on considère que l'amplificateur est parfait, nous pouvons écrire, au niveau de ses tensions d'entrée : non-inverseuse V_+ et Inverseuse V_- .

$$V_+ = \left(\frac{R2}{R1+R2} \right) V_{s2} \quad (20)$$

$$V_- = \frac{R4V_{s3} + R3V_s}{R4+R3} \quad (21)$$

Comme l'amplificateur opérationnel est en contre réaction négative (régime non saturé) :

$$V_+ = V_-$$

Soit pour la tension de sortie V_s :

$$V_s = \left(\frac{1}{R3} \right) \left(\frac{R3+R4}{R1+R2} R2V_{s2} - R4V_{s3} \right) \quad (22)$$

Ainsi si l'on souhaite avoir un amplificateur différentiel « parfait », en prenant $R1 = R3$ et $R2 = R4$, on obtient :

$$V_s = \left(\frac{R2}{R1} \right) (V_{s2} - V_{s3}) \quad (23)$$

Donc un gain différentiel

$$Gd = \frac{R2}{R1} \quad (24)$$

Mais il faut noter que le réglage du gain n'est pas possible directement car il nécessite la modification de deux résistances qui doivent rester rigoureusement identiques. [27]

***configuration complète :**

La configuration complète de l'amplificateur d'instrumentation à réaliser est donnée sur la figure II.8 ci-dessous.

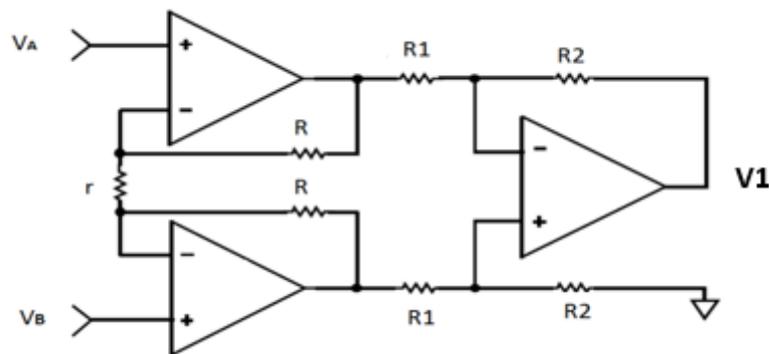


Figure II.8 : configuration complète de l'amplificateur d'instrumentation.

Comme déjà cité précédemment, il présente les caractéristiques suivantes :

- Une impédance d'entrée très grande (pratiquement $>2M\Omega$) pour empêcher les déséquilibre d'impédance de contacte (électrodes-peau) et éviter la chute de tension.
- Une impédance de sortie très faible (de l'ordre $10-12\Omega$) pour permettre d'attaquer sans problème des modules situés en aval.
- un gain réglable qui peut être augmenté dans le cas d'un signal très faible et pour améliorer le TRMC
- Un **RRMC** élevé (entre 90 à 120dB dans les circuits commercialisés) pour minimiser l'effet des tensions de mode commun V_{mc}
- Une Dérive en température très faible

Ce circuit peut être réalisé ou encore disponible sous forme intégré dans le commerce. Il existe ainsi commercialisée toute une gamme d'amplificateur d'instrumentation dont les caractéristiques citées ci-dessus peuvent changer en fonction des applications.

Dans notre application le « AD620 » (voir en annexe sa fiche technique) a été utilisé.

II.2.2.3.circuit de contre réaction négative:

En vue de minimiser encore plus les interférences (tensions) de mode commun, qui en fait, peuvent être induites à travers le corps du sujet vers les électrodes de détection de l'EMG, un circuit de rétroaction négative peut être inséré dans le circuit de mise en forme. En fait, il s'agit d'un amplificateur inverseur (voir figure II.9 ci-dessous) avec un gain déterminé qui va amplifier les tensions détectées à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, les inversés et les appliquées via une électrode de référence sur le sujet. Ainsi, si la tension de mode commun détectée augmente elle sera appliquée inversée sur le sujet et par conséquent va diminuer cette tension.

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

En fait, l'avantage est que cette boucle de rétroaction ne présente pas un chemin de faible impédance vers la masse de l'électrode de référence [17]. Le schéma électrique du circuit rétroaction négative réalisé est illustré sur la figure II.9 ci-dessous.

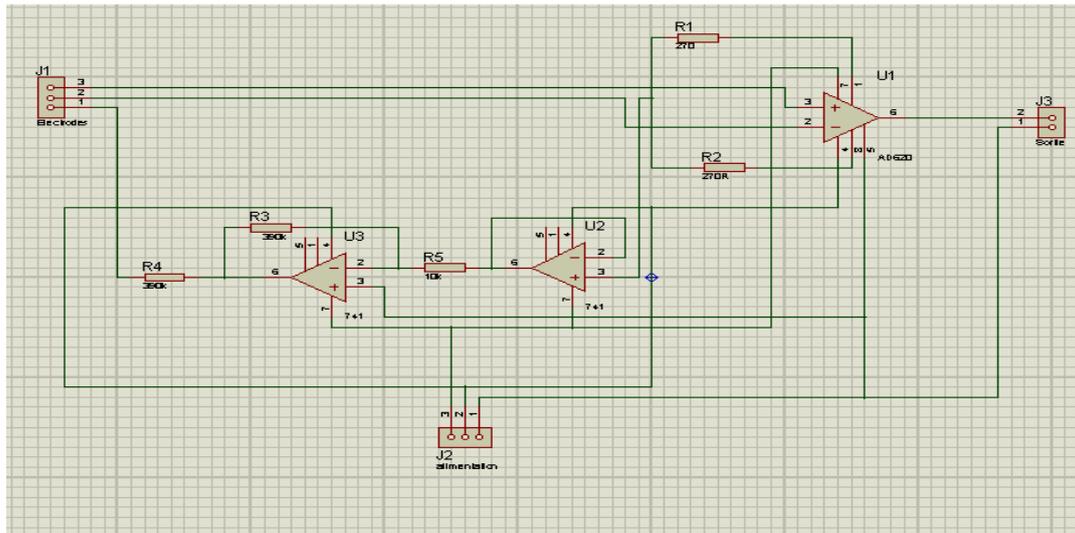


Figure II.9 : circuit de rétroaction négative .

II.2.2.4 Filtrage de signal EMG :

Compte tenu que le signal EMG amplifié est très souvent noyé dans différentes sources de bruits (voir ci-dessus), il est alors nécessaire de prévoir un circuit de filtrage. Ce circuit va permettre de minimiser l'effet du bruit sur le signal EMG avant d'être digitalisé et transmis vers le PC pour un traitement ultérieur et analyse. Différentes structures et types de filtres existent en fonction d'électronique. Le choix de la structure du filtre dépend des caractéristiques de réponses recherchées. Ces caractéristiques sont relatives

- à la réponse en bande passante (réponse plate, moins plate, avec des ondulations), ou encore
- à la réponse en bande d'atténuation (rapide moins rapide),
- facteur de qualité

Cependant le choix du type de filtre dépend de la fréquence de coupure et des bandes de fréquences à minimisées. Ainsi, on retrouve les filtres passe bas, passe haut, passe bande, passe tout et les filtres réjecteurs.

Pour une détection optimale du signal EMG même après l'amplification différentielle, le signal doit être correctement filtré.

Les fréquences de bruit contaminant le signal utile EMG peuvent être **élevées** ou **basses**. **Les fréquences qui peuvent être** causées par les décalages de DC de l'amplificateur, dérive de la sonde sur la peau et les fluctuations de température peuvent être éliminés en utilisant un **filtre passe-haut**, tandis que les **bruits à haute fréquence** qui sont causés par la conduction nerveuse et les interférences haute fréquence de la radio émissions, ordinateurs, téléphones cellulaires, ... etc., peuvent être supprimés à l'aide d'un **filtre passe-bas**. [29] Il est connu que le contenu fréquentiel d'un signal EMG (pathologique ou normal) est compris entre ($F_{ch}=19\text{Hz}$ et $F_{cb}=531\text{Hz}$). Par conséquent, un simple filtre passe bande réalisé par deux filtres en cascade respectivement passe-bas avec une fréquence de coupure $F_{cb}=531\text{Hz}$ et passe haut avec une fréquence de coupure $F_{ch}=19\text{Hz}$ va nous permettre d'améliorer le rapport signal sur bruit de notre signal EMG.

Différentes structures de filtres existent en pratique, comme cela était décrit ci-dessus, le choix dépend des caractéristiques de filtrage visées pour l'application. En effet, outre les fréquences de coupures recherchées, la nature de la réponse en bande passante (réponse plate, ondulée) ou encore en bande de coupure (réponse accentuée ou peu accentuée), le gain et la réponse en phase sont d'autres caractéristiques à considérer dans le choix des filtres.

Dans notre application, le filtre passe bas à réaliser est un filtre de Butterworth du second ordre avec une structure de Sallen-Key choisi compte de sa réponse en amplitude plate en bande passante et de son

atténuation acceptable en bande de coupure et d'une faible rotation en phase, cependant le filtre passe haut à réaliser est un filtre passif RC.

II.2.2.4.1 le filtre passe haut

Un filtre passe-haut passif peut être réalisé en utilisant une résistance et un condensateur. Ce circuit sera alors connu sous le nom de circuit RC (voir figure II.10 ci-dessous). Ce circuit est un filtre passe-haut de premier ordre. C'est le filtre passe haut le plus simple possible. Le signal filtré est recueilli à travers la résistance.

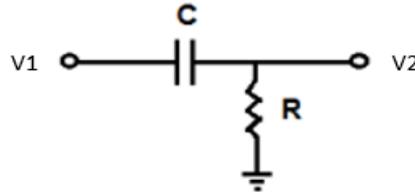


Figure II.10: Filtre passe haut de 1^{er} ordre.

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$T(j\omega) = \frac{V_2(j\omega)}{V_1(j\omega)} = \frac{RCj\omega}{1+RCj\omega} \quad (30)$$

La pulsation de coupure du filtre ω_c est :

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \quad (31)$$

La fréquence de coupure F_c du filtre passe-haut est donnée par l'équation suivante :

$$F_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{1}{2\pi RC} \quad [4] \quad (32)$$

II.2.2.4.2 le filtre passe bas de Butterworth

Le filtre à réaliser pour notre application est un filtre actif de configuration Butterworth d'ordre 2 avec une structure de Sallen & Key (voir figure II.11 ci-dessous).

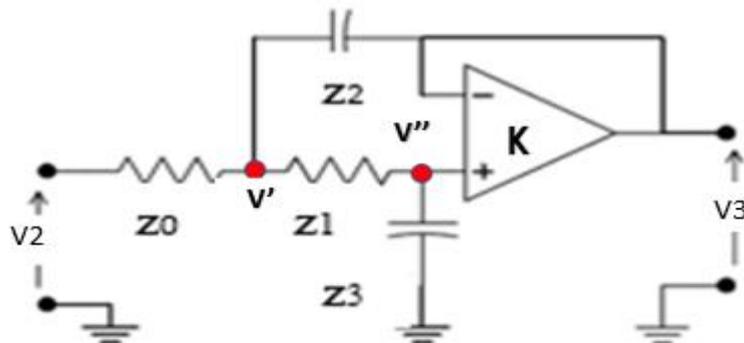


Figure II.11 : Architecture d'un filtre passe bas structure de sallen & key avec un gain unitaire $K=1$.

Chapitre II: Etude et réalisation du dispositif de mesure du signal EMG

La caractéristique de réponse de Butterworth est probablement la plus couramment utilisée pour le filtrage des signaux, cette caractéristique est dite la plus plate en fréquence les paramètres de ce type de filtre sont organisés à obtenir le gain le plus constant possible aux basses fréquences et une atténuation de -3 dB à la fréquence de coupure et ce pour n'importe quel ordre de filtre [30]

La fonction de transfert (transmittance) de cette structure est obtenue comme suit :

On a

$$V' = \frac{z_1 + z_3}{z_3} V'' \quad (33)$$

Et

$$V'' = \frac{V_3}{K} \quad (34)$$

Et par application de la loi de Millman on obtient V'' :

$$V'' = \frac{\frac{V_1}{z_0} + \frac{V'}{z_1} + \frac{V_3}{z_2}}{\frac{1}{z_0} + \frac{1}{z_1} + \frac{1}{z_2}} \quad (35)$$

Alors

La fonction de transfert (transmittance) T_1 est donnée par:

$$T_1(j\omega) = \frac{K z_2 z_3}{z_0 z_3 (1-K) + z_0 (z_1 + z_2) + z_2 (z_1 + z_2)} \quad (36)$$

Sachant que $Z_0=R_0$, $Z_1=R_1$; $Z_2 = \frac{1}{j\omega C_2}$; $Z_3 = \frac{1}{j\omega C_3}$

Alors T_1 devient :

$$T_1(j\omega) = \frac{K}{1 + j\omega C_2 R_0 (1-K) + j\omega C_3 (R_1 + R_0) + (j\omega \sqrt{C_1 C_2 R_0 R_1})^2} \quad (37)$$

La Pulsation propre est donnée par :

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (38)$$

Et par conséquent la fréquence de coupure

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad [31] \quad (39)$$

II.2.3 Acquisition et interface avec le PC

Une fois le signal EMG détecté à travers les électrodes, amplifié puis filtré et en vue de son traitement numérique et affichage sur un PC, un circuit d'acquisition et d'interface est nécessaire. Différentes structures de circuits peuvent être développées dépendant de la nature du port d'entrée utilisé sur le PC (parallèle, série ou encore USB), de la vitesse de transmission du signal numérisé vers le PC, et de la manière avec laquelle le signal va être numérisé (utilisation du convertisseur analogique digital). Bref, ce circuit d'interface peut être réalisé de manière discrète en utilisant un convertisseur analogique digital, un circuit d'horloge pour générer la fréquence d'échantillonnage, et des buffers pour l'interface et la synchronisation de transmission des données via le port d'entrée/sortie du PC (en mode série ou parallèle).

Dans notre application une carte d'acquisition disponible sur le marché à un prix très compétitif, et très facile dans sa manipulation et programmation est utilisée. Il s'agit de la carte d'acquisition ARDUINO Uno.

II.2.3.1 : Description de la carte ARDUINO-Uno

La carte ARDUINO-Uno se présente comme illustrée sur la figure II.12 ci-dessous.

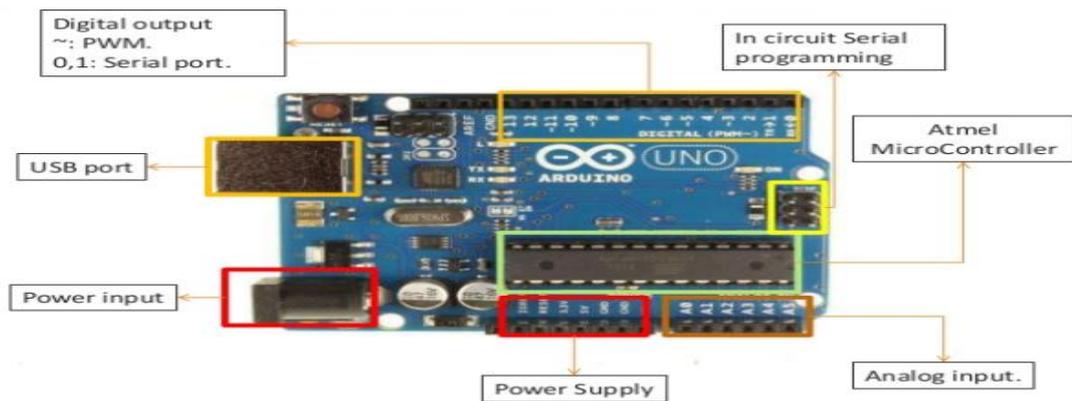


Figure II.12 : présentation de la carte d'acquisition ARDUINO-Uno

Un module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur ATMEL AVR, 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 cœur de la carte est microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. [32]. La carte présente aussi des entrées/sorties programmables qui permettent l'interface avec l'environnement extérieur. Ils s'agit d'entrées sorties numériques et analogiques.

