



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : **BENALI Zahra**

**ETUDE ET REALISATION D'UN
BIOSTIMULATEUR SANS FIL**

Soutenu le 15 juin 2016 devant le Jury

Mme	ZIANI CHERIF Souhila	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Melle	HABIBES Naïma	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	MEZIANI Fadia	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2015-2016

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier le DIEU tout puissant de m'avoir donné durant toutes ces années la santé, le courage et la foi en moi même pour arriver à ce jour-là.

Je tiens à exprimer ma grande gratitude à ma directrice de mémoire Mme Habibes, pour avoir accepté de m'encadrer tout au long de ce travail, pour sa disponibilité, son amabilité, ses conseils et suggestions et surtout pour sa patience.

On réserve aussi ces lignes de remerciements aux membres de jury qui m'ont honoré par leur acceptation à évaluer ce modeste travail, notamment :

Je tiens à remercier vivement Madame S. Ziani Cherif d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire.

J'adresse aussi mon vif remerciement à Madame F. Meziani d'avoir accepté de participer dans ce jury et d'examiner ce travail.

Sans oublier ma très chère famille et surtout mes parents pour leur contribution, leur soutien et leur patience.

Enfin, mes remerciements les plus sincères à toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Dédicace

Je dédie ce mémoire

A ma très chère mère Khadra

Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi. Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études. Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que tu mérites pour tous les sacrifices que tu n'as cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte. Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.

A mon très cher Père Mohammed

Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation.

A mes très chère frères Ahmed, Toufik, Samir, Noureddine .A ma très chère nièce Soumia.

Je vous souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.

A mon fiancé présent dans tous mes moments par leurs soutien et encouragements.

A Boumedyen & Ahlem qui sont pour moi mon frère et ma sœur et des amis sur qui je peux compter.

A mes chères amis: Soumia, Fatima, Malika. En témoignage de l'amitié qui nous uni et des souvenirs de tous les moments que nous avons passé ensemble, je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de santé et de bonheur. A tous mes amis, mes collègues et a toute ma promotion sans exception, en leurs souhaitant beaucoup de bonheur et de réussite.

Sommaire

Liste des figures	5
Liste des tableaux.....	7
Introduction générale.....	8
Chapitre I Anatomie et physiologie musculaire	10
I.1. Introduction.....	10
I.2. Principe de génération du signal EMG.....	10
I.3. Anatomie du muscle.....	11
I.3.1. Composition du muscle.....	11
I.3.2. Type de fibres musculaire.....	13
I.3.2.1. Caractéristiques de fibre musculaire.....	14
I.3.3. Unité motrice.....	15
I.4. Contraction du muscle.....	16
I.4.1. Aspect électrique de la contraction musculaire.....	17
I.4.2. Aspect mécanique de la contraction musculaire.....	18
I.5. L'électrostimulation musculaire.....	19
I.5.1. Historique.....	19
I.5.2. Application.....	19
I.5.3. Choix de paramètre de stimulation.....	21
I.5.3.1. Les électrodes de détection.....	21
I.6. Signaux physiologiques et électrophysiologiques.....	22
I.6.1. Le signal EMG.....	23
I.7. L'électromyographie (EMG).....	23
I.7.1. Electromyographie de surface	23
I.7.2. Le signal sEMG.....	23
I.7.3. Avantages typiques du signal sEMG.....	23
I.7.4. Configuration des électrodes de détection.....	24
I.7.4.1. Electrodes aiguilles.....	24
I.7.4.2. Electrodes de surface.....	25
I.8. Conclusion.....	26
Chapitre II Carte de mise en forme de signal EMG	27
II.1. Introduction.....	27
II.2. Mise en forme analogique du signal électromyogramme.....	27
II.2.1. La carte de mise en forme du signal EMG.....	28
II.2.1.1. Electrodes.....	28
II.2.1.2. Amplificateur d'instrumentation et rétroaction négative.....	28
II.2.1.3. Le filtrage.....	39
II.2.1.3.1. Filtre passe haut.....	30

II.2.1.3.2. Filtre passe bas.....	31
II.2.1.4. Circuit d'offset.....	34
II.2.2. Circuit d'alimentation.....	35
II.3. Conclusion.....	35
Chapitre III circuit d'électrostimulation.....	36
III.1. Introduction.....	36
III.2. Le courant.....	36
III.2.1. Type et forme du stimulus électrique.....	36
III.2.2. Durée du stimulus électrique.....	37
III.2.3. Durée de repos.....	37
III.3. Le circuit d'électrostimulation.....	37
III.3.1. Générateur d'impulsion.....	39
III.3.1.1. Astable a base NE555	39
III.3.1.2. Le suiveur.....	41
III.3.1.3. Le monostable a base NE555.....	42
III.4. Amplificateur de puissance.....	43
III.5. Les électrodes de stimulation.....	45
III.6. Conclusion.....	45
Chapitre IV Acquisition et stockage du signal EMG.....	46
IV.1. Introduction	46
IV.2. Schéma bloc de l'acquisition numérique.....	46
IV.3. Partie hardware.....	47
IV.4. Partie Software.....	49
IV.4.1. Partie Firmware.....	50
IV.4.2. Lecture des données numérisées.....	53
IV.5. La carte SD.....	53
IV.5.1. La communication Arduino-Carte SD.....	54
IV.5.2. La librairie SD	54
IV.6. Interface graphique.....	56
IV.6.1. Les éléments de base de l'interface graphique.....	57
IV.6.1.1. Les éléments de base de l'interface graphique.....	57
IV.6.1.2. Insertion d'un Objet dans la fenêtre.....	58
IV.6.2. Acquisition de signal EMG avec et sans stimulation.....	61
IV.7. conclusion.....	62
Conclusion générale.....	63
Références bibliographiques.....	64
Annexe 1 – les circuits imprimés.....	65
Annexe 2 – Shéma électronique d'une carte Arduino MEGA.....	66
Annexe 3 – les fiches techniques.....	67

Liste de figures

Figure I. 1-Types musculaires.....	11
Figure I. 2-Schéma descriptif de la composition du muscle squelettique.....	12
Figure. I. 3-structure myofibrillaire.....	13
Figure. I. 4-Types de fibres musculaires.....	14
Figure .I. 5- Représentation schématique des mécanismes du contrôle moteur de base, de l'unité motrice et de ses composants.....	15
Figure.I.6- Contraction musculaire.....	17
Figure.I.7- Aspect électrique de la contraction musculaire.....	18
Figure.I.8- Courbe du potentiel d'action.....	18
Figure.I.9- Électrode de stimulation.....	22
Figure.I.10- Schématisation du parcours du signal sEMG.....	24
Figure.I.11 - Aiguilles de détection.....	25
Figure.I.12-Électrodes de surface (patches).....	26
Figure.I.13- Emplacement des électrodes de surface.....	26
Figure.II.1-Schéma synoptique de la carte de stimulation et la mise en forme du signal EMG.....	28
Figure.II.2 - Circuit d'amplification à base d'un circuit intégré AD620 avec la rétroaction négative l'inverser et le maintenir.....	29
Figure.II.3- Filtre passe haut.....	30
Figure.II.4- Diagramme du module de $H(j\omega)$ en fonction de fréquence Hz(Multisim12.0)...	31
Figure.II.5 Filtre actif passe- bas de Sallen Key du 2 ^{ème} ordre.....	31
Figure.II.6- Diagramme du module de $H(j\omega)$ en fonction de fréquence Hz.....	33
Figure.II.7- Visualisation du signal EMG avant et après le filtre passe bande.....	33
Figure.II.8 Circuit imprimé de signal EMG.....	34
Figure.II.9- Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal électromyogramme.....	34
Figure.II.10 - Signal EMG après l'offset.....	35
Figure.II.11- Circuit d'alimentation.....	35
Figure.III. 1-Types de courant utilisé en bio-stimulation.....	36
Figure.III. 2- Schéma bloc d'électrostimulation.....	37
Figure.III. 3- Schéma électronique de la carte d'électrostimulation(ISIS)	38