En effet, cette carte possède 14 broches numériques (numérotée de 0 à 13_ voir figure II.13 ci-dessous) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions `pinMode()`, `digitalWrite()` et `digitalRead()` du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne de "rappel au plus" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction `digital Write (broche, HIGH)`. [33].

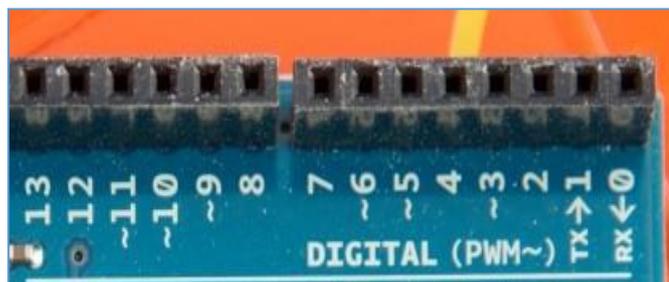


Figure II.13: les entrées/ sorties numériques .

Chapitre II: Etude et réalisation du dispositif de mesure du signal EMG

De même, elle comporte 6 entrées sorties analogiques (A0 à A5 voir figure II.14 ci-dessous) chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (càd sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la très utile fonction `analogRead()` du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023 numérique), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisant la broche AREF et l'instruction `analogReference()` du langage Arduino



Figure II.14 :les entrées/sorties analogiques .

La carte Arduino UNO intègre un fusible qui protège le port USB de l'ordinateur contre les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité).[33]

Pour de plus amples détails sur le hardware de la carte, le schéma électrique de la carte Arduino Uno est donné en Annexe

II.2.3.2.Logiciel de programmation de la carte Arduino :

Une telle carte d'acquisition qui se base sur sa construction sur un microcontrôleur doit être dotée d'une interface de programmation comme est le cas de notre carte. **ARDUINO** fournit un environnement de développement avec un éditeur de source rechargeable gratuitement (pour Mac OS X, Windows, et Linux), [34] les opérations de compilation et de chargement dans la mémoire du microcontrôleur étant ramenées à des clics sur des boutons dans l'IHM (très simple). La communication entre le PC et la carte se fait via le port USB, moyennant l'installation d'un driver adapté (fourni par ARDUINO). Pour programmer cette carte, on utilise l'logiciel IDE Arduino.[35]

II.2.3.2.a. Structure générale du programme (IDE Arduino) :

Comme n'importe quel langage de programmation, une interface souple et simple est exécutable sur n'importe quel système d'exploitation Arduino basé sur la programmation en C. La structure générale de l'interface IDE est illustrée sur la figure II.14 ci-dessous et celle de son programme sur la figure II.15.

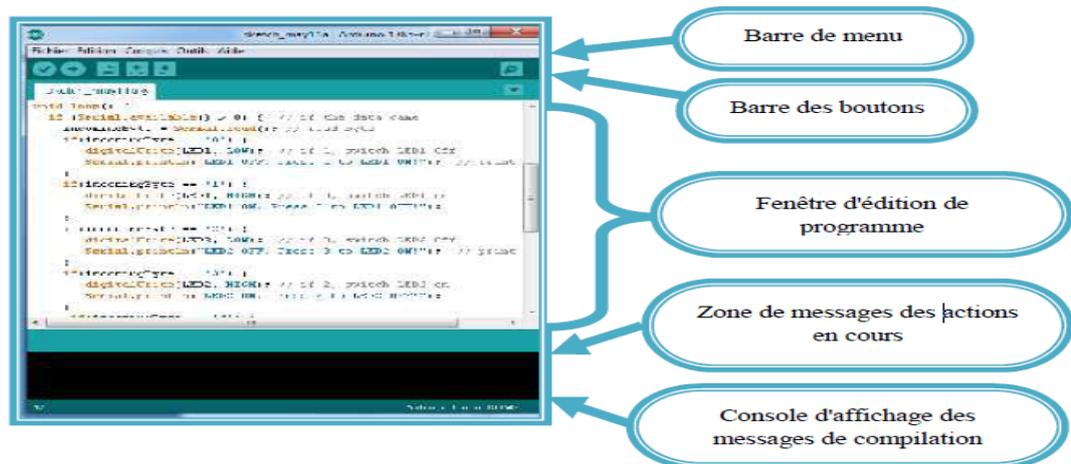


Figure II.15 : Interface *IDE Arduino*.

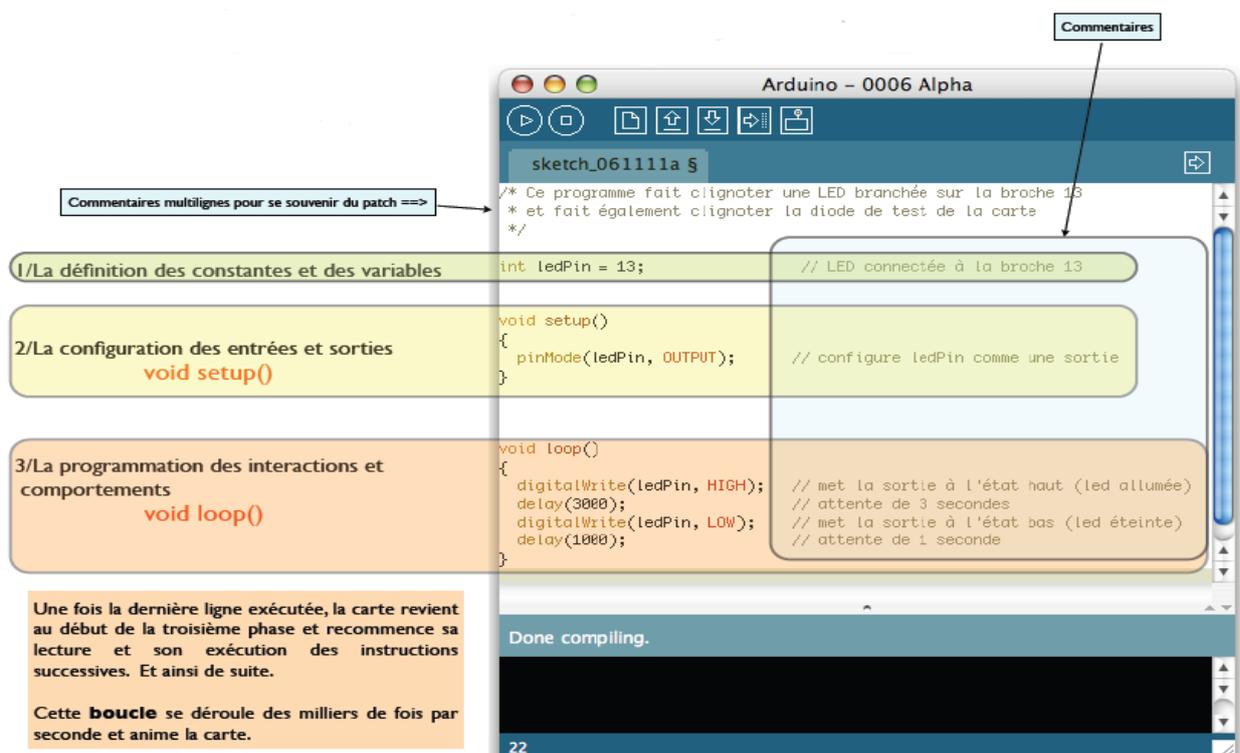


Figure II.16: la structure de programme [36].

Comme cela était décrit auparavant, les entrées analogiques disponibles sur la carte ARDUINO, doivent être unipolaires variant entre 0V et 5V maximum, cependant notre signal EMG issu du circuit de mise en forme est bipolaire, il est alors nécessaire de décaler ce signal entre 0V et un maximum de 5V. cette opération est réalisée à travers un circuit d'offset.

II.2.3.3 Le circuit d'offset:

Le circuit d'offset permettant la restitution positive de notre signal utile est illustré sur la figure II.16 ci-dessous. Il permet d'ajouter une composante continue positive au signal pour le décaler à un certain niveau pour pouvoir l'appliquer à la carte Arduino .

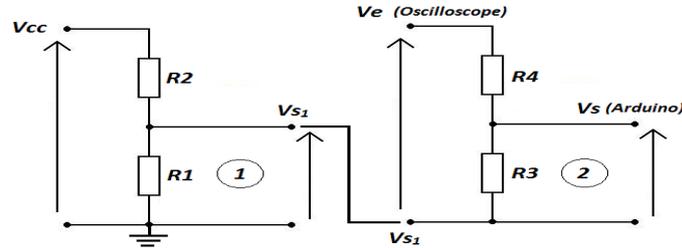


Figure II.17 : Circuit d'offset.

$$V_{s1} = \left(\frac{R1}{R1+R2} \right) V_{cc} \quad (43)$$

$$V_s = \left(\frac{R3}{R3+R4} \right) (V_e - V_{s1}) \quad (44)$$

$$V_s = \left(\frac{R3}{R3+R4} \right) V_e - \frac{R3}{R3+R4} \frac{R1}{R1+R2} V_{cc} \quad (45)$$

La variation des résistances influence sur la position du signal V_s (restitution du signal).

II.2.4 Circuit d'alimentation :

La fonction des alimentations est de fournir à un objet technique l'énergie électrique nécessaire à son fonctionnement.

Dans la plupart des cas, la fonction alimentation transforme les caractéristiques de l'énergie livrée par le réseau pour les adapter aux conditions de l'alimentation d'un objet technique (le fonctionnement des circuits électroniques d'un objet technique nécessite en général une alimentation sous Très Basse Tension Continue). Dans notre application et compte tenu que le circuit comporte très peu de composants, donc une faible consommation de puissance, une simple alimentation dont la structure générale est illustrée sur la figure II.17 ci-dessous peut être réalisée.

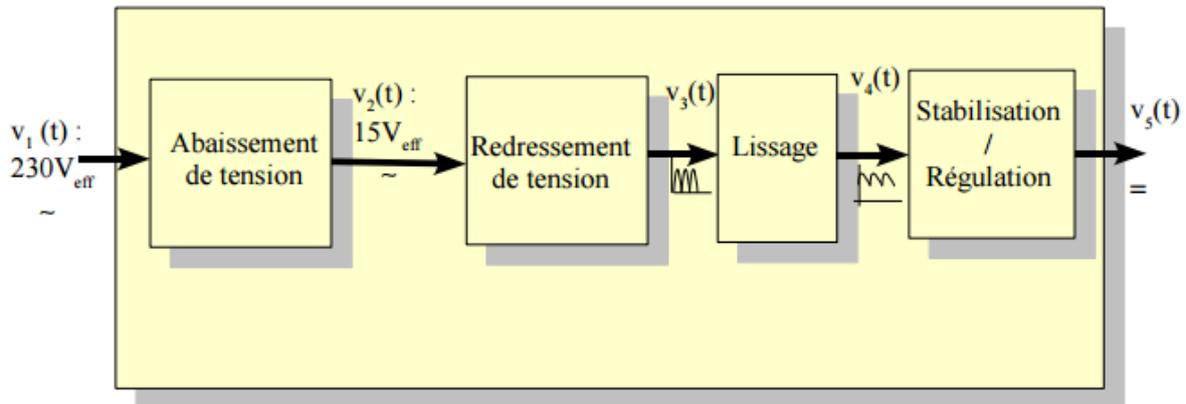


Figure II.18 : Schéma bloc d'une alimentation [37]

Le schéma bloc se compose de 4 éléments qui sont :

- le bloc d'abaissement de tension (un transformateur)
- le bloc de redressement (pont de diode)
- le bloc de lissage (un condensateur)
- le bloc de stabilisation

II.2.4.1 La fonction abaissement de tension :

Le rôle important des transformateurs insérés dans les réseaux d'énergie est leur contribution au réglage du niveau de tension en fonction des conditions de charge du réseau. Ceci est réalisé par modification de leur rapport de transformation au moyen de changeurs de prises. On applique au primaire une tension $U_1(t)$ sinusoïdale, le flux va s'établir

$$U_2 = \frac{N_2}{N_1} U_1 \quad (46)$$

N_1 , N_2 nombre de spires respectivement du primaire et du secondaire [38]

Le transformateur assure une isolation galvanique et il est de type abaisseur de tension.

On distingue plusieurs types des transformateurs. Un transformateur d'alimentation est choisi en fonction de sa ou ses tensions secondaires en V_{eff} et de sa puissance apparente en volt ampère (VA).

II.2.4.2 Redresseur double-alternance:

La tension du secondaire du transformateur U_E est redressée en double-alternance à l'aide d'un pont à diode, telle que c'est illustré sur la figure II.18. A chaque alternance deux diodes sont conductrices et les deux autres bloquées. Le choix du pont (donc des diodes le constituant) est fonction de la tension inverse maximale et du courant direct maximal qui peut être débité.

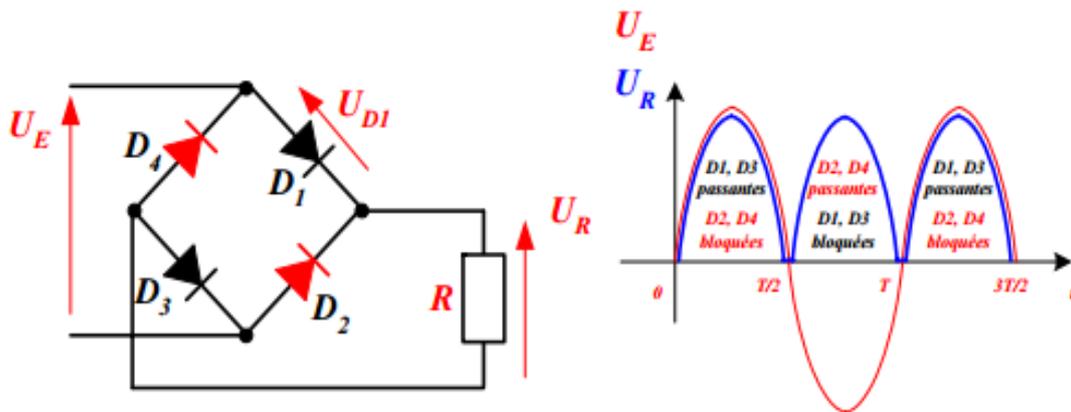


Figure II.19 : Schéma d'un redressement double-alternance

II.2.4.3. La fonction lissage de tension :

Cette fonction est réalisée à travers une capacité chimique qui va filtrer la tension redressée et générer une tension continue (ou presque compte tenu que des ondulations peuvent subsister). La valeur de cette capacité est très élevée ; quelques milliers de μF .

II.2.4.4 Le bloc de stabilisation ou régulateur :

La fonction d'un régulateur de tension est de convertir une tension ayant une certaine ondulation en une tension particulièrement stable. Il doit maintenir ces conditions de stabilité dans une large gamme de variation du courant de charges mais également des fluctuations de la tension d'entrée.

La régulation fixe la tension de sortie à une valeur donnée mais elle suit ses évolutions. En permanence la tension de sortie est comparée à une tension de référence, si la tension de sortie diminue alors le régulateur modifie ses paramètres pour palier à cette chute.[36,39].

II.3. Réalisation du dispositif de mesure du signal EMG :

II.3.1. Circuit de détection et d'amplification du signal EMG

Comme cela était expliqué en ci-dessus, le signal EMG est détecté à travers des électrodes constituées en Argent-Chlorure d'argent. De forme circulaire, avec un diamètre de la zone conductrice est dimensionné à 1 cm. Une collerette adhésive facilite la pose pour enregistrer directement l'EMG sur un muscle puis amplifié à travers un amplificateur d'instrumentation. L'amplificateur utilisé est l'AD620. Le gain de cet amplificateur est donné par l'équation ci-dessous.

$$G = \frac{49,4K}{R_g} + 1$$

Une résistance R_g fixée à 540 ohms permet d'avoir un gain acceptable d'environ 92. Le schéma électrique du circuit réalisé est représenté sur la figure II.19

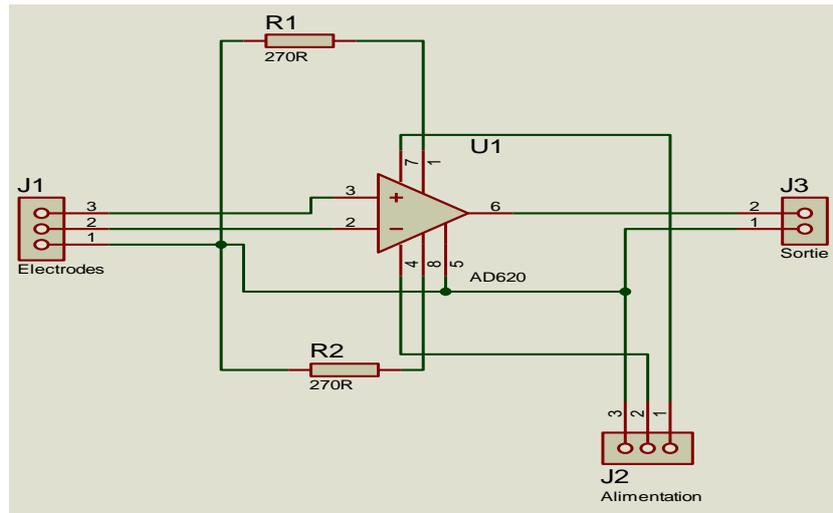


Figure II.20 : Schéma électrique du circuit de l'amplificateur d'instrumentation AD620.

II.3.2. Circuit de filtrage

Comme cela était décrit précédemment, le signal EMG est filtré par un filtre passe bande réalisé par un filtre passe haut et passe bas mis en cascade (voir figure II.20).

Le filtre passe haut est un filtre passif de fréquence de coupure d'environ 20Hz, ainsi une valeur de capacité $C1 = 47\mu\text{F}$ et une valeur de Résistance $R = 175\Omega$ (deux résistances $R3$ et $R4$ respectivement de 100Ω et 75Ω mis en séries) ont été choisies.

Le filtre passe bas est un filtre actif de Butterworth structure Sallen-Key d'ordre 2, de gain $K = 2,4$ et de fréquence de coupure F_{cb} d'environ 530Hz

-le gain K est exprimé par $1 + \frac{R7}{R8}$ et la fréquence de coupure F_{cb} par $F_{cb} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R5R6C2C3}}$

Pour une fréquence de coupure d'environ 530Hz, on fixe $C2 = C3 = 4.4 \text{ nF}$ (quatre condensateurs $c21$ et $c22$. $c31$ et $c33$ deux par deux respectivement de 2.2 nF mis en parallèles) on obtient alors pour $R5 = R6 = R = 68\text{k}\Omega$

De même pour un gain K d'environ 2.4, on fixe $R7$ à $47 \text{ k}\Omega$ et on déduit $R8$ à $33\text{k}\Omega$

Le signal ainsi filtré reste relativement faible en amplitude, un amplificateur inverseur est alors ajouté en cascade pour permettre une meilleure exploitation du signal EMG. Le gain de cet amplificateur inverseur est donné par $G = -\frac{R10}{R9}$. Avec un choix de $R10 = 22\text{k}\Omega$ et $R9 = 11\text{k}\Omega$ le gain est fixé à 2.

Le schéma électrique de l'ensemble du circuit de filtrage avec l'amplificateur est représenté sur la figure II.20 ci-dessous.

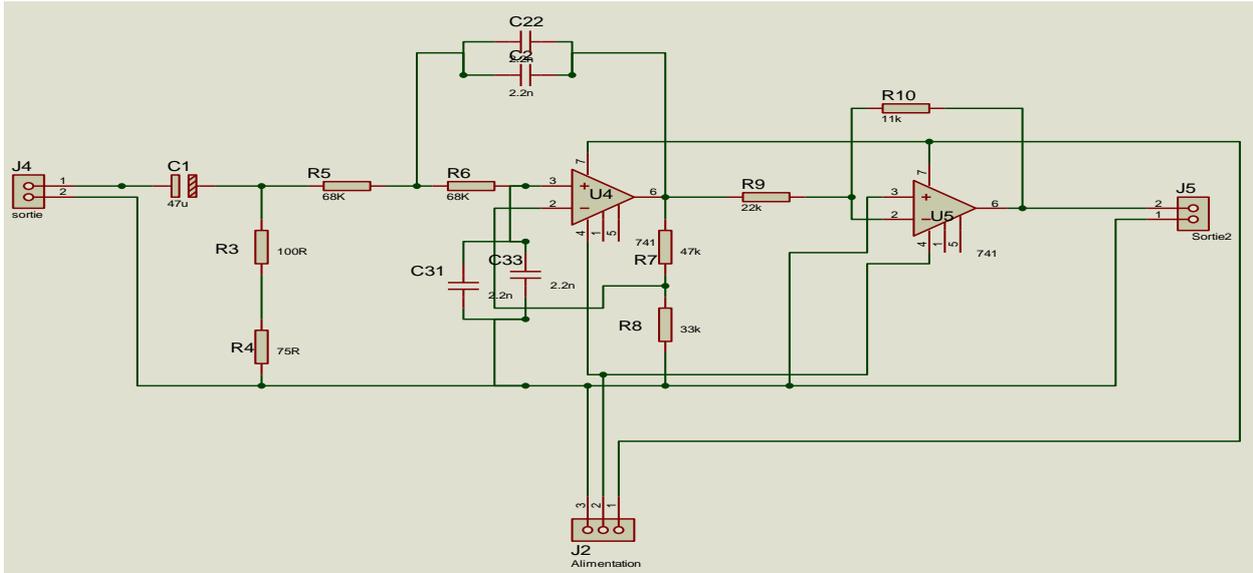


Figure II.21: schéma électrique du circuit de filtrage et d'amplification.

II.3.3. Acquisition du signal EMG et interface :

Comme cela était décrit plus haut, le signal EMG une fois détecté et mise en forme est numérisé pour être transmis vers le PC pour un traitement numérique et affichage. La carte utilisée pour cette numérisation et interface avec le PC est la carte ARDUINO-UNO. Cependant compte tenu que les entrées analogiques de la carte n'acceptent que des signaux unipolaires, un circuit d'offset a été réalisé. Ce circuit permet de décaler le signal EMG entre 0V et un maximum de 5V (voir RV1, RV2 et R14, sur la figure II.21 illustrant le schéma électrique globale du dispositif réalisé). Un logiciel open source ARDUINO a été mise en forme pour permettre l'acquisition du signal EMG.

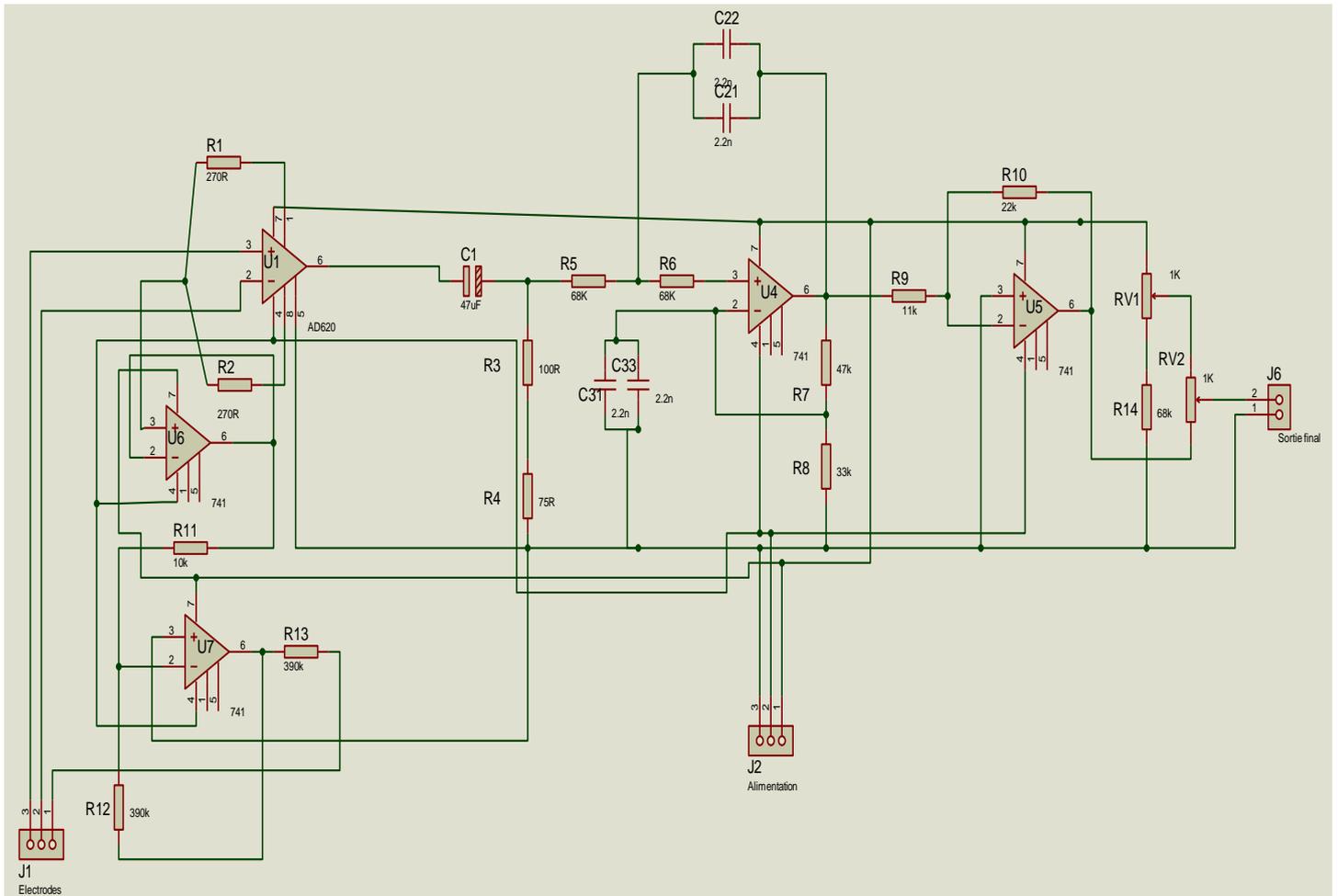


Figure II.22 : schéma électrique du dispositif réalisé

L'essentiel dans cette mise en forme du logiciel d'acquisition et d'interface avec le PC est le choix du port d'entrée, et la fréquence et d'échantillonnage. Le port choisi est le port **A0** cependant la fréquence d'échantillonnage est choisie en fonction de la fréquence maximale du signal EMG qui est d'environ 500Hz ; la fréquence est alors fixée à **1000 Hz**.

Le programme Arduino se structure en trois parties : la déclaration et l'initialisation des variables, "**le setup()**" et "**le loop()**"

Chapitre II: Etude et réalisation du dispositif de mesure du signal EMG

Le logiciel de cette acquisition est donné en ci-dessous :

```
const int EMG=0;//initialiser la broche A0 à 0
int valeurlue1 ;//variable pour stocker la valeur lue après conversion
float tension1 ;//on converti cette valeur en tension
void setup();//la routine de configuration s'exécute une fois lorsque vous appuyez sur la touche
de réinitialisation
{ // début de bloc d'une instruction
serial.begin(9600);//intialiser la comunication série à 9600 bits par second
} // fin de bloc d'une instruction
void loop() {//la routine de la boucle se répète toujours
valeurlue1 = analogRead(EMG); //A0 comme entrée analogique lit la tension sur une broche
analogique A0 et renvoie ensuite la valeur lue sous forme de 10bits
serial.println(avaleurlue1);//donner la valeur de A0
delay(1) ;// attendre une seconde
} //fin de
```

La figure II.22 ci-dessous illustre la photo du dispositif réalisé.

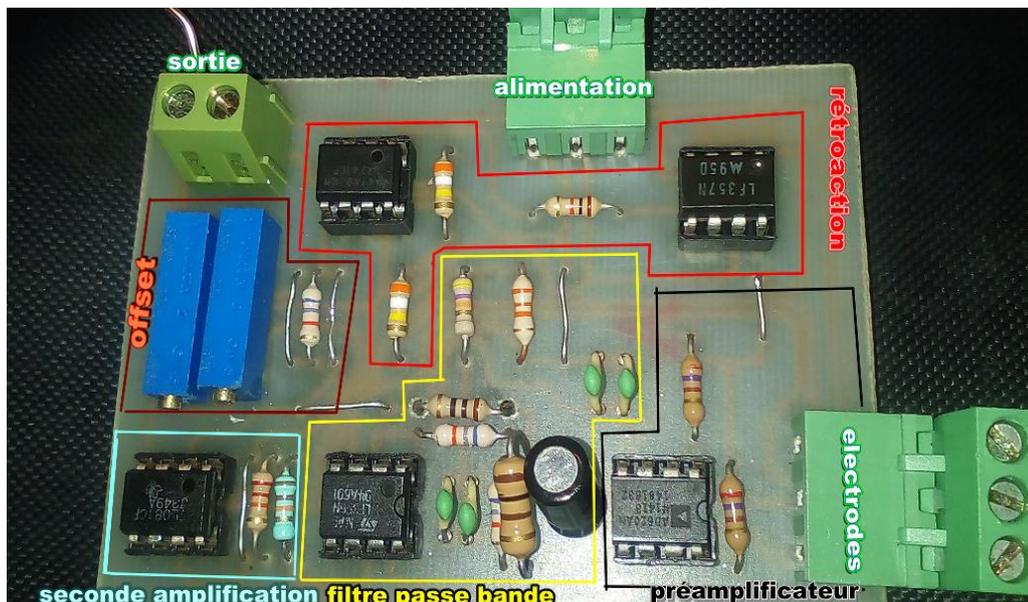


Figure II.23 : photo du dispositif réalisé

La figure II.23 ci-dessous illustre la photo du dispositif réalisé branché avec la carte Arduino et le PC

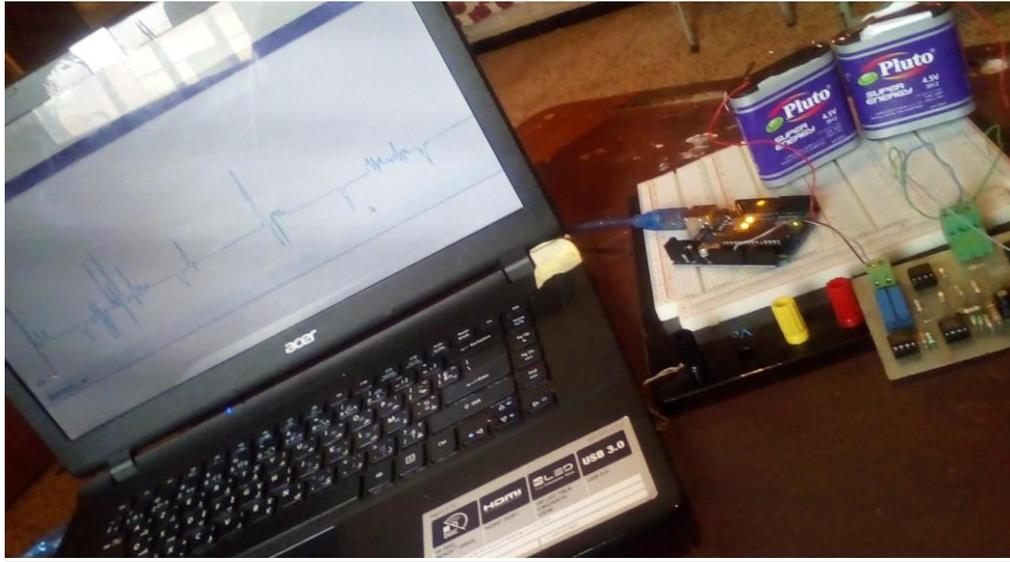


Figure II.24 : branchement de la carte d'acquisition avec la carte Arduino et le PC

Une interface graphique sous Matlab a aussi été réalisée (voir figure II.23). Cette interface graphique permet à l'utilisateur de

- saisir les informations concernant le sujet (nom, prénom, âge et le sexe).
- manipuler un bouton pour ouvrir le fichier des données et tracer en même temps, et un autre fichier pour filtrer ce signal.
- manipuler deux boutons pour détecter l'enveloppe de signal.
- manipuler deux boutons pour déterminer le spectre fréquentiel et la puissance du signal EMG.
- accéder à deux axes un pour le tracé du signal EMG et l'enveloppe et l'autre pour l'analyse fréquentiel.
- manipuler un bouton pour effacer les données
- manipuler un bouton pour quitter le programme.