Figure.III. 4- Circuit imprimé d'électrostimulation.....	38
Figure.III.5- Circuit astable à base de NE555.....	40
Figure III. 6–Chronogramme d'astable de NE555.Multisim 12.0.....	40
Figure. III. 7– Représentation de signal de sortie d'astable NE55.....	41
Figure. III. 8-Montage de suiveur.....	41
Figure III. 9- Représentation de signal de sortie de suiveur.....	41
Figure III. 10– Circuit monostable à base de NE555.....	42
Figure III. 11- Chronogramme de monostable de NE555.Multisim 12.0.....	43
Figure III.13- Circuit d'amplification de puissance.....	44
Figure III.14- Visualisation du signal EMG avec stimulation.....	45
Figure IV.1- Schéma bloc de l'acquisition et l'enregistrement du signal EMG dans la carte SD.....	46
Figure IV.2- Carte Arduino MEGA 2560. (a) vue de face, (b) vue arrière	47
Figure .IV. 3- Description des entrées/sorties.....	49
Figure .IV.4- Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino MEGA.....	50
Figure. IV. 5- Présentation d'espace de développement intègre EDI.....	52
Figure .IV.6- Moniteur série d'Arduino Mega2560.....	52
Figure IV. 7- Adaptateur carte SD.....	53
Figure. IV. 8- Organigramme d'acquisition de signal.....	56
Figure. IV. 9 -Affichage des données sur le moniteur série.....	56
Figure. IV. 10- Nouvelle fenêtre d'une interface graphique.....	58
Figure. IV. 11- Affichage du texte sur une interface graphique.....	60
Figure. IV. 12- Insertion d'une liste de choix sur l'interface.....	60
Figure. IV. 13- Insertion de bouton sur l'interface graphique.....	60
Figure. IV. 14- Insertion de bouton «charger » sur l'interface graphique.....	61
Figure. IV. 15- Chargement du fichier EMG.....	61
Figure .IV.16- Champ de texte éditable.....	61
Figure. IV. 17- Le signal EMG sans stimulation montré sur une interface graphique sous MATLAB.....	61
Figure. IV. 18- Tracé du signal EMG avec stimulation sur l'interface graphique sous MATLAB...	62
Figure. IV. 19- Signal EMG avec et sans stimulation	62

Liste de tableaux

Tableau II.1 -la variation du gain selon la valeur de R_G	29
Tableau III.1 -Le gain de sortie de l'étage de puissance.....	44
Tableau.IV.1- Communication de la carte SD avec différentes types d'Arduino.....	54

Introduction générale

La position et les mouvements du corps humain sont basés sur l'activation d'un seul muscle ou de plusieurs muscles. L'activation électrique de ce dernier déclenche la production de force mécanique. Cette activité musculaire peut être observée par l'électromyographie (EMG) de surface. L'EMG de surface est une technique objective et non invasive pour évaluer le niveau d'activation musculaire dans les contractions volontaires chez l'homme.

L'électrostimulation musculaire est intéressante, non seulement pour les études biomécaniques tel que la musculation ou bien pour brûler les graisses, mais aussi pour les applications cliniques comme la mesure de la vitesse de conduction nerveuse pour évaluer les maladies des nerfs et des muscles ou bien pour diagnostiquer la fatigue musculaire quand le muscle ne répond plus correctement en termes de vitesse ou de puissance.

Ce projet consiste à étudier et réaliser un dispositif qui inclut un électro-stimulateur et un détecteur du signal électromyogramme et d'extraire en temps réel le signal EMG.

Ce projet est décomposé en deux parties essentielles. Une partie analogique présentant la conception de la carte de mise en forme du signal électromyogramme (EMG) et la génération du signal de stimulation, et une partie numérique conçue autour d'une carte Arduino MEGA 2560 exploitée pour l'acquisition du signal ainsi qu'une carte SD pour le stockage des données.

Ce mémoire est organisé en quatre chapitres et section Annexe.

Le premier chapitre intitulé «Anatomie et physiologie musculaire» présente une étude bibliographique sur l'anatomie du système musculaire ainsi que les muscles squelettique nous décrivons également l'EMG et quelque notion de base sur la stimulation musculaire.

Le deuxième chapitre est consacré à la réalisation de « la carte de mise en forme du signal EMG» en détaillant les différents étages électroniques permettant la réalisation de la carte d'acquisition du signal EMG.

Le troisième chapitre intitulé « circuit d'électrostimulation» décrit les différent étages de circuit de stimulation.

Le quatrième chapitre intitulé «Acquisition et stockage du signal EMG» traite la numérisation de notre signal analogique en utilisant une carte Arduino dotée d'un

Introduction générale

microcontrôleur. Après numérisation le signal est soit sauvegarder sur une carte SD ou affiché sur un micro-ordinateur à l'aide d'une interface graphique réalisée sous le logiciel Matlab.

La section Annexe regroupe les fiches techniques des composants utilisés dans ce projet, des photos des circuits réalisés.

Chapitre I

Anatomie et physiologie musculaire

I.1. Introduction

Partons d'un constat assez simple : nous activons nos muscles pour créer des forces et agir sur notre environnement. Hormis certains cas pathologiques, ces activations, contrôlées par le système nerveux central, sont adéquatement organisées et nous permettent de réaliser une multitude de mouvements comme marcher, courir, attraper ou lancer.

Le système moteur possède un grand nombre de degrés de liberté. Le système nerveux contient environ 1012 neurones et connexions neuronales, et le corps humain est constitué de plus de 790 muscles et de plus de 100 articulations, c'est donc a priori un système hautement redondant. La manière dont sont contrôlés ces degrés de liberté pour produire un mouvement constitue donc un questionnement important dont s'emparent plusieurs champs scientifiques tels que l'étude des deux systèmes : nerveux et musculaire est très important pour bien comprendre la naissance du signal EMG.[1]

I.2. Principe de génération du signal EMG

Il existe trois types de muscles dans le corps humain: les muscles lisses, le muscle cardiaque et les muscles striés (muscle squelettique) [1]

- Les muscles lisses se retrouvent dans la paroi du tube digestif, de la vessie, des artères et d'autres organes internes. Innervés par le système nerveux autonome, leur action n'est pas liée à la volonté. Leurs contractions, bien que lentes, peuvent être soutenues long temps.