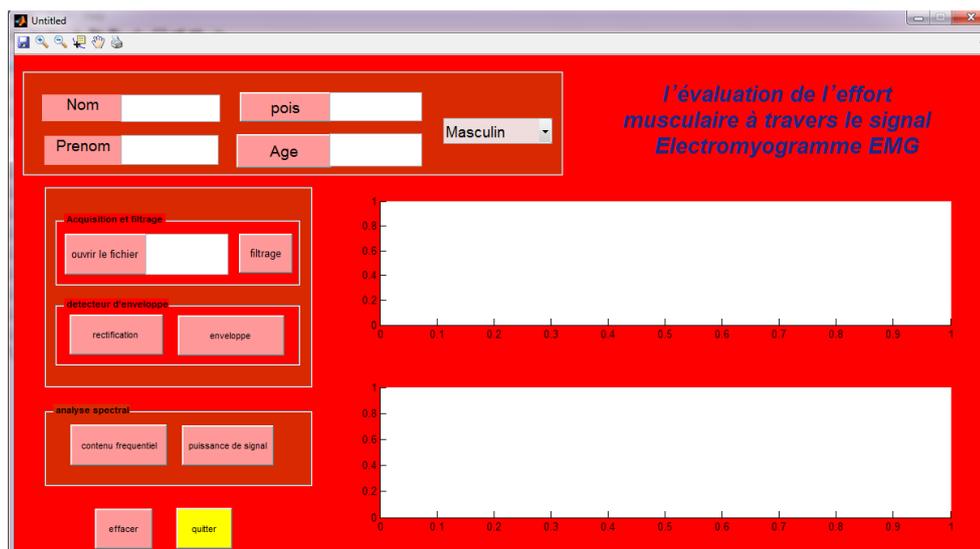


Figure II.25: Interface graphique d'affichage

II.4.Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons d'abord présenté le schéma bloc du dispositif à réaliser. Cette présentation a été suivie par une étude théorique relativement détaillée de certains blocs qui constituent le dispositif, il a s'agit de des électrodes détection du signal EMG, de l'amplificateur d'instrumentation, du filtrage et du circuit d'acquisition. L'étude des différents blocs a été suivie par une présentation des circuits choisis et réalisés en insistant sur le choix des composants pour chaque circuit réalisé. Le chapitre a été finalisé par la présentation des logiciels d'acquisition et de l'interface graphique permettant l'affichage du signal EMG et les mesures faites sur ce signal.

Chapitre III

Résultats et Mesures

III. 1.Introduction :

Dans ce chapitre une étude pratique détaillée du dispositif que nous avons réalisé est décrite. Cette étude pratique est menée dans une première phase par un ensemble de tests et mesure de signaux recueillis sur les différents blocs constituant le dispositif. En deuxième phase, l'étude est menée sur le traitement et l'analyse numérique du signal EMG recueilli et acquis sur PC à travers la carte d'acquisition. Ce traitement numérique concerne l'analyse spectrale, la détection de l'enveloppe du signal EMG au repos et à l'effort et leur évaluation pour différents sujets d'âges et de sexes différents. Ces résultats sont visualisés sur l'interface graphique mis à disposition de l'utilisateur.

III. 2 Tests et Mesures des signaux sur les différents blocs du dispositif :

Pour permettre une bonne évaluation pratique du dispositif réalisé, un ensemble de points tests ont été prévus sur la carte électronique le constituant. La localisation de ces points est telle que cela permet à l'utilisateur de bien comprendre son fonctionnement et de facilement la dépanner. Ainsi un premier point test PT1 est prévu à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, un deuxième point test PT2 à la sortie du filtre passe bande, un troisième point test PT3 à la sortie de l'amplificateur final, et un quatrième point test PT4 à la sortie du circuit d'offset juste avant l'entrée de la carte d'acquisition ARDUINO puis finalement l'affichage du signal EMG sur l'interface graphique après son acquisition, sous forme de données textes et sous forme de signal. Il faut noter que pour chaque point test le signal relevé est visualisé sur écran de l'oscilloscope, son allure et son amplitude sont visualisées.

III.2.1. Point Test 1 -PT1: La sortie de l'amplificateur d'instrumentation :

Nous avons disposé les électrodes sur le muscle du bras d'un sujet, le signal EMG est relevé à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation. Ce signal est visualisé sur l'écran de l'oscilloscope tel que c'est représenté sur la figure III.1 ci-dessous. Son amplitude maximale à l'effort est de **0.2v**

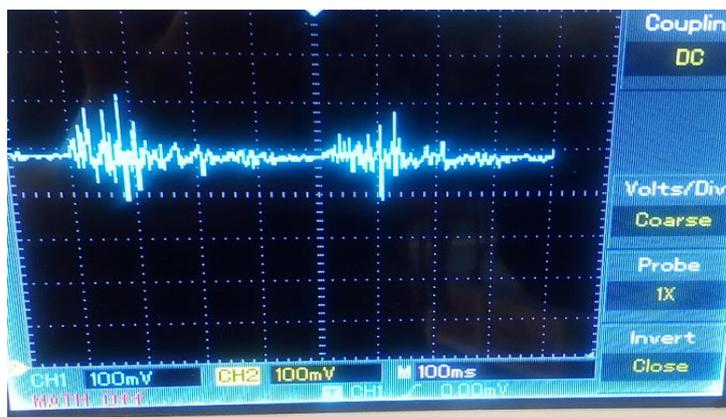


Figure III.1: la sortie de l'amplificateur d'instrumentation .

III.2.2.Le Point Test 2 –PT2: La sortie du filtre passe bande :

Après l'amplification, le signal EMG est filtré par le filtre passe bande réalisé en mettant en cascade un filtre passe haut passif de fréquence de coupure d'environ $f_{ch}=20\text{Hz}$ et un filtre passe bas actif de fréquence de coupure d'environ $f_{cb}=530\text{Hz}$. La réponse en fréquence de ce filtre est illustrée sur la figure III.2. Ainsi les fréquences de coupure f_{ch} et f_{cb} obtenues pratiquement sont respectivement de 18Hz et 600Hz .

CHAPITRE III : Résultats et Mesures

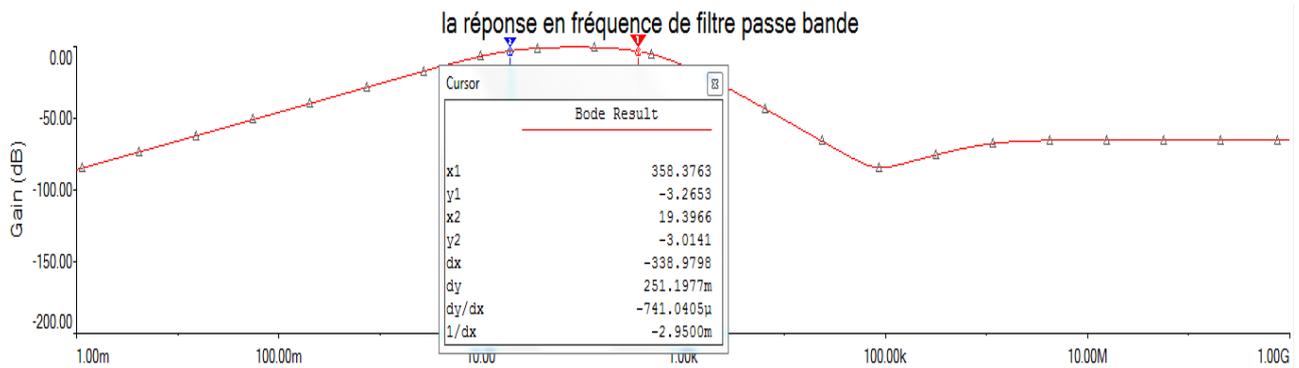


Figure III.2 réponse en fréquence du filtre passe bande

De même la figure III.3 représente l'allure du signal EMG non filtré et filtrée, ou on voit clairement une amélioration de ce signal. Toutefois, l'amplitude du signal est relativement faible pour être exploitable par la carte d'acquisition, le signal est alors amplifié une nouvelle fois.



Figure III.3 : la sortie du filtre passe bande.

III.2.3. Le Point Test 3 –PT3: la sortie de l'amplificateur :

La figure III.4 ci-dessous illustre le signal EMG filtré et amplifié. Le gain est d'environ 2 et par conséquent le signal EMG est d'amplitude maximale de 0.45v



Figure III.4 : la sortie de l'amplificateur.

CHAPITRE III : Résultats et Mesures

III.2.2. Le Point Test 4 –PT4: la sortie du circuit d’offset :

La figure III.5 ci-dessous représente respectivement en jaune (en haut de l’écran) le signal EMG récupéré à la sortie du circuit d’offset et en bleu (plus bas de l’écran) le signal à l’entrée de ce circuit. Une tension DC de **3.5v** permet de rendre le signal EMG unipolaire et par conséquent être appliqué à la carte d’acquisition sans problème.



Figure III.5: la sortie du circuit d’offset.

III.3. Acquisition du signal EMG à travers la carte d’acquisition Arduino :

Le signal EMG ainsi obtenu est appliqué à la carte d’acquisition Arduino via l’entrée analogique A0 pour être numérisé et transféré vers le PC pour un traitement numérique. La figure III.6 représente une photo du dispositif réalisé connecté au PC.

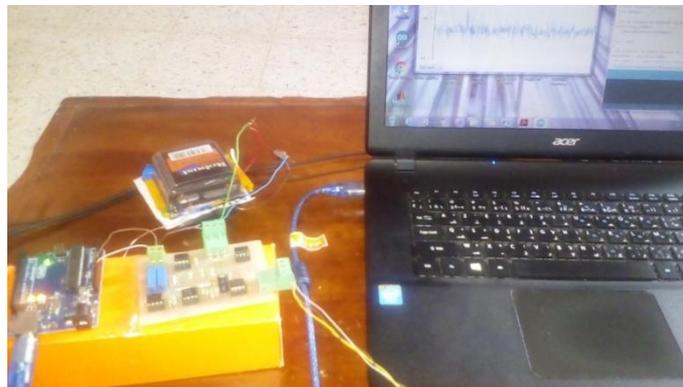


Figure III.6: photo représentant le dispositif connecté à la carte ARDUINO et le PC

CHAPITRE III : Résultats et Mesures

Le signal EMG ainsi numérisé et transféré vers le PC ou il peut être visualisé sur le moniteur série de l'IDE Arduino sous forme des valeurs ou sur traceur série sous forme d'un graphe (voir la figure III.7)

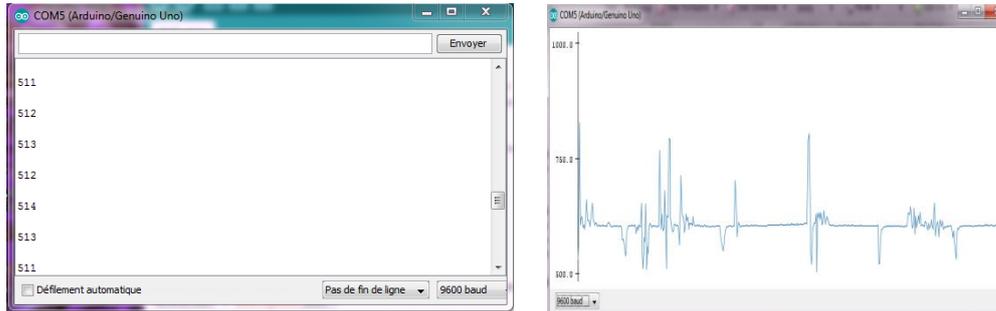


Figure (III.7): visualisation des données sur le moniteur série et traceur série de l'IDE.

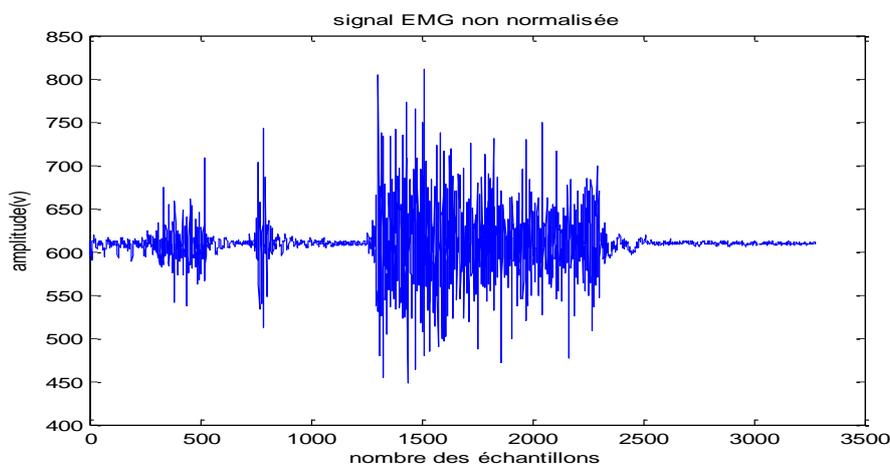
Les données affichées sur le monitor série sont enregistrées dans un fichier, puis le programme de l'interface graphique est lancé pour permettre le tracé du signal EMG.

III.4. traitement et analyse du signal EMG :

Le signal EMG une fois acquis, est traité puis analysé. Le traitement numérique concerne particulièrement l'analyse spectrale et la détection d'enveloppe par contre l'analyse concerne l'évaluation respectivement du contenu spectral et de l'enveloppe pour différents cas d'EMG dépendant de la taille et l'âge du sujet et de l'intensité de l'effort appliqué. Cependant et pour une représentation compréhensible du signal EMG sur l'interface graphique (c'est-à-dire amplitude en volt et durée fonction du temps) une étape de normalisation a été développée pour convertir les valeurs des échantillons en volts et leur variation en fonction de la fréquence d'échantillonnage en temps.