- Le muscle cardiaque est un muscle différent des autres, notamment car il est soumis l'influence des hormones, et se contracte de façon involontaire. [2]

- Un muscle squelettique constitué des faisceaux musculaires formé eux-mêmes d'un ensemble de fibres musculaires. Chaque muscle est inséré sur l'os par l'intermédiaire de tendons constitués essentiellement du tissu fibreux, élastique et solide.[4]

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

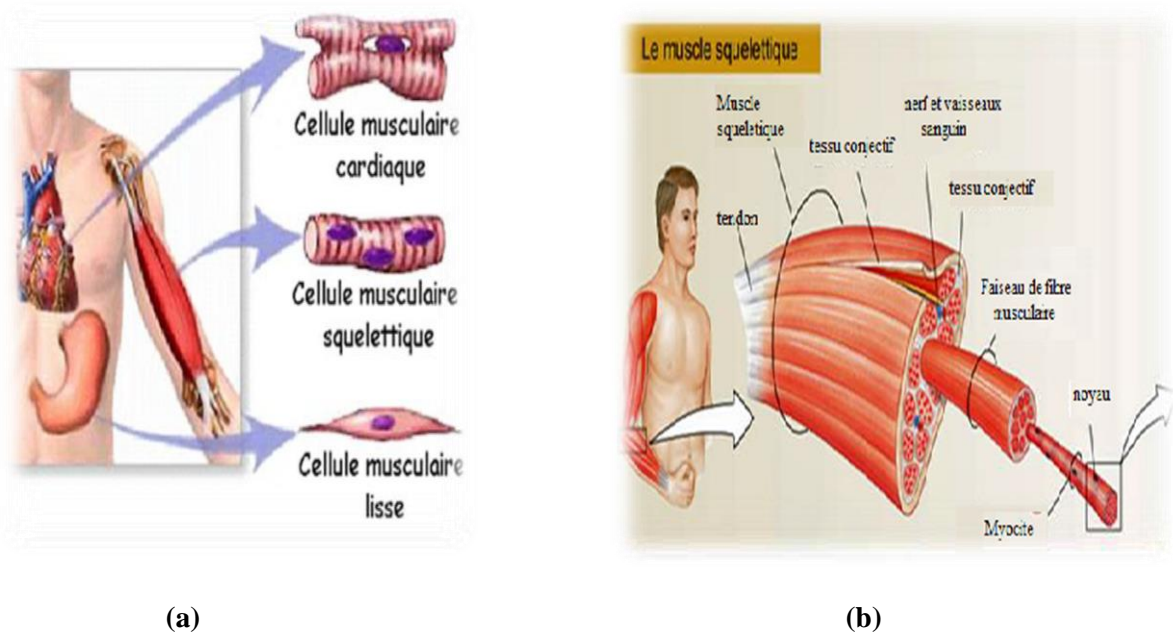


Figure I.1- Types des muscles. [4]

(a) : Différents types de muscle [4].

(b) : Muscle squelettique [4].

Les muscles squelettiques ont 4 propriétés essentielles : [3]

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

I.3 Anatomie du muscle

I.3.1 Composition du muscle

L'unité de base du tissu musculaire squelettique est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles. Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100 μm de diamètre et peuvent atteindre 30 cm de longueur. Chaque fibre musculaire est située dans une membrane transparente fine appelée sarcolemme (figure I.2).

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

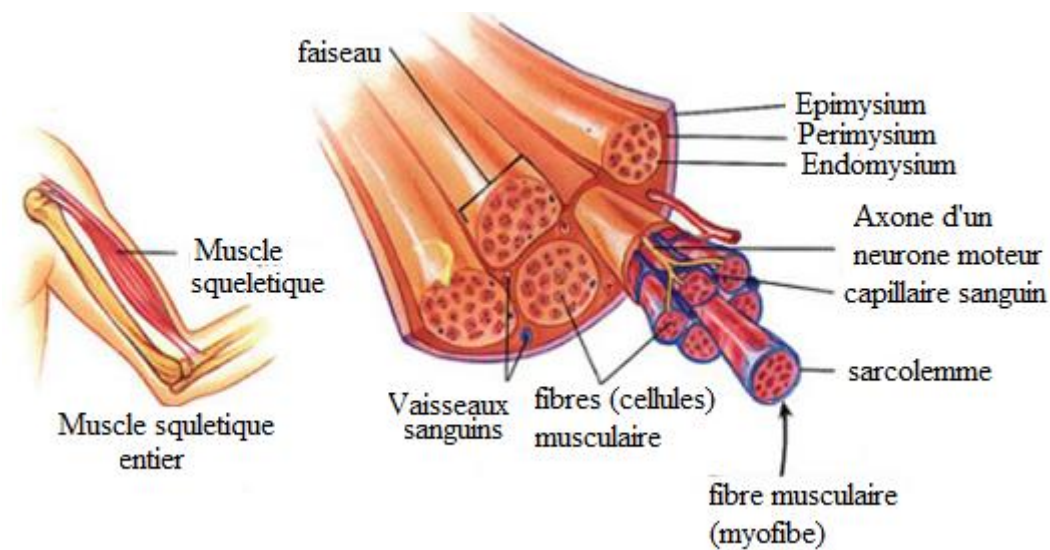


Figure I.2-Schéma descriptif de la composition du muscle squelettique.[3]

Les myofibrilles, occupant environ 80% du volume de la fibre musculaire, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2 μm . Chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres (A, anisotropes) et de bandes claires (I, isotropes), dont la parfaite correspondance d'une myofibrille à l'autre donne au muscle sa striation transversale. Au milieu de chaque bande A, se trouve une bande plus claire : la zone H (Hensen). Au milieu de cette zone H, on note une strie plus sombre : la bande M. Au milieu de chaque bande I, se trouve une bande plus sombre, la ligne Z.

L'espace cylindrique délimité par deux lignes Z consécutives est appelé sarcomère : c'est l'unité anatomo-physiologique du muscle. Étudiés au microscope électronique, les sarcomères présentent deux types de filaments : des filaments épais et des filaments fins. Les filaments épais, constitués par une protéine appelée myosine, sont situés au centre du sarcomère et correspondent à la bande A. Les filaments fins, composés d'une protéine appelée actine, sont attachés à chaque extrémité du sarcomère au niveau des lignes Z et disposés tout au long des bandes I. Des ponts reliant les filaments épais aux filaments fins, des ponts actine-myosine, sont responsables des changements de longueur du muscle pour développer la tension (figure I.3).[3]