III.4.1. Normalisation :

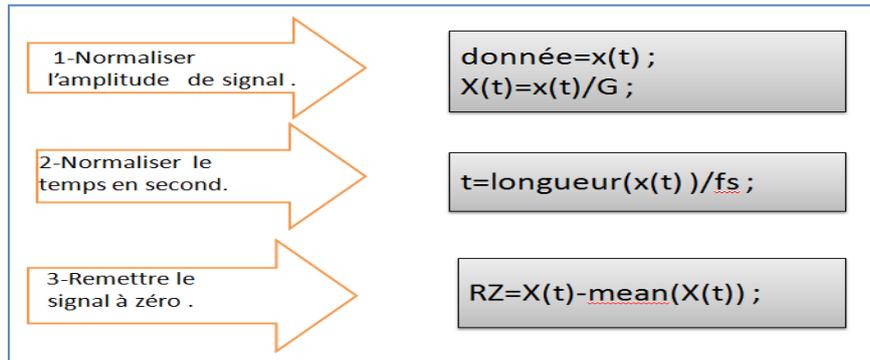
Le tracé sur la figure III.8 ci-dessous décrit le signal EMG recueilli l'activité sur le muscle d'un bras exerçant un effort. C'est un signal tracé directement en exploitant les échantillons acquis à travers la carte d'acquisition (après circuit d'offset) à la fréquence d'échantillonnage. Il est considéré comme signal EMG non normalisé. Pour une représentation plus compréhensible ce signal est normalisé à travers la routine décrite ci-dessous.



Figure(III.8) : Tracé signal EMG non normalisé.

Pour normaliser notre signal il faut passer par trois opérations (voir organigramme sur la figure III.9):

- diviser les amplitudes du signal par le gain introduit au niveau du circuit lors de la détection
- diviser la longueur de signal par la fréquence d'échantillonnage ce qui permet d'adapter l'axe d'abscisse en fonction du temps.
- Pour éliminer la composante continue de signal, on soustrait la valeur moyenne du signal de toutes les valeurs successives.



Figure(III.9) : les procédures de normalisation du signal EMG.

Après l'application de ces opérations notre signal sera normalisé. Le signal EMG normalisé est illustré sur la figure III.10 ci-dessous.

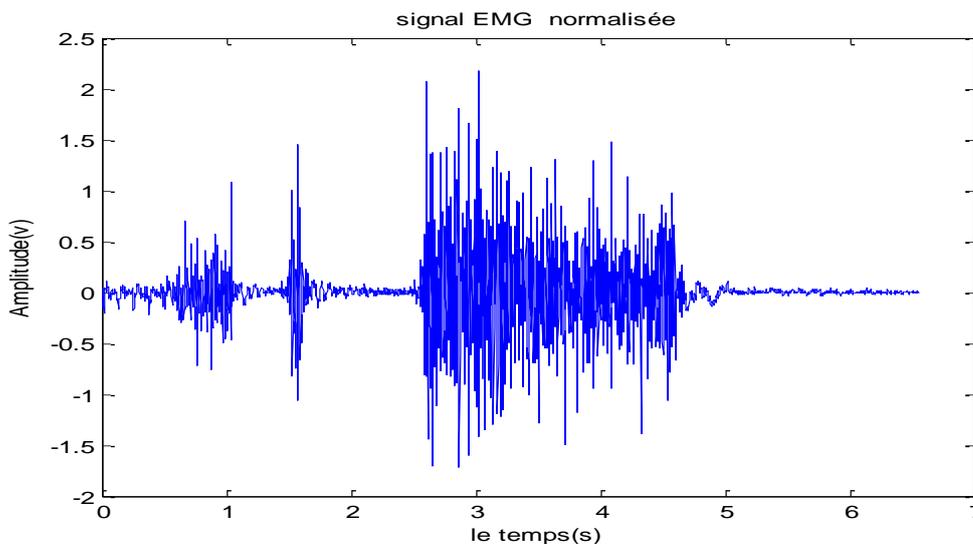


Figure (III.10) : Tracé du signal EMG normalisé.

III.4.2.Détection de l'enveloppe du signal EMG :

En vue d'évaluer l'intensité de l'effort à travers le signal EMG, l'enveloppe de signal est détectée. Celle-ci est détectée à travers le développement d'une routine sous environnement Matlab. Cette routine permet d'abord une rectification du signal (redressement) puis un filtrage passe bas avec une fréquence de coupure convenablement choisie. En fait, le choix de la fréquence de coupure dépend des fréquences hautes présentes dans le signal rectifié. A ce sujet, après rectification différentes fréquences de coupure du filtre passe bas (le filtre passe bas choisi dans notre cas est la filtre de Butterworth) ont été testés pour enfin choisir la

CHAPITRE III : Résultats et Mesures

fréquence la plus appropriée. Les résultats de ces tests de choix de fréquence de coupure sont respectivement illustrés sur les figures III.11, III.12, III.13 et III.14.

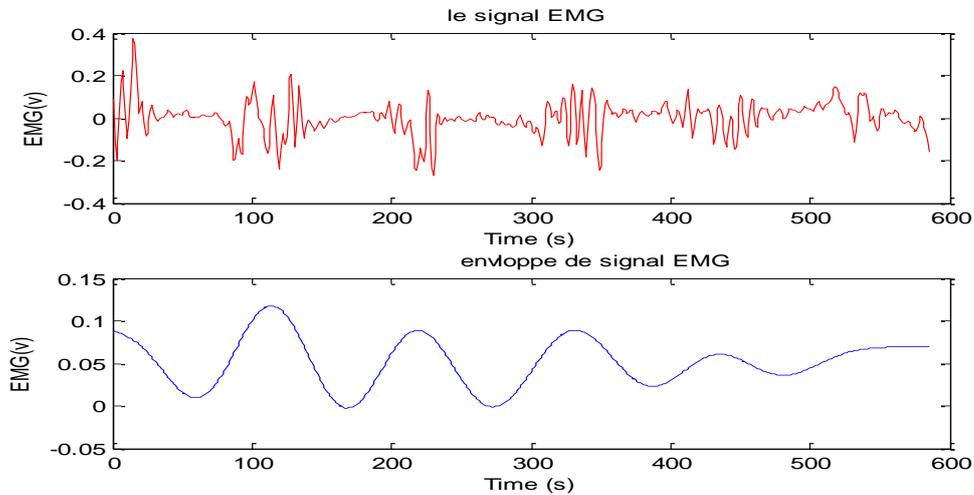


Figure (III.11) : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 10 Hz.

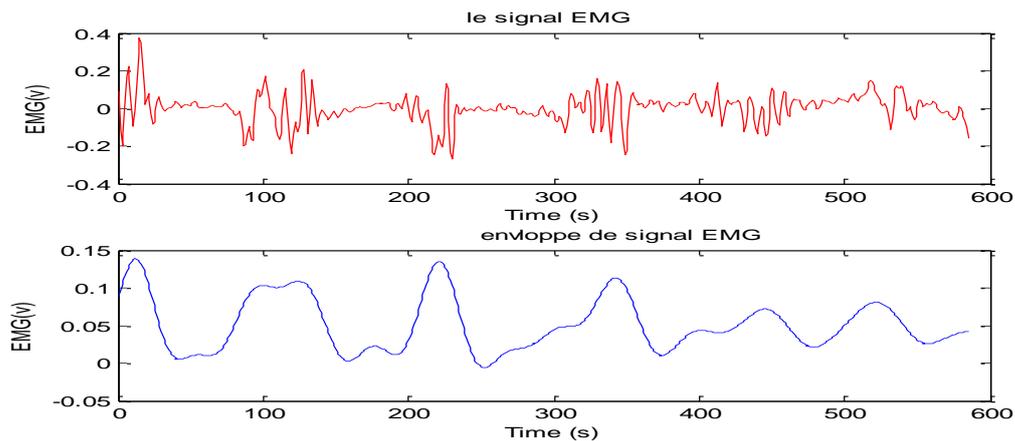


Figure (III.12) : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 20 Hz.

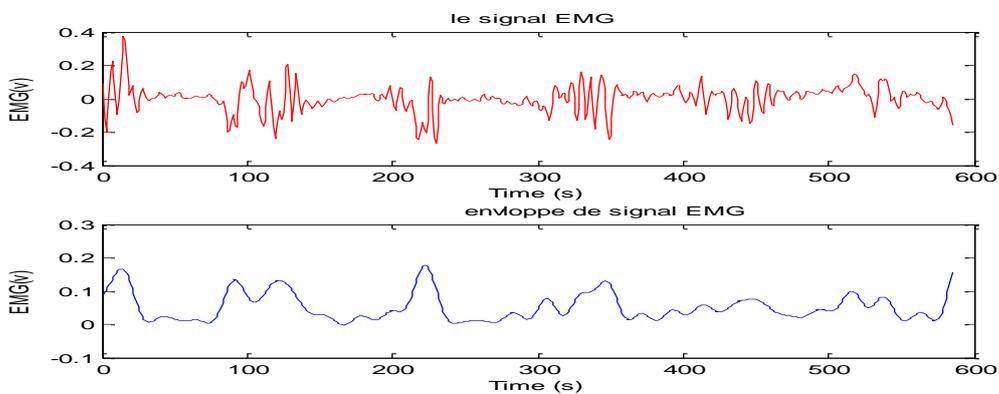


Figure (III.13) : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 40 Hz.

CHAPITRE III : Résultats et Mesures

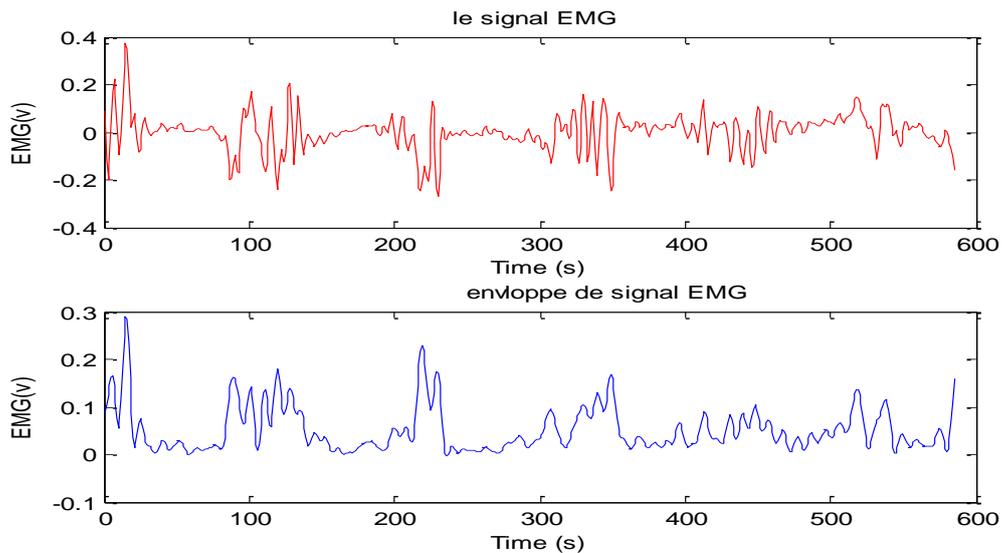
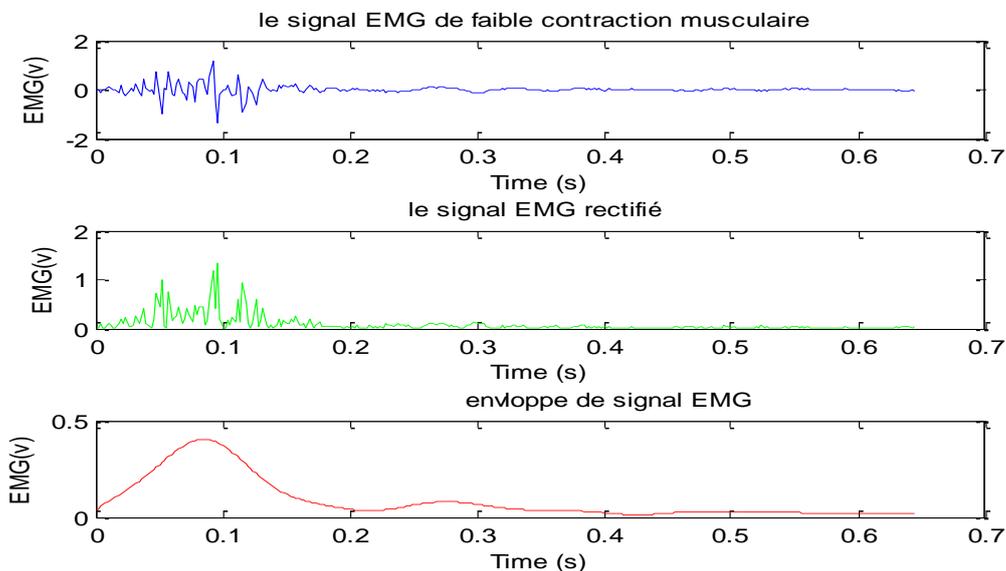


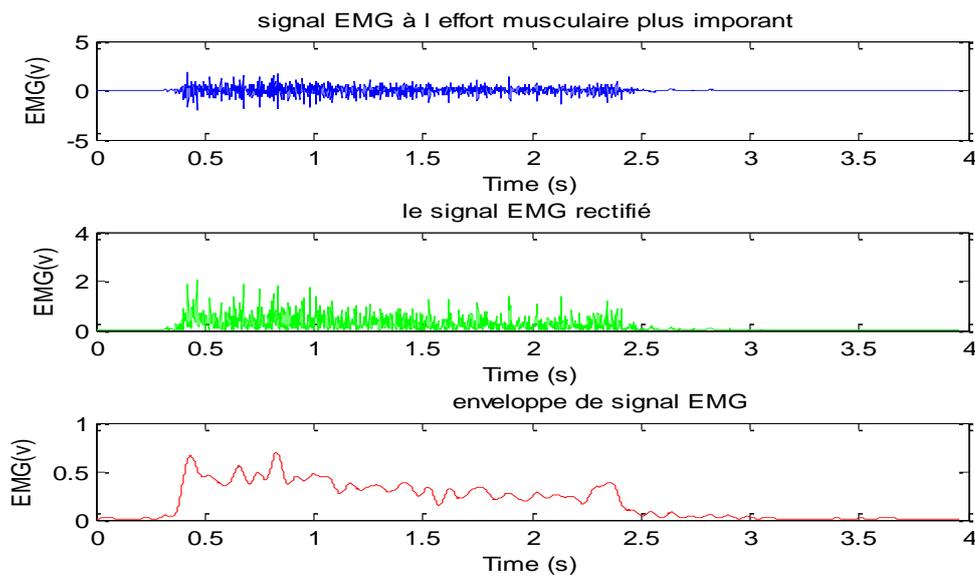
Figure (III.14) : Tracé du signal EMG et son enveloppe obtenue avec un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 100 Hz.

D'après les résultats obtenus et illustrés sur les figures ci-dessus, il apparaît clairement que filtre passe bas avec la fréquence de coupure de 40 Hz, génère l'enveloppe la plus significative. Cependant, pour les cas des fréquences de coupures de 10Hz et de 20Hz, la détection est très vague, et pour 100Hz le signal généré est similaire au signal original.