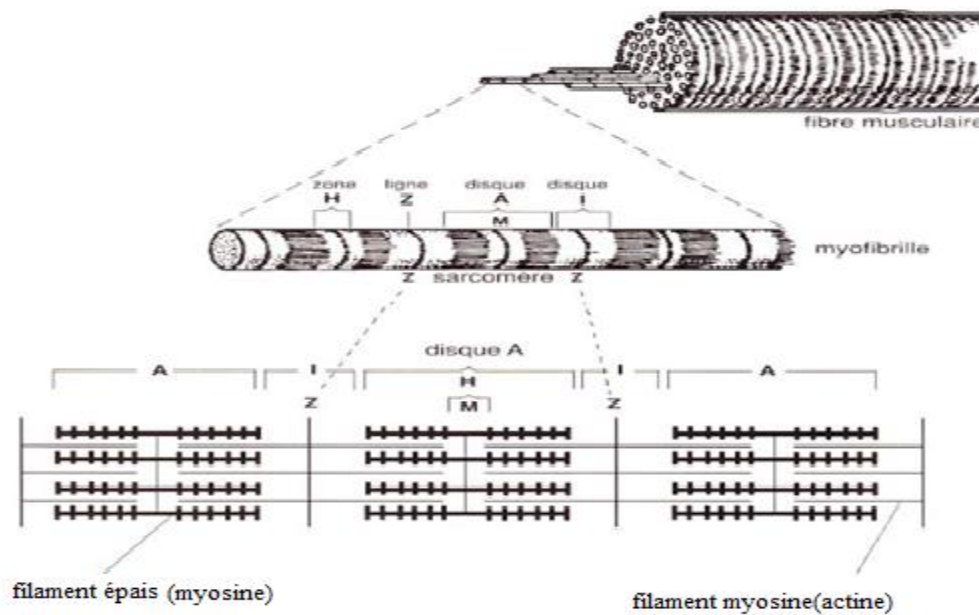


Figure. I. 3-structure myofibrillaire. [3]

Un réseau de canules (réticulum sarcoplasmique) parcourt la fibre dans le sens de la longueur. Au-dessus de chaque jonction entre les bandes A et I, se trouve une autre structure tubulaire positionnée de façon transversale par rapport à l'axe de la fibre (tubule transverse), et au contact de laquelle le réticulum se transforme lui aussi en tube (voir la figure I.3). Ces structures contiennent le calcium qui joue un rôle d'inhibiteur au niveau de la contraction musculaire.

Plusieurs couches de tissus conjonctifs séparent et protègent les composantes des muscles squelettiques. [3]

- L'endomysium entoure chaque fibre musculaire.
- Le pérимыsium ensemble les différents muscles en faisceau de fibres musculaires.
- L'épimysium recouvre l'ensemble du muscle.

I.3.2 Types de fibre musculaire

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

Chez l'homme, la classification la plus simple et la plus utilisée est celle proposée par Engel (1962) qui se base sur la coloration de l'ATP myofibrillaire après incubation à un pH de 10,4. En raison de la valeur basique de leur pH, les fibres de type I apparaissent claires, alors que

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

les fibres de type II deviennent foncées du fait de leur pH acide (Figure I.4) Les fibres I et II correspondent en fait à l'ancienne appellation rouge et blanche due à la présence en plus ou moins grande quantité de myoglobine dans ces fibres. La myoglobine est l'équivalent de l'hémoglobine des globules rouges au niveau musculaire ; elle permet de stocker localement de l'oxygène afin de produire de l'énergie à partir du métabolisme aérobie. [3]

Les fibres musculaires sont subdivisées en deux grand sous-groupes : les IIa, les IIb et il existe un troisième sous-groupe qui est le résultat de combinaison de différents PH d'incubation (figures I.4).

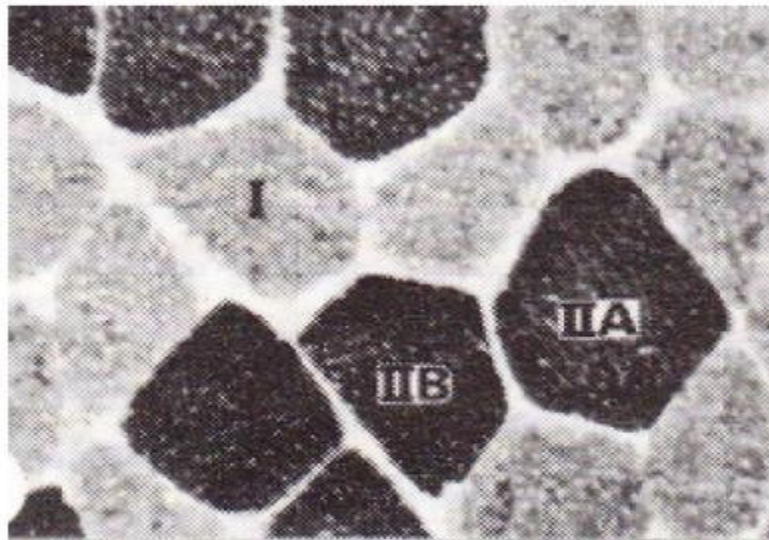


Figure. I .4- Types de fibres musculaires.[3]

I.3.2. Caractéristiques de fibre musculaire

-les fibres I sont très lentes (réticulum sarcoplasmique peu développé, donc capacité plus faible à transmettre le potentiel d'action), très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles), mais aussi plus endurantes (utilisation préférentielle du métabolisme aérobie car elles possèdent beaucoup de capillaires, de mitochondries et de myoglobine).

-les fibres IIb sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables (caressentiellement glycolytique).

-les fibres IIa sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurantes. [3]

Le muscle subit de modification de fibre au niveau de sa structure et son métabolisme, et ça dépend de l'intensité d'activité et l'âge d'individu (chez l'individu âgé, on observe une fonte musculaire, associée à une diminution des fibres de type II, qui peut être due à une moindre activité physique).

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

I. 3.3. Unité motrice

Toutes les fibres musculaires d'un muscle sont innervées par les axones des nerfs moteurs émanant de la partie antérieure de la moelle épinière. Chaque nerf moteur ou motoneurone innerve ainsi plusieurs fibres musculaires. Par contre, une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone. L'ensemble formé par un motoneurone et les fibres qu'il innerve est appelé unité motrice (UM) (figure I.5).

C'est l'élément qui mise en jeu est l'excitation de la cellule du motoneurone ; laquelle commande la contraction synchronisée des fibres musculaire qui dépendent d'elle. [3]

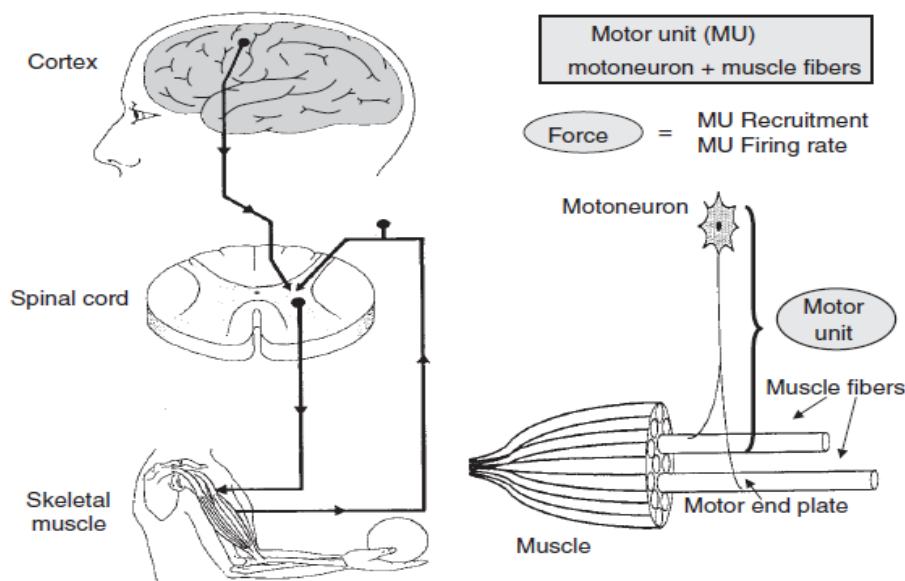


Figure .I. 5- Représentation schématique des mécanismes du contrôle moteur de base, de l'unité motrice et de ses composants. [4]