Le filtre avec la fréquence de coupure de 40Hz est alors utilisé pour la suite de l'analyse de l'effort. Les figures III.15 et III.16 ci-dessous illustrent des exemples de signaux EMG enregistrés et leurs enveloppes respectives pour respectivement une faible contraction musculaire puis un relâchement, et un effort important.



Figure(III.15): l'enveloppe de signal EMG détecté au niveau des biceps dans le cas d'une faible contraction musculaire puis un relâchement.



Figure(III.16): l'enveloppe de signal EMG détecté au niveau des biceps dans le cas d'un effort musculaire forte Contraction musculaire durant 3s puis un relâchement.

On peut clairement noter qu'à travers l'enveloppe on peut apprécier l'effort. En effet l'amplitude de cette enveloppe traduit l'intensité de l'effort, et sa durée la durée de l'effort avant le relâchement du muscle.

L'effort musculaire est aussi analysé à travers la transformée de Fourier (analyse spectrale) pour déterminer le contenu fréquentiel et par conséquent évaluer sa variation en fonction de l'effort.

III.3.4.L'analyse spectrale :

En vue d'évaluer la variation de contenu fréquentiel en fonction de l'effort. Revient à faire une analyse spectrale d'un signal c'est identifié chacune de ces composantes fréquentiels et leur importance respective. Ce que on appelle « importance » correspond à la quantité d'énergie (ou de puissance) que chaque composante fréquentielle transporte.

L'analyse de Fourier est un moyen pour faire cette analyse. Elle permet de décomposer un signal en une somme de signaux élémentaires (sinusoïdes) particuliers affectés de coefficients adéquats. Elle permet d'associer à la " **forme d'onde** "habituelle, la représentation complémentaire dans le domaine fréquentiel. Cette décomposition est obtenue sur les signaux discrets à travers la transformée de Fourier Discrète TFD. Elle est obtenue à travers un algorithme de calcul connu par transformée de Fourier Rapide (TFR). C'est un algorithme de calcul de TFD particulier. Il repose essentiellement sur la contrainte suivante : on impose au nombre d'échantillons d'être de la forme 2^i :

$$N=2^i$$

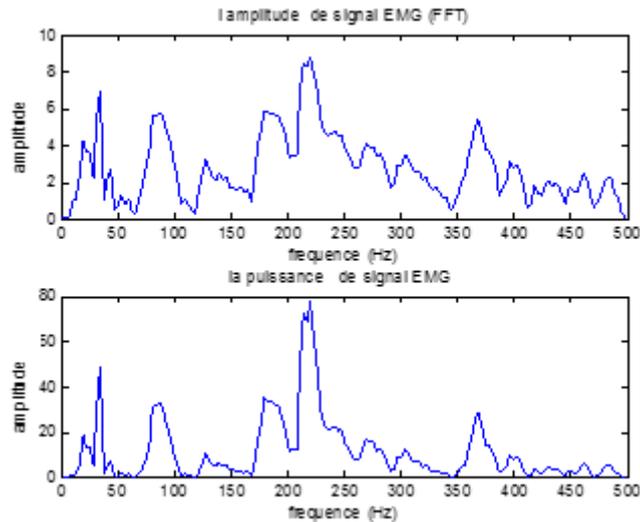
On sait que le calcul de TFD est associé au calcul de la somme suivante :

$$\sigma_k = \sum_{n=0}^{N-1} s_n \cdot e^{-jk2\pi n / N}$$

Ce calcul comporte **N** multiplications entre les **S_n** et les exponentielles complexes, et **N** additions au total ; le calcul des multiplications le plus pénalisant en terme de durée. Or, la contrainte imposée permet de simplifier et d'accélérer leur calcul.

➤ application de la TFR sur le signal EMG

La TFR est appliquée sur les signaux EMG précédemment étudiés (c'est-à-dire avec un faible effort puis relâchement puis un effort important) en vue d'analyser l'apport du contenu spectral pour apprécier l'effort vis-à-vis du contenu fréquentiel. Les résultats obtenus sont respectivement illustrés sur les figures III.17 et III.18.



Figure(III.17) : l'analyse spectrale de signal EMG correspondant à une faible contraction.

La figure montre deux spectres de signal EMG obtenue à partir du biceps lors d'une contraction volontaire à un effort très faible et rapide durée quelques millisecondes, le 1^{er} spectre représente l'amplitude de signal alors que le 2^{eme} représente son puissance en fonction de fréquence où on peut remarquer que ces signaux contiennent plusieurs raies fréquentielles.

2. Contraction fort :

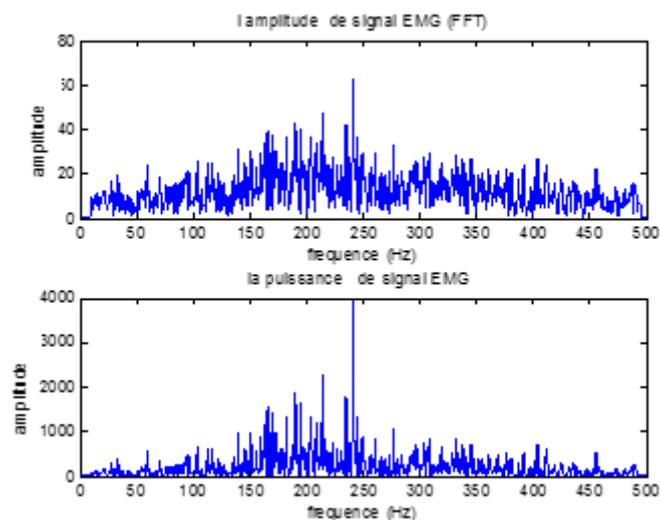


Figure (III.18) :l'analyse spectrale de signal EMG à un effort musculaire.

La figure montre deux spectres de signal EMG obtenue à partir du biceps lors d'une contraction volontaire à un effort très fort et lent durée 3 s, le 1^{er} spectre représente l'amplitude de signal alors que le 2^{eme} représente son puissance ; par rapport à le 1^{er} cas, une faible contraction, on remarque que ce spectre est riche par des déférents fréquences et des grandes amplitudes.

III.4. Les mesures de l'effort musculaire :

En cette partie nous avons fait des analyse spectral sur sept participants pour comparer le contenu fréquentiel entre eux dans les cas : repos, moyen et à un fort effort musculaire, le tableau suivant (figure III.20) décrit les informations de chaque participant (âge, taille, poids, sexe).

Les sujets	L'âge (ans)	La taille(m)	Le poids (Kg)	Sexe
Sujet 1	15	1.60	41	Homme
Sujet 2	11	1.3	35	Femme
Sujet 3	23	1.69	55	Femme
Sujet 4	5	0.6	19	Femme
Sujet 5	45	1.64	78	Homme
Sujet 6	24	1.70	70	Homme
Sujet 7	24	1.60	45	Femme

Tableau (III.1) : les informations de chaque participant.

Nous avons mesuré le signal EMG de chacun dans trois cas le premier au repos (le volontaire relâche son bras) puis une contraction moyen durée quelques seconds ou demi seconds, après un effort lent ou rapide durée aussi quelque seconds.

Sujet 1 :

Cette expérience sur jeune de 15 ans où il fait le trois cas en même temps, nous avons détecte l'enveloppe de son signal EMG puis le analyse spectral.

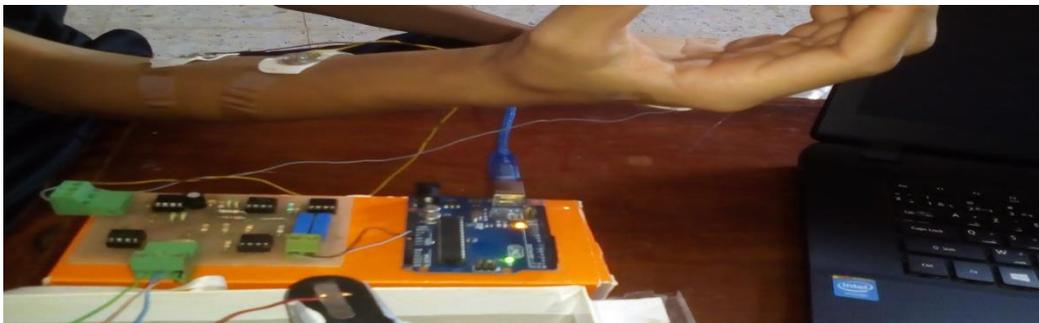
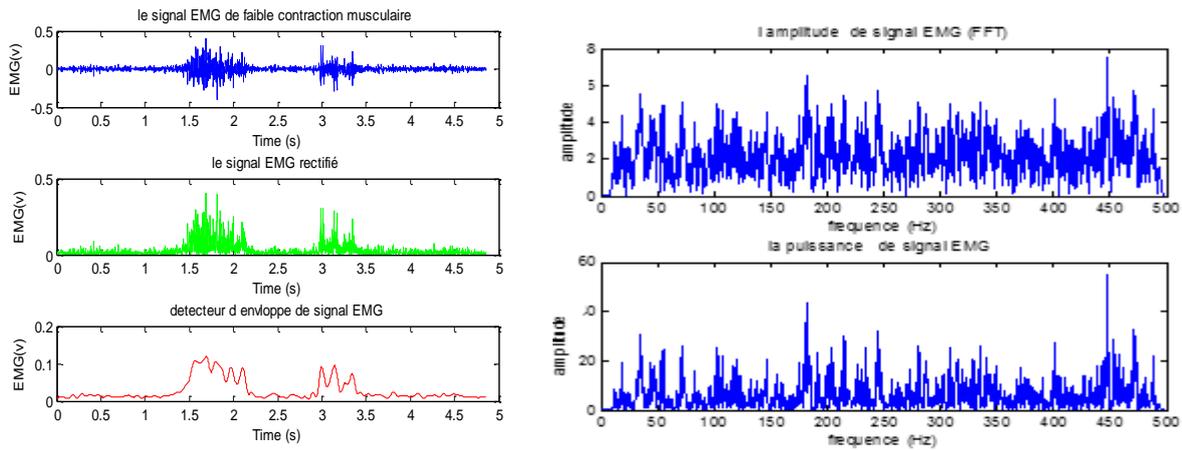


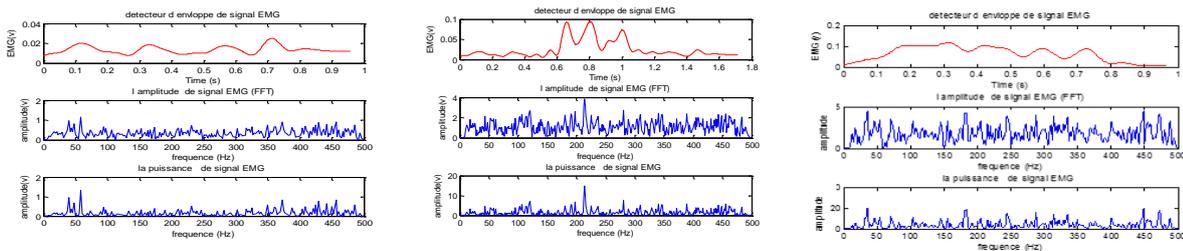
Figure III.19 : étude pratique sur l'effort musculaire .

CHAPITRE III : Résultats et Mesures



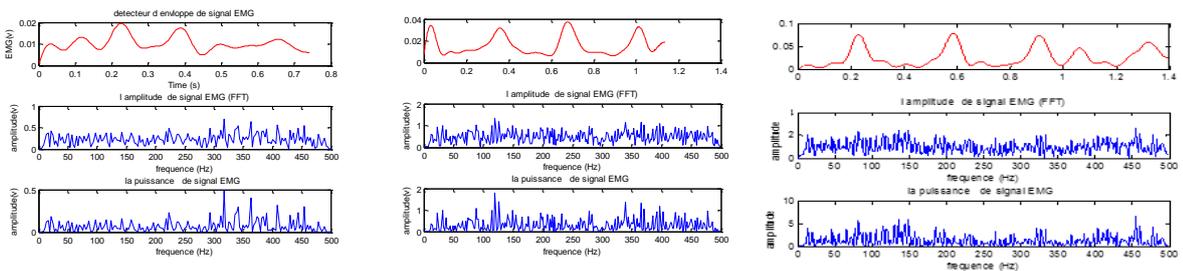
Figure(III.20): le signal EMG d'un volontaire, l'enveloppe et contenu fréquentiel.

Quand le sujet fait plusieurs contractions et surtout de différent niveau musculaire en même temps, on ne peut pas extraire le contenu fréquentiel de tout le signal donc on prend juste une seule contraction a chaque fois est c'est le but de cette expérience.



Figure(III.21) : L'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 1

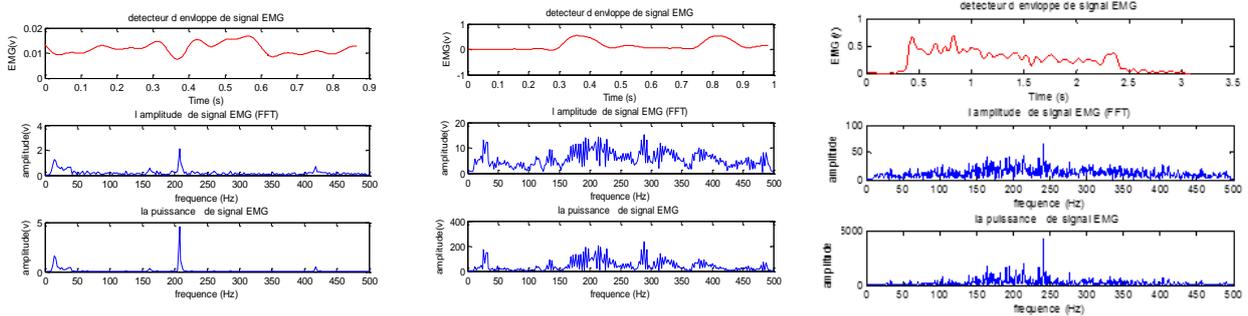
Sujet 2 :



Figure(III.22) : L'enveloppe et le contenu fréquentiel de signal EMG de sujet 2

CHAPITRE III : Résultats et Mesures

Sujet 3 :



Figure(III.23) : L'enveloppe et le continu fréquentiel de signal EMG de sujet 3

Sujet 4 :

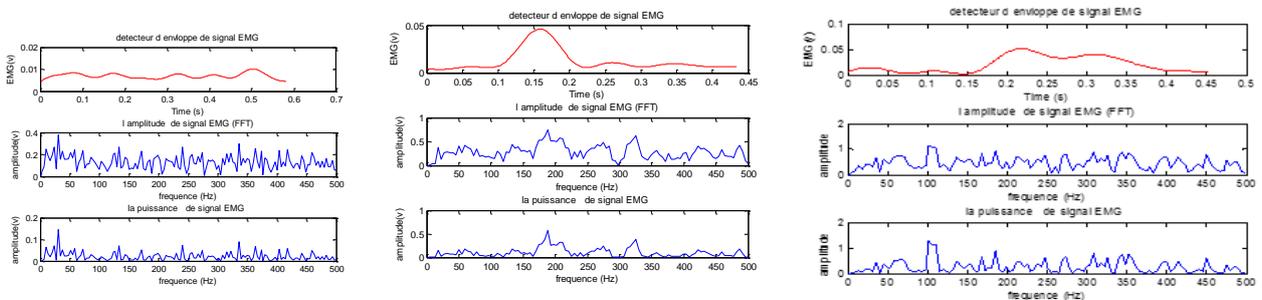
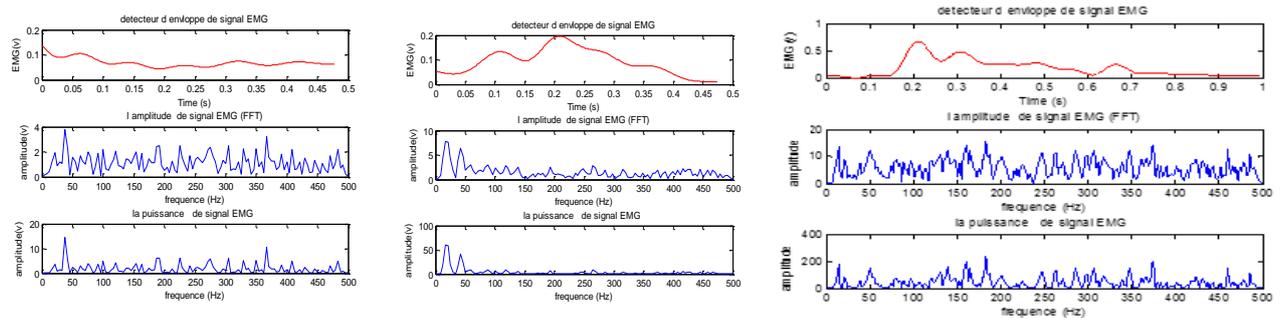