La taille des unités motrices varie d'un muscle à un autre. Schématiquement, le nombre des unités motrices est d'autant plus faible que le muscle est plus volumineux .Chaque unité motrice commande un plus grand nombre de fibres musculaire. [5]

L'unité motrice est l'élément anatomique de base d'ont l'activité est enregistrée par l'EMG (Electromyographe). Lors de la stimulation d'un motoneurone, la totalité des fibres d'une UM est excitée et les fibres se contractent toutes en même temps (loi du "tout ou rien"). Les unités motrices ont été aussi classées en fonction de leurs propriétés physiologiques telles que :

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

-leur type de fibres : une UM contient un seul et même type de fibres musculaires (I, IIa, IIb) ; ceci aura une influence à la fois sur la rapidité de contraction de l'UM mais aussi sur sa capacité à résister à la fatigue.

-leur nombre de fibres musculaires : plus le motoneurone innerve de fibres musculaires, plus la force que l'UM pourra développer sera importante.

-la taille du motoneurone qui innerve les fibres musculaires : plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide, mais plus sa sensibilité à l'influx nerveux est faible (il faudra une intensité de décharge plus élevée pour réussir à l'exciter car la gaine de myéline, un isolant constitué de graisses, est plus épaisse). [3]

I.4. Contraction du muscle

La contraction musculaire résulte de la contraction coordonnée de chacune des cellules du muscle. Suite à l'excitation ou à la stimulation de la fibre musculaire par l'arrivée d'un message nerveux, un cycle de modifications successives va se produire pour aboutir à la production de force par le muscle. Cette force prend naissance dans les protéines contractiles (actine et myosine).

Il existe quatre phases au cours de la contraction d'une cellule musculaire :

-L'excitation ou la stimulation qui correspond à l'arrivée du message nerveux sur la fibre musculaire.

-Le couplage excitation-contraction qui regroupe l'ensemble des processus permettant de transformer le signal nerveux reçu par la cellule en un signal intracellulaire vers les fibres contractiles.

-La contraction proprement dite : le glissement des filaments d'actine entre les filaments de myosines (Figure I.6 (a)).

-La relaxation qui est le retour de la cellule musculaire à l'état de repos physiologique.

D'après la figure I.6 (b) Il n'existe que trois sortes de positions pour nos unités contractiles : le raccourcissement, l'allongement et le maintien de la longueur. Il s'agit des régimes de contraction des muscles striés que l'on appelle :

-L'excentrique : les filaments de myosine s'éloignent ; et le muscle s'allonge, il s'agit d'une activité musculaire frénatrice.

-Le concentrique : les filaments de myosine se rapprochent, et le muscle se raccourcit. c'est une activité musculaire mobilisatrice.

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

-L'isométrique : les filaments restent sur un écartement égal, donc la longueur du complexe tendino-musculaire ne se modifie pas.

On note que la contraction musculaire avec raccourcissement ou allongement du muscle est dite contraction isotonique ou anisométrique. Contrairement à la contraction musculaire isométrique (qui permet de faire travailler les muscles sans mouvement), la contraction musculaire isotonique entraîne un mouvement. [2]

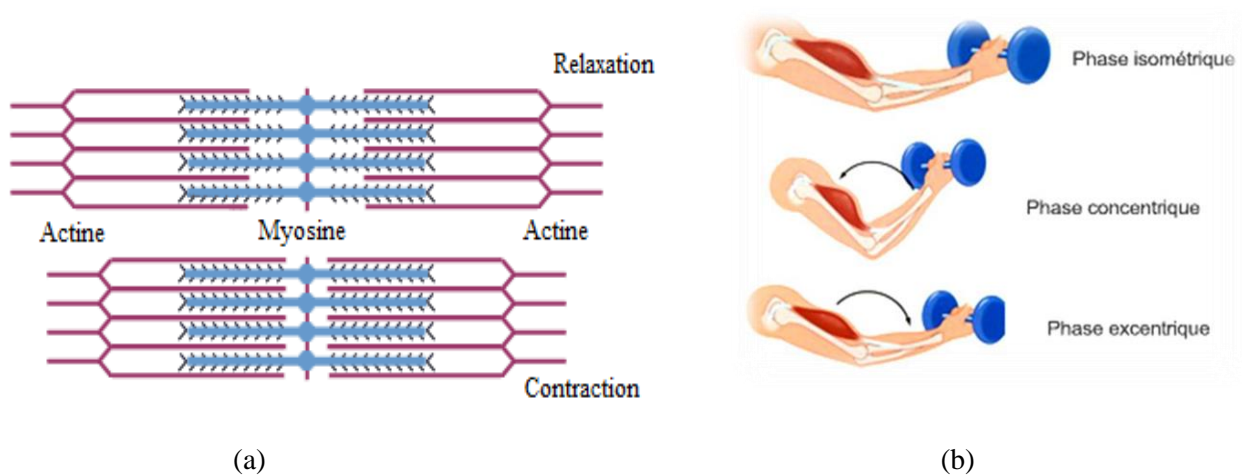


Figure.I.6-Contraction musculaire

(a) : filament d'actine et myosine lors d'une contraction et d'une relaxation

(b) : Contraction isométrique, concentrique et excentrique

Lorsqu'une fibre musculaire squelettique est stimulée par un choc électrique unique d'intensité convenable, il s'ensuit deux phénomènes, un phénomène électrique et un phénomène mécanique.

I.4.1 Aspect électrique de la contraction musculaire

L'excitabilité des fibres musculaires grâce au contrôle neuronal représente un facteur important dans la physiologie du muscle. Ce phénomène revient à la semi-perméabilité que caractérise la membrane (sarcolemme), et qui décrit les propriétés électriques de la contraction musculaire.

Un équilibre ionique entre l'espace intérieur et extérieur des cellules de la fibre musculaire constitue un potentiel de repos de la membrane (environ -80 m V lorsqu'il n'est pas contracté). Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe ionique) donne lieu à une charge négative par rapport à la surface externe au niveau de la cellule musculaire.

Lors de la contraction, les caractéristiques de diffusion de la membrane de chaque fibre excitée sont brièvement modifiées par un écoulement des ions Na^+ vers l'intérieur de la cellule

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

musculaire, si un certain seuil est dépassé cela provoque une dépolarisation de la membrane (de -80 mV à 30 mV maximum). Donc, il s'agit d'une impulsion électrique qui sera restaurée immédiatement par une diffusion inverse (repolarisation) des ions Na^+ vers l'extérieur de la cellule et la phase de repolarisation est suivie d'une période d'hyperpolarisation, (voir figure I.7).

Le potentiel d'action est constitué d'une succession de dépolarisation-repolarisation que l'on pourrait assimiler à une vague au niveau des plaques motrices, qui s'étend le long de la fibre musculaire dans les deux sens, ainsi qu'à l'intérieur (Voir figure I.8).[5]

milieu **extracellulaire**

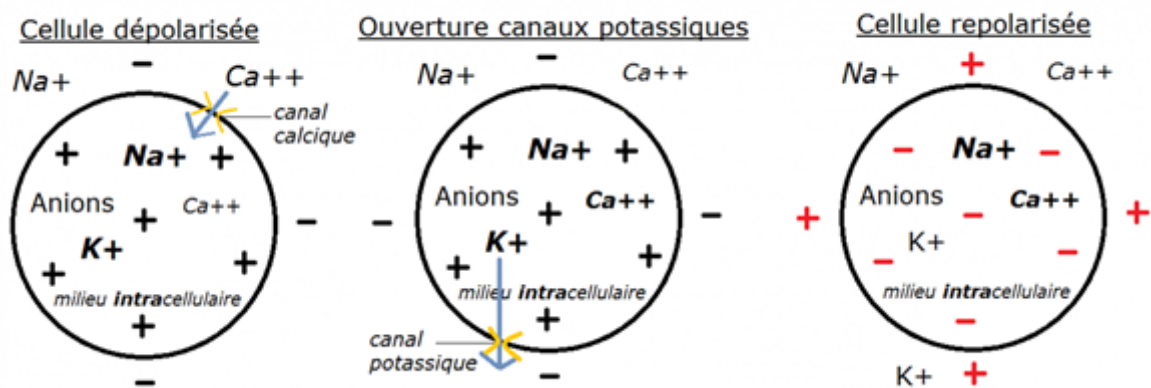


Figure .I.7-Aspect électrique de la contraction musculaire

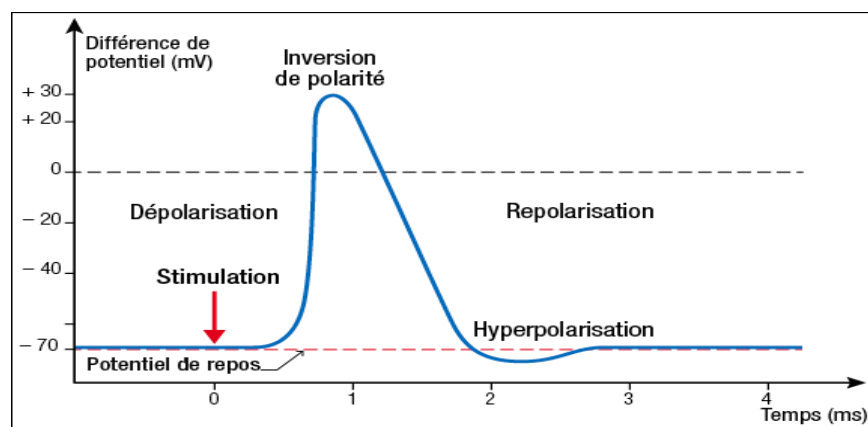


Figure .I. 8- Courbe du potentiel d'action

I.4.2 Aspect mécanique de la contraction musculaire

Lors d'une stimulation nerveuse des fibres musculaires par un potentiel d'action, une augmentation de la concentration intracellulaire en calcium est obtenue. Plus précisément, cette concentration est d'environ 0,1 $\mu\text{mol/L}$ au repos, mais en stimulation cette dernière peut grimper jusqu'à 0,1 m mol/L soit une augmentation d'un facteur de 1000. Par ce fait, il se forme alors un complexe dit complexe Acto-Myosine, qui a comme rôle d'assurer l'hydrolyse

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

de l'ATP (l'adénosine triphosphate). L'énergie libérée par ce dernier permet l'accrochage des têtes de Myosine, qui exercent une contraction sur les filaments d'actine (fins) pour les faire glisser entre les filaments de myosine (épais). Par conséquent, on atteste une conversion de l'énergie électrique (potentiel d'action) en énergie mécanique traduite par une contraction musculaire. [5]

I .5. Électrostimulation musculaire

I.5.1 Historique

La découverte des propriétés électriques et magnétiques des nombreux matériaux par William Gilbert a1600 permettait de voir au 18e siècle les premières applications médicales de l'électricité statique, notamment par le Professeur de Médecine Kratzenstein qui l'utilisa avec succès dans le traitement de la contracture d'un doigt.

Faraday, après les travaux d'Oersted sur les phénomènes électromagnétiques, découvre en 1831 l'induction électromagnétique qui aboutit à la conception des premiers moteurs électriques. Cette amélioration technique fait naître un regain d'intérêt pour l'électrothérapie. Duchenne de Boulogne étudia l'usage de l'électrisation localisée afin de stimuler électivement un faisceau musculaire. Il est à ce titre considéré comme le père de l'électrothérapie avec sa publication « De l'Electrisation localisée et de son application à la physiologie, à la pathologie et à la thérapeutique » en 1855. [6]

Au cours du 19e et du début du 20eme siècle, Lapique étudie l'excitabilité des structures nerveuses par les courants électriques et propose la notion de chronaxie : mesure de l'excitabilité d'un muscle en fonction du temps de passage d'un courant électrique stimulant. Ces recherches ouvrent la voie à l'utilisation de l'électricité médicale dans différents domaines : l'électro-convulsivothérapie, la stimulation respiratoire, les stimulateurs cardiaques...

Une autre application de l'électrothérapie voit le jour en 1967 : la neurostimulation transcutanée qui utilise la théorie du Gate Control afin d'atténuer les phénomènes douloureux. Les progrès technologiques de ces dernières décennies ont permis la miniaturisation de ces dispositifs et de nombreuses applications sont développées.

I.5.2 Applications

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

L'électrostimulation musculaire est généralement utilisée dans le domaine sportif mais aussi dans le domaine médical dans le diagnostic pour mesurer la VCN¹ ou bien dans la thérapie par exemple après des blessures musculo-squelettiques. [3]

-Récupération : S'il n'y avait qu'une seule raison d'utiliser l'électrostimulation ce serait l'intérêt que cette technique apporte dans le domaine de la récupération. Par une stimulation provoquant de brèves secousses musculaires on permet un meilleur relâchement, un bon retour veineux et une amélioration de l'irrigation artérielle. Le muscle évacue plus facilement les déchets résultant de la contraction musculaire.

- kinésithérapie

- Récupération après un accident ou un traumatisme.
- Traitement des douleurs musculaires, articulaires.
- Développement de la musculature
- Renforcement musculaire après une immobilisation prolongée.
- Rééducation de la tonicité musculaire (sur avis médical).