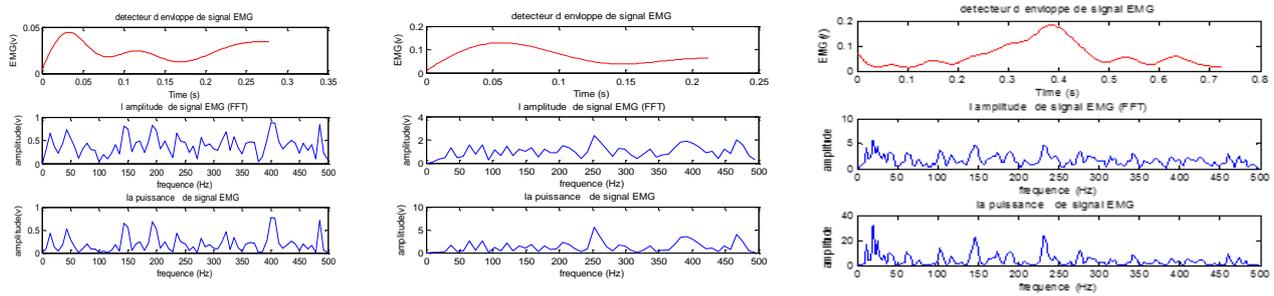
Figure (III.24) : L'enveloppe et le continu fréquentiel de signal EMG de sujet 4

Sujet 5 :



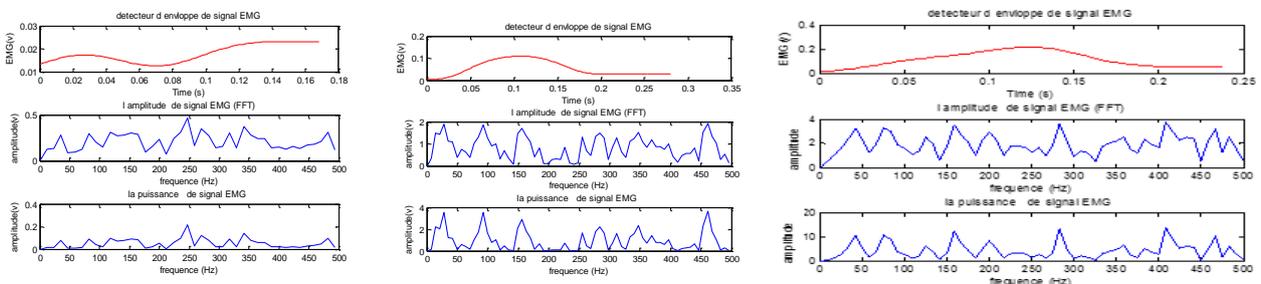
Figure(III.25) : L'enveloppe et le continu fréquentiel de signal EMG de sujet 5

Sujet 6 :



Figure(III.26) : L'enveloppe et le continu fréquentiel de signal EMG de sujet 6

Sujet 7 :



Figure(III.27) : L'enveloppe et le continu fréquentiel de signal EMG de sujet 7.

III.5. Interprétation de resultat :

Dans notre projet sept sujets traités ont participé à l'étude pour faire des mesures après avoir un consentement éclairé sur la procédure sans risque associé à l'étude. Ils ont été chargés d'effectuer des contractions volontaires du biceps. Les signaux EMG de surface ont été recueillis à partir des muscles de bras. On a ensuite analysé la puissance des signaux (à partir du spectre) pour évaluer l'effort en prenant en compte les variations physique comme la taille et le poids et on a remarqué que ces derniers influent directement sur l'effort musculaire.

Une analyse spectrale de puissance a été effectuée pour déterminer les caractéristiques de l'EMG dans les muscles concernée pour évaluer l'effort musculaire en vue d'examiner la relation entre les paramètres spectraux et les niveaux de contraction.

Ce qu'on peut remarquer c'est la spécificité est due aux variations existant entre les individus, parmi lesquelles on trouve les variations physiques (ex. la taille, le poids, la corpulence).

Suivant les individus, la même information n'indique pas la même interprétation.

➤ Le détecteur d'enveloppe

La représentation de l'enveloppe du signal permet une visualisation agréable des périodes d'activation du muscle.

- Pour un effort faible on remarque que :
Trois sujets parmi sept leur amplitude peut atteindre jusqu'à 0.02v et 2 sujets leur amplitude ne peut atteindre que quelque 0.01v c'est à cause de l'âge pour le sujet 5 ou de corpulence du sujet 4.
Au contraire pour le septième sujet, jeune de 24 ans leur amplitude atteint jusqu'à 0.05v
- Pour beaucoup plus d'effort, l'amplitude sera multipliée encore .
- Pour un effort fort on remarque que :
Lors d'un effort très fort les sept sujets présentent la même réponse c'est-à-dire l'intensité du signal augmente.
Lorsque l'intensité de contraction musculaire augmente, chaque UM est recrutée à une plus grande fréquence et le nombre d'UMs recrutées augmente aussi .ce qui conduit à un enrichissement en PUMs des enregistrements.

➤ L'amplitude de signal (FFT) :

- Les raies de spectres apparaissent de plus en plus avec l'effort .
- Lorsque l'effort augmente on remarque que toutes les sujets présentent plus des raies .
- Pour un effort fort on remarque que :
Ces raies seront renforcées avec un effort beaucoup plus remarquable.

le contenu fréquentiel de signal EMG se change en fonction d'un ensemble variables tel que les variations physiques de sujet (âge, taille, poids...), bon filtrage analogique et numérique, la santé de sujet, bon manière de faire un contraction et le bon acquisition de signal EMG.

À travers l'enveloppe on peut apprécier l'effort. En effet l'amplitude de cette enveloppe traduit l'intensité de l'effort, et sa durée la durée de l'effort.

L'effort musculaire est aussi analysé à travers la transformée de Fourier (analyse spectrale) pour déterminer le contenu fréquentiel et par conséquent évaluer sa variation en fonction de l'effort.

On peut clairement noter que La détection d'enveloppe et l'analyse du contenu fréquentiel du signal EMG nous a permis d'évaluer l'effort musculaire.

III.6.Interface graphique :

En vue de faciliter la tâche, une fenêtre graphique regroupe un ensemble des options mis à disposition de l'utilisateur.

La figure III.30 montre l'application des analyses du signal EMG d'un sujet sur l'interface graphique que nous avons développé sous Matlab.

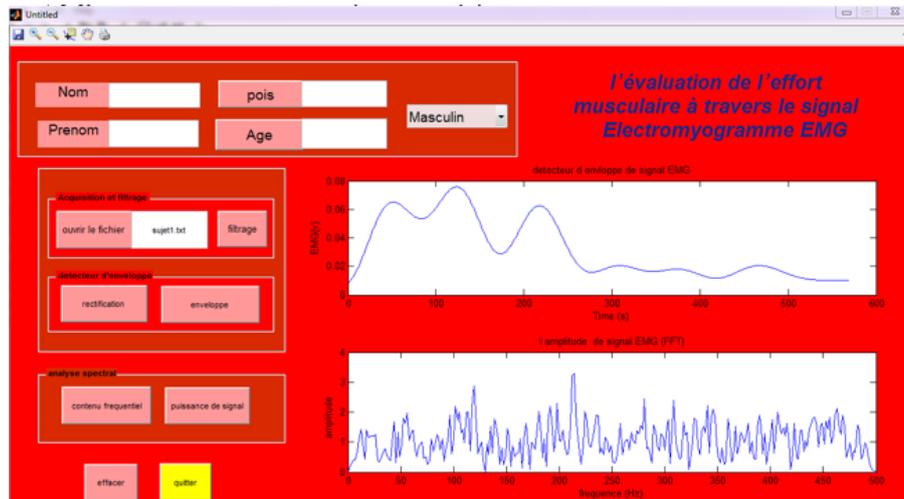


Figure (III.28): visualisation de l'enveloppe de signal EMG et contenu fréquentiel d'un sujet qui fait une contraction musculaire .

Le push bouton « ouvrir le fichier » nous permet d'appeler le fichier d'enregistrement des données du sujet, puis on filtre ce signal et on détecte son enveloppe dans le 1^{er} axe. On peut voir l'analyse spectrale de ce signal sur le 2^{eme} axe.

III.7.Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons numérisé le signal EMG, afin de pouvoir les visualiser sur l'ordinateur puis nous avons interprété les signaux EMG obtenu de chaque sujet et avec ses analyses spectraux, et la fin nous avons créé une interface graphique en utilisant le logiciel Matlab dans le but de faciliter l'acquisition et la manipulation aux utilisateurs.

conclusion générale

Conclusion générale

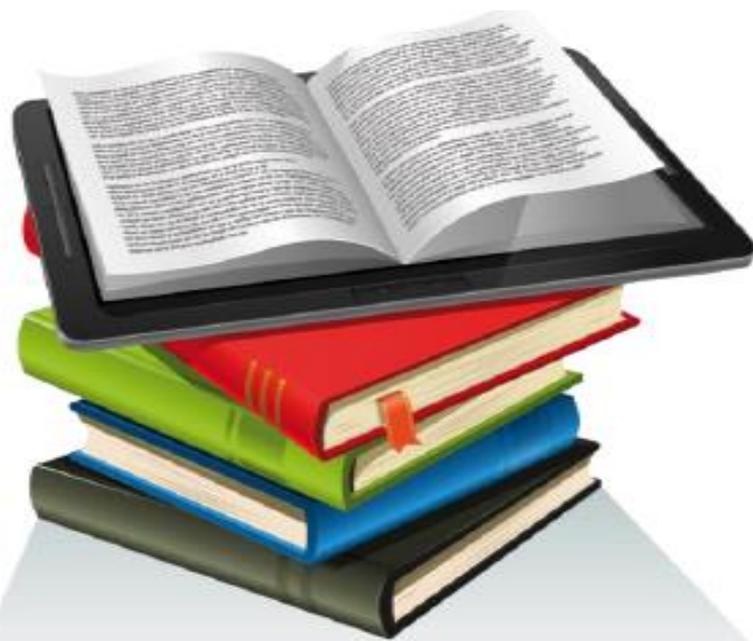
Conclusion générale :

Dans ce travail, nous nous sommes intéressés à l'étude théorique pratique et de réalisation d'un dispositif pour l'évaluation de l'effort musculaire à travers le signal Electromyogramme EMG.

L'approche qui a été adoptée pour la réalisation de ce projet est celle qu'utilise un ingénieur dans la conception le développement et la réalisation ; à savoir établir un cahier de charge, voir et étudier les différents circuits qui peuvent être utilisés, puis finalement la réalisation pratique. Ainsi, d'abord une étude de recherche bibliographique a été menée. A travers cette étude, le signal Electromyographique a été décrit partant de sa source au niveau cellulaire jusqu'à son apparition à la surface de la peau. Cette étude a été suivie d'une étude théorique des circuits qui peuvent être utilisés pour permettre la détection, la mise en forme et l'acquisition du signal EMG. Ainsi, des notions théoriques sur les capteurs, l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage et l'acquisition ont été rappelées. Le manuscrit a été finalisé par notre propre contribution à savoir la réalisation pratique du dispositif permettant l'évaluation de l'effort musculaire à travers l'EMG. Ainsi, le dispositif réalisé permet la détection du signal EMG, sa mise en forme, son acquisition à travers une carte d'acquisition ARDUINO vers un PC, puis son traitement numérique pour évaluer l'effort musculaire. Ce traitement numérique était principalement une analyse fréquentielle et la détection d'enveloppe, ou les résultats obtenus ont montré que le contenu fréquentiel ainsi que l'enveloppe du signal changés en accordance à l'effort. Ces résultats ainsi que le signal EMG sont affichés sur une interface graphique qui a été aussi développée dans ce travail.

Notre projet de fin d'étude est loin d'être parfait il peut bénéficier de plusieurs amélioration comme la transmission sans fils, la neurostimulation, l'amélioration de l'interface d'acquisition par l'ajout de programmes qui permettront par exemple l'aide au diagnostic en utilisant les outils de classification ou l'acquisition en temps réel .

Ce mémoire de fin d'étude nous a permis d'exploiter tous nos acquis obtenu durant notre cursus universitaire, il a été une expérience pratique qui pourra nous ouvrir les portes vers le monde professionnel.



Références bibliographiques

Les références bibliographiques

- [1] tamatha R.Barbeau .ph.D **Muscle Physiology Supplements Francis Mario university**
- [2] jean boutonat et daniel seigneurin " **tissu musculaire** ", université de Joseph fourier de grenoble 2010-2011.
- [3] bipasha chakrabarti, swarup maity, swati barui, shilpi palbhowmik, saptarshi das, biswarup neogi '**vue d'ensemble sur l'enquête sur la littérature vers EMG interprétations technique outre plusieurs travaux interdisciplinaires liés à EMG** 'international journal de la recherche scientifique & engineering .volume 6.numéro 5.mai 2015 419
- [4] med zahak jamal " **signal acquisition using surface EMG and circuit design considerations for robotic prosthesis** ". Ganesh R. Naik, ISBN 978-953-51-0805-4, 2011 .
- [5] Mac Composition et fonction d'un muscle. lycee-renaudeau 2014
- [6] <https://www.reseau-canope.fr/corpus/video/le-muscle-moteur-du-mouvement-119.html>
- [7] J-M Mienville ,**physiologie musculaire**, uns
- [8] <http://amar-constantine.e-monsite.com/pages/anatomie-physiologie/physiologie-de-la-plaque-motrice.html>
- [9] f. Bacou, p. Vigneron. **Proprietes des fibres musculaires squelettiques. Influence de L'innervation motrice**. Reproduction nutrition développement, 1988, 28 (6a), pp.1387-1453.
- [10] Hua CAO.**Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire**,Université de Technologie de Compiègne ,2010
- [11] Rubana H. Chowdhury , Mamun BI Reaz , Mohd Alauddin Bin Mohd Ali, Ashrif A A Bakar, Kalaivani Chellappan , et Tae. G. Chang .**Électromyographie de surface de traitement du signal et des techniques de classification**, Articles de capteurs (Bâle, Suisse) , 2013.
- [12] Annick champagne, **évaluation de la fatigabilité musculaire des extenseurs lombo-pelviens: effets de la tâche et de l'âge**. université du Québec ,2008.
- [13] Mebarkia kamel. **Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement** . universite ferhat abbas –setif 1- UFAS (algerie)2014
- [14] kamali t, boostani r, parsaei h **a hybrid classifier for characterizing motor unit action potentials in diagnosing neuromuscular disorders** j biomed phys eng 2013;
- [15] Carlo J. De Luca, Alexander Adam, Robert Wotiz, L. Donald Gilmore, and S. Hamid Nawab **Decomposition of Surface EMG Signals** Boston University, Boston, Massachusetts2006
- [16] ankit gupta, akanksha gupta, luv agarwal. **electromyography and its role in dentistry** composition et fonction d'un muscle. Indian journal of clinical and experimental dermatology, october-december 2016;

Les références bibliographiques

- [17] Samir Boukhenous, Mokhtar Attari, Nasera Meziane, Yousef Remram, Abdelah kahla, "**conditionnement du signal physiologique emg** ", Biomeic, tlemcen 2011-2012.
- [18] Mrinal jyoti sarma richa pandey. **data acquisition and monitoring of emg (electromyogram) signals** , elk asia pacific journals – special issue ISBN: 978-81-930411-4-7
- [19] j.m. Coudreuse, p. Dupont, c. Nicol **analyse de la littérature douleurs musculaires post effort delayed post effort muscle soreness**, annales de réadaptation et de médecine physique 47 (2004) 290–298
EMG , international journal de la recherche scientifique & engineering, volume 6, numéro 5, mai 2015 419
- [20] Simon Bouisset et Bernard Maton Quelques aspects de la quantification de l'activité musculaire par l'EMG 2015, <http://edu.mnhn.fr/mod/page/view.php?id=2683>
- [21] s. Boyas a, a. Guével **la fatigue neuromusculaire du muscle sain, facteurs d'origine et mécanismes d'adaptation** ; annals of physical and rehabilitation medicine (2011)
- [22]] Mohammad reza asghari oskoei, huosheng hu and john q. **manifestation of fatigue in myoelectric signals of dynamic contractions produced during playing pc games**, Gan30th annual international ieeem embs conference Vancouver, british columbia, canada, 2008
- [23] PIERRE A. MATHIEU « **EMG normal et pathologique** ». Institut de génie biomédical, Université de Montréal. 29 juin 2009
- [24] Jingpeng Wang, Liqiong Tang, John E Bronlund « **amplification et filtrage des signaux emg de surface** » Journal international des applications informatiques novembre 2013
- [25] D.F. Stegeman, H.J. Hermens Standards for surface electromyography: the European project « **Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)** » University Jena, Germany 2001
- [26] Rubana H. Chowdhury , Mamun BI Reaz , Mohd Alauddin Bin Mohd Ali , Ashrif AA Bakar , Kalaivani Chellappan , et tae. g. chang « **électromyographie de surface de traitement du signal et des techniques de classification capteurs (bale)** ». 2013
- [27] ESIEE « **amplificateur d'instrumentation** » - Olivier Français 2000
- [28] G. Couturier, « **amplificateur de différence et instrumentation** » Dept GEII IUT Bordeaux I, 2000.
- [29] François-Charles Wang. **Electroneuromyographie**, blogger. 2012
- [30] Jude Levasseur « **filtre passe bas** » 2006
- [31] Rousseau « **Filtres de Sallen et Kay** » univ-lemans.2000
- [32] JB. Cottenceau B311 ISTIA **Carte ARDUINO UNO Microcontrôleur ATmega328** perso-laris.univ-angers.

Les références bibliographies

[33] <http://www.generationrobots.com/fr/152-arduino>. consulter le: mars 2015.

[34] **KRAMA Abdelbasset GOUGUI Abdelmoumen Etude et réalisation d'une carte de contrôle par Arduino via le système Androïde** UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA mémoire 2015.

[35] <http://www.technologuepro.com/microcontroleur-2/arduino/programmer.html>

[36] Livret Arduino en français par Jean-Noël Montagné, Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006, sous licence CC ,

[37]Thierry ROCACHER « **Introduction aux alimentations linéaires** » université de toulouse2009-2010

[38]Eric Gicquel « **Transformateurs de puissance** »

[39] Thabeta « **Alimentation Stabilisée** » Institut Supérieur des Systèmes Industriels de Gabès (ISSIG) 2008

Annexe

Amplificateur d'instrumentation AD620 :



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/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio ($G = 10$)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 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

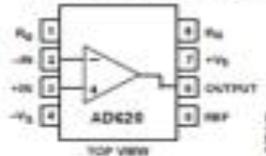


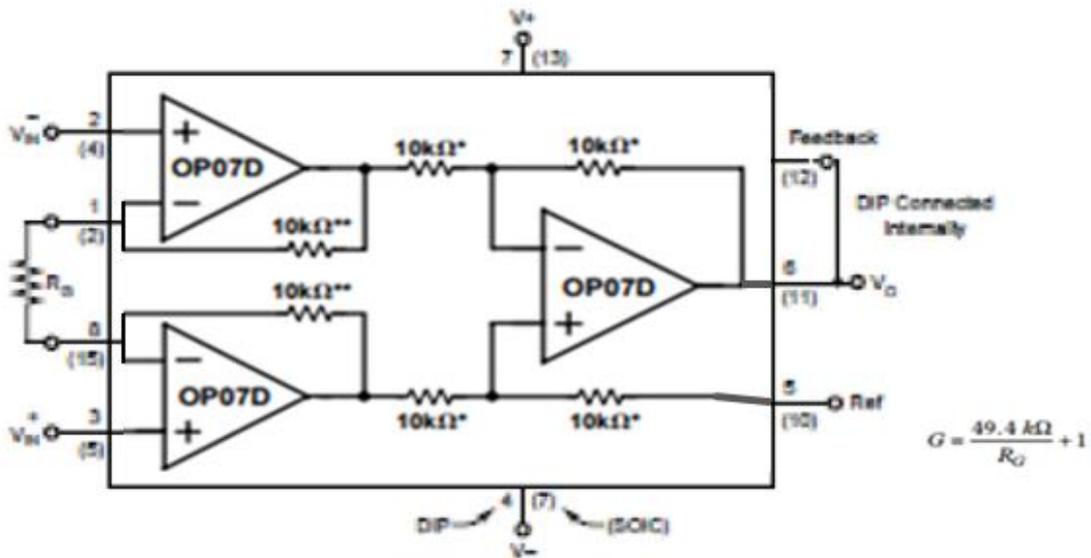
Figure 1. 8-Lead PDIP (A), CERDIP (B), and SOIC (C) Packages

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.

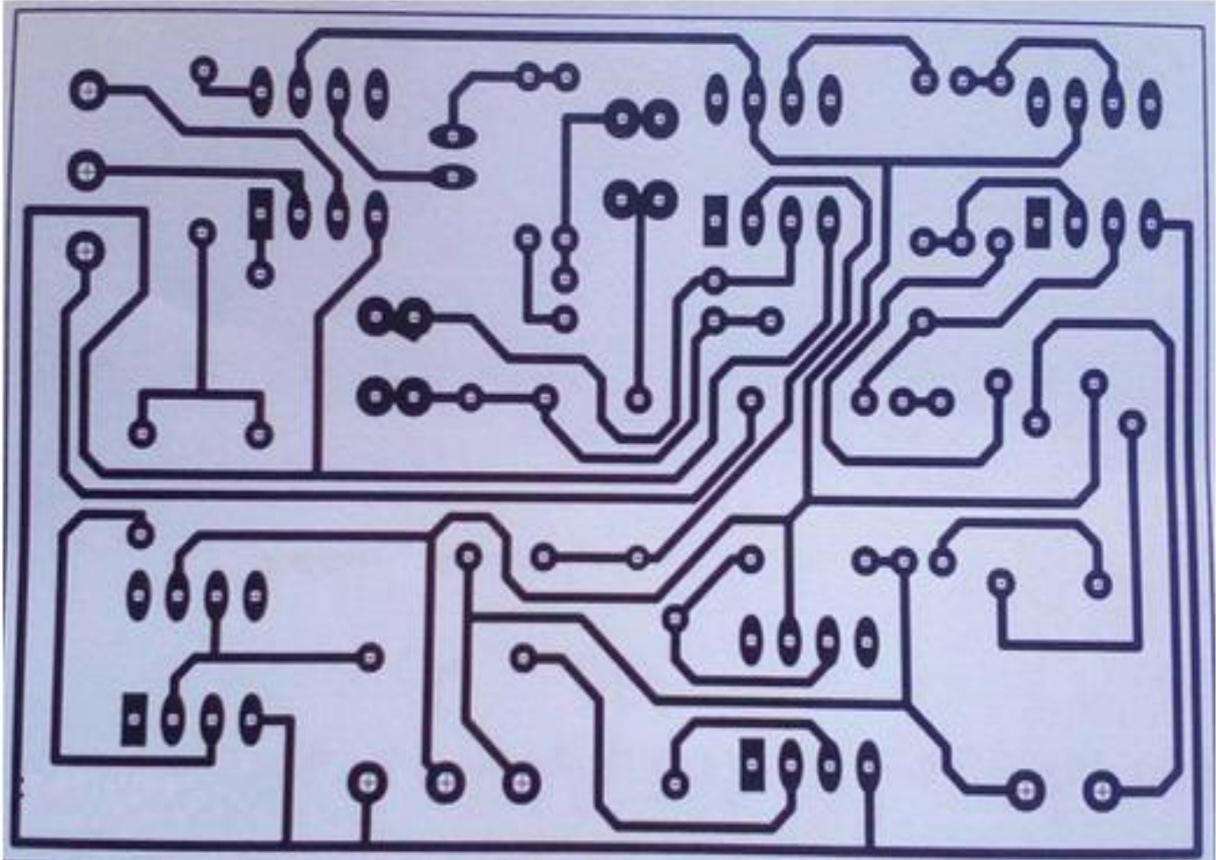
The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current,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

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible by 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.



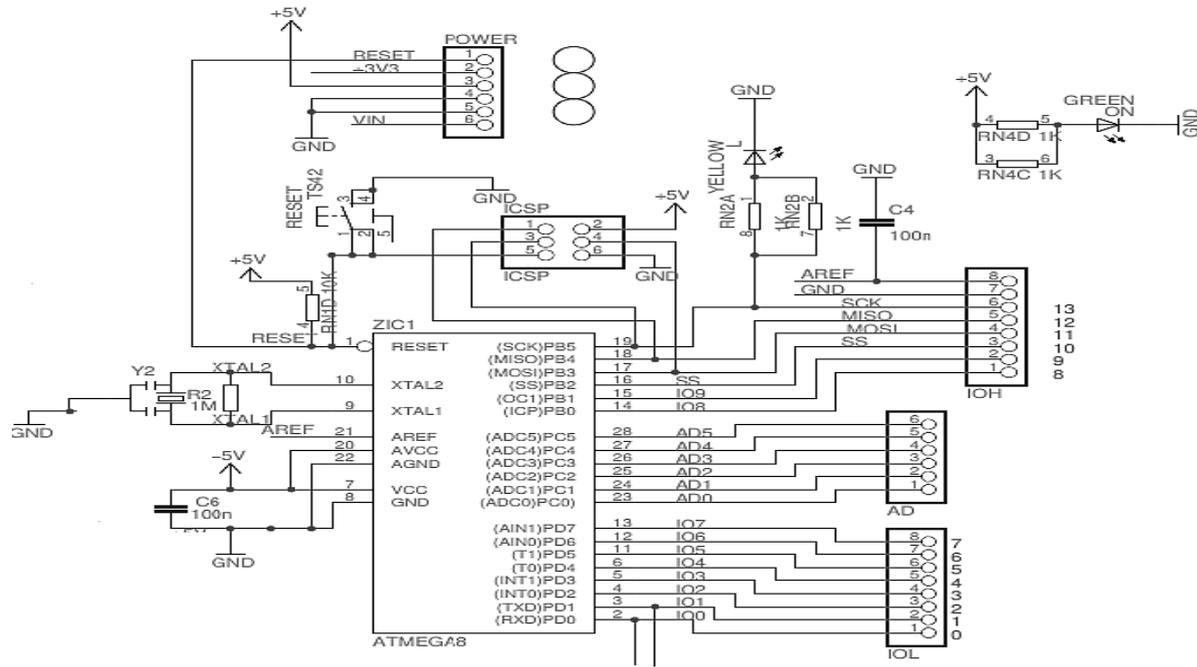
Annexe

Circuits imprimés :



Annexe

Schéma électronique d'une carte Arduino UNO



Résumé

Dans ce travail, un dispositif pour l'évaluation de l'effort musculaire à travers le signal Electromyogramme EMG est réalisé. Ce dispositif est constitué essentiellement de trois parties : la partie capteur, la partie de mise en forme, la partie acquisition et une partie software. La partie capteur permet le recueil du signal EMG au moyen d'électrodes de surface. La partie mise en forme est réalisée à base d'un amplificateur d'instrumentation, et la partie acquisition concerne la conversion analogique numérique et le transfert des données numériques vers un PC ; ceci est réalisé via une carte Arduino qui est dotée d'un microcontrôleur pour la visualisation en temps réel et le stockage du signal EMG sur le PC sur lequel les logiciels de traitement seront implémentés, Le signal ainsi traité doit être affiché avec les données permettant l'évaluation de l'effort sur le moniteur du PC à travers une interface graphique. Ce sont les différentes étapes qui sont réalisées pour finaliser ce travail

Mots clés : Electromyogramme, électrodes de surface, amplificateur d'instrumentation, carte Arduino

Abstract

In this work, a device for the evaluation of the muscular effort through the electromyogram signal is produced. This device consists essentially of three parts: the sensor part, the shaping portion, the acquisition part and the software part. The sensor part allows the EMG signal to be collected by means of surface electrode. The shaping port is realized based on an instrumentation amplifier. The acquisition part concerns the analogue digital conversion and the transfer of the digital data to the pc; this is done via an arduino card, which is equipped with a microcontroller for the visualization in real time and the storage of the EMG signal on the pc on which the processing logitiels will be implemented. The signal thus processed must be displayed with the data allowing the evaluation of the effort on the monitor of the pc through a graphical interface; these are the different steps that are carried out to finalize this work

Key words : Electromyogram, surface electrodes, instrumentation amplifier, Arduino card

ملخص

في هذا العمل، قمنا بصناعة جهاز يساعد على تقييم الجهد العضلي من خلال الإشارة الكهربائية للعضلة ويتكون هذا الجهاز أساساً من ثلاثة أجزاء: جزء يسمح باستشعار الإشارة الكهربائية للعضلة. جزء التشكيل. جزء اقتناء الإشارة

الجزء الذي يقوم باستشعار الإشارة الكهربائية للعضلة يقوم بجمعها عن طريق القطب السطحي. جزء التشكيل يعتمد أساساً على الجهاز المكبر أما فيما يخص جزء الاستحواذ فإنه يهتم بتحويل الإشارة التناظرية إلى إشارة رقمية إلى جهاز الكمبيوتر ويتم هذا عبر بطاقة اردوينو المجهزة بالمتحكم من أجل الرؤية اللحظية للإشارة وتخزينها في جهاز الكمبيوتر لمعالجتها وعرضها مرفقة بالبيانات مما يسمح بتقييم الجهد العضلي على جهاز الحاسوب من خلال واجهة رسومية وهذه هي مختلف الخطوات التي يتم تنفيذها كالمسألة الأخيرة لهذا العمل.

كلمات مفتاحية الإشارة الكهربائية للعضلة، القطب السطحي، الاجهزة المكبرة، بطاقة اردوينو