-Le renforcement : Le deuxième gros avantage de l'électrostimulation va être celui du renforcement. La stimulation électrique permet une sollicitation plus importante du muscle par un recrutement supérieur du nombre de fibres. Ce qui veut bien dire que le muscle stimulé par le courant électrique se contracte plus que d'une manière volontaire. De ce fait, alors qu'une séance de renforcement musculaire traditionnel va engendrer une fatigue générale du sportif avec une stimulation sous maximale des fibres musculaires, la stimulation électrique spécifique d'un ou plusieurs groupes musculaires, n'engendre la fatigue que de ceux-ci, avec un rendement supérieur.

-Échauffement : L'électrostimulation peut être une alternative efficace au travail d'entraînement en salle et pour l'échauffement du muscle avant l'effort Le sang circule mieux, l'oxygène booste les cellules

-Capillarisation : Augmente la vascularisation du muscle et ainsi augmente le nombre de capillaires (petits vaisseaux sanguins) au niveau des fibres musculaires. Pour être efficace, ce programme doit être utilisé régulièrement (plusieurs fois par semaine). L'augmentation de la vascularisation musculaire améliore ses capacités de résistance et de récupération.

¹ Vitesses de conduction nerveuses.

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

-Courants antalgiques : Ces courants stimulent le nerf pour perturber le message douloureux. Le principe est de saturer les nerfs principaux, prioritaires par rapport à ceux qui transportent la douleur, et ainsi l'information douloureuse n'atteint pas le cerveau. Il s'agit d'un traitement symptomatique, on ne soigne pas la cause de la douleur, il faut donc consulter un médecin si les douleurs persistent.

-Musclature : L'électrostimulation peut être utilisée en musculation pour renforcer ou développer les muscles les moins sollicités. Elle est particulièrement très efficace sur les abdominaux, dont le trajet reste assez simple, à condition d'avoir un appareil de qualité.

-Esthétique L'électrostimulation aide au maintien de la tonicité musculaire. Elle contribue à l'amélioration de la forme sans toutefois faire maigrir. Elle raffermi, tonifie et permet un remodelage corporel. Elle permet de lutter contre la cellulite.

-Elimination de surplus graisseux

I.5.3 Choix des paramètres de stimulation

Il n'existe pas de protocole de stimulation bien défini, d'où la grande diversité méthodologique des études sur le sujet.

I.5.3.1 Électrodes

Sur le muscle sain et innervé, la stimulation percutanée sollicite les terminaisons nerveuses directement et de cette façon les fibres musculaires indirectement. Nous l'avons vu, les fibres nerveuses sont plus excitables que les fibres musculaires, leur rhéobase et leur chronaxie étant inférieures. Il est nécessaire d'aborder les particularités des électrodes.

- Type des électrodes : Il est variable de la plaque métallique recouverte d'un tissu ou d'une éponge humidifiée au matériau caoutchouc ou élastomère. Les électrodes en aluminium ou en inox nécessitent en plus de l'humidification un système de fixation par sangles pas toujours facile à utiliser. Les nouveaux matériaux (élastomères) sont moins nocifs pour la peau, plus faciles d'utilisation, ils nécessitent moins d'entretien et s'adaptent mieux aux surfaces.

La conduction est favorisée par l'utilisation d'un gel. Il participe selon ses qualités au maintien en place des électrodes. La faible épaisseur des électrodes est un gage supplémentaire d'adaptation aux variations de la forme du muscle au cours des contractions.



Figure .I. 9- Électrodes de stimulation.

- **Localisation des électrodes** : Idéalement, la proximité du point moteur est souhaitable afin d'optimiser la stimulation. Le point moteur est défini comme la projection au niveau de la peau de la zone d'entrée du nerf. En fonction des composantes anatomiques et physiologiques certains muscles présentent plusieurs points moteurs. La localisation relative des électrodes dépend de la profondeur de l'effet excito-moteur recherché. Plus les électrodes sont proches, plus l'effet sera superficiel.

- **Taille des électrodes** : Les avis sont partagés. Au cours des stimulations par courant monophasique certains auteurs (en majorité) préconisent une cathode (-) plus petite que l'anode (+) pour mieux focaliser la stimulation sur le point moteur. D'autres proposent d'utiliser deux électrodes de grande taille pour recouvrir le plus largement possible le muscle à stimuler. Dans le cadre des courants d'impulsions symétriques bi phasiques, il n'y a pas de raison d'avoir des électrodes de taille différente. La notion importante semble être la densité de courant ou intensité par unité de surface. Si le courant traverse une surface de membrane réduite, l'effet local de variation de potentiel sera plus important. Ce qui est donc plus en faveur de focalisation sur le point moteur par une électrode de petite taille.

I. 6 Signaux physiologiques et électro-physiologiques

Un signal physiologique est un signal qui correspond à une grandeur ou paramètre qui traduit une activité biologique non électrique comme la pression artérielle, le phonocardiographe, la vélocité, ...etc.).

Un signal électro-physiologique c'est un signal qui correspond à une grandeur ou paramètre traduisant une activité biologique électrique, tel que l'électrocardiogramme, l'électromyogramme, électroencéphalogramme...etc.).[8]

Chapitre I- Anatomie et physiologie musculaire

I.6.1 Signal EMG

Le signal électromyogramme est un signal électro-physiologique qui traduit l'activité biologique électrique de muscle.

I.7 Électromyographie (EMG)

L'électromyographie (E.M.G.) est une technique permet l'enregistrer les variations de l'état électrique qui se produisent dans le muscle au cours de la contraction. Les modifications ioniques qui accompagnent la transmission de l'influx nerveux et la contraction musculaire entraînent des changements du potentiel électrique. Ces changements de potentiel sont recueillis par des électrodes ; soit de surface pour un enregistrement global ; soit intra musculaires pour un enregistrement élémentaire.

I.7.1 Électromyographie de surface

L'électromyographie de surface (sEMG) reste une des méthodes les plus couramment utilisées pour la quantification du niveau d'activité d'un muscle, tous simplement en mesurant les potentiels d'action des unités motrices responsables sur les contractions musculaires.[5]

I.7.2 Signal sEMG

Le signal EMG de surface (sEMG) n'est qu'une somme algébrique des potentiels d'action présents dans le volume de détection lors de la contraction musculaire (voir figure I.10). Il s'exprime en millivolts (mV), et permet d'analyser les caractéristiques de l'activité musculaire, tant qu'il représente fidèlement le nombre d'unités motrices activées et leur fréquence de décharge.

Les signaux sEMG sont utilisés dans de nombreuses applications, telles que l'évaluation neuromusculaire clinique en incluant la réhabilitation, le contrôle myoélectrique des prothèses et dans les études de la fatigue musculaire [10].

I.7.3 Avantages typiques du signal sEMG

Les avantages du signal sEMG sont nombreux, les plus importants sont:

- Permet d'explorer directement le muscle concerné.
- Permet la mesure de la performance musculaire.
- Aide à la prise des décisions avant et après les chirurgies.
- Aide les patients à améliorer et former leurs muscles.
- Permet d'améliorer l'analyse des activités sportives.
- Détece la réponse musculaire dans les études ergonomiques.

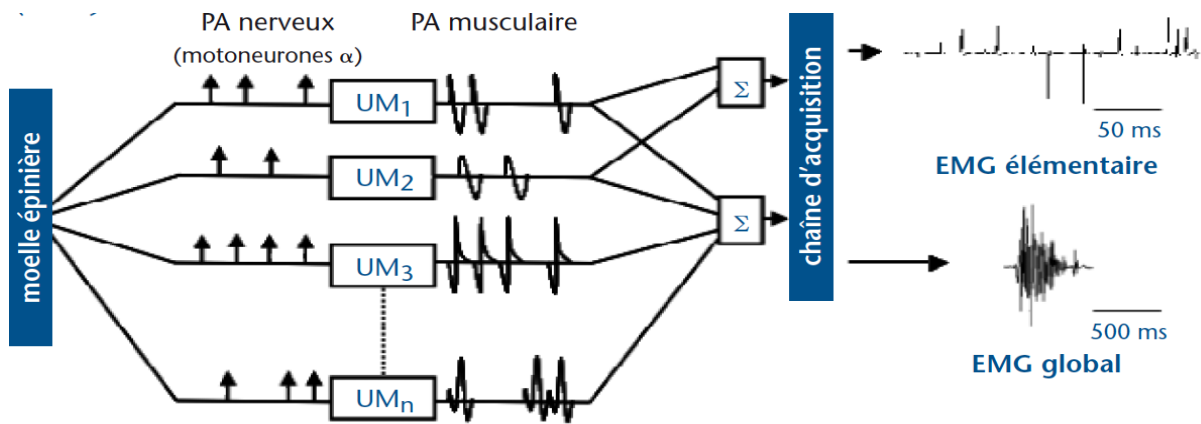


Figure. I. 10- Schématisation du parcours du signal sEMG

L'EMG de surface correspond donc à une sommation de potentiels d'action (PA) issus de multiples générateurs (UM) asynchrones, irrégulièrement disposés.[3]

I.7.4 Configuration des électrodes de détection

Le principe physique lors la détection un signal électro-physiologique est que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité.

I.7.4.1 Electrodes aiguilles

les aiguilles-électrodes (intramusculaires) sont capables de relever le potentiel d'action d'une seule unité motrice.(figure I.11)

Elles sont de différentes structures :

- l'aiguille monopolaire, enfoncée dans le muscle, le second pôle étant une électrode de surface.
- l'aiguille coaxiale monofilaire où les potentiels sont détectés par l'extérieur de l'aiguille hypodermique et par un fil de platine isolé à l'intérieur.
- l'aiguille coaxiale bifilaire contenant deux fils de platine isolés, l'aiguille elle-même n'étant qu'une armature tandis que les deux fils conducteurs enregistrent la différence de potentiel entre les deux extrémités très rapprochées. Ce type permet un recueil d'activités électriques très localisées.
- En utilisant les aiguilles-électrodes, il est indispensable de préparer psychologiquement le sujet car les craintes de piqûre sont néfastes à sa relaxation, ce qui perturbe la nature du mouvement. On emploiera de préférence des électrodes de surface pour l'étude biomécanique d'un système.

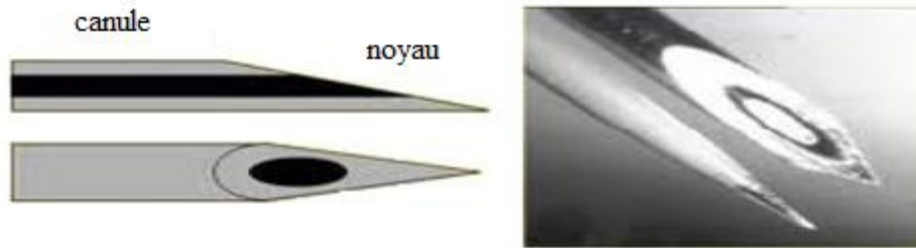


Figure.I.11 - Aiguilles de détection

Dans ce mémoire ; j'ai utilisé les électrodes de surface pour leurs non invasivité ainsi que pour leur cout faible. Il y a plusieurs types d'électrodes, selon leurs formes, leurs tailles ainsi que leurs configurations comme les montages monopolaires, bipolaires, tripolaire multipolaires.

Les configurations des électrodes monopolaires utilisent deux électrodes, une pour le recueil des signaux EMG du muscle et la seconde de référence. Cette configuration souffre de son manque de capacité à filtrer les signaux électriques extérieures et des muscles entourant le muscle cible.

Les électrodes bipolaires rectifient cet inconvénient, de plus il combine l'exactitude sans être envahissant comme les configurations tripolaires et multipolaires. En outre la configuration bipolaire permet un enregistrement du signal EMG avec moins de bruit. L'électrode bipolaire emploie la technique d'amplification différentielle, qui mesure la différence de tension entre deux points spécifique.

I .7.4.1 Electrodes de surface

Leur principal avantage étant leur commodité d'utilisation; il n'est pas demandé à l'opérateur un trop grand entraînement pour placer ces électrodes et obtenir de bons résultats

-L'important, dans la technique d'application des électrodes de surface est de s'assurer que la résistance de contact électrique entre le muscle et l'électrode soit réduite au minimum, ce qui est réalisé en exerçant une pression importante sur les électrodes. la pression exercée par des pastilles adhésives placées sous les électrodes est cependant satisfaisant.[8]

-Les électrodes de surface sont utilisées par paire, pour détecter une différence de potentiel par rapport à une électrode de référence (voir figure I.12).

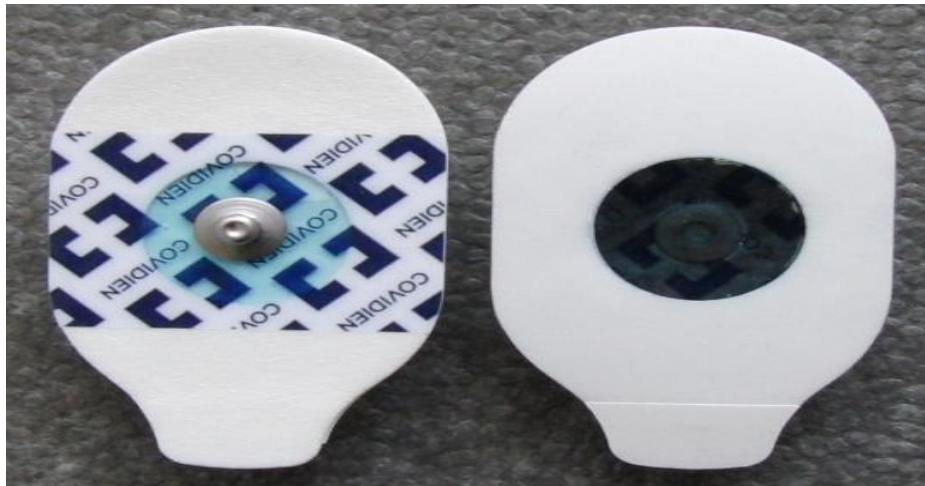


Figure I.12-Électrodes de surface (patches).

-la distance inter-électrodes ainsi que la forme et taille des électrodes de surface doivent être choisies de façon à respecter en proportion le muscle étudié. Pour une meilleure détection du signal E.M.G. de surface les deux électrodes doivent être disposées parallèlement aux fibres musculaires (figure I.13). [9]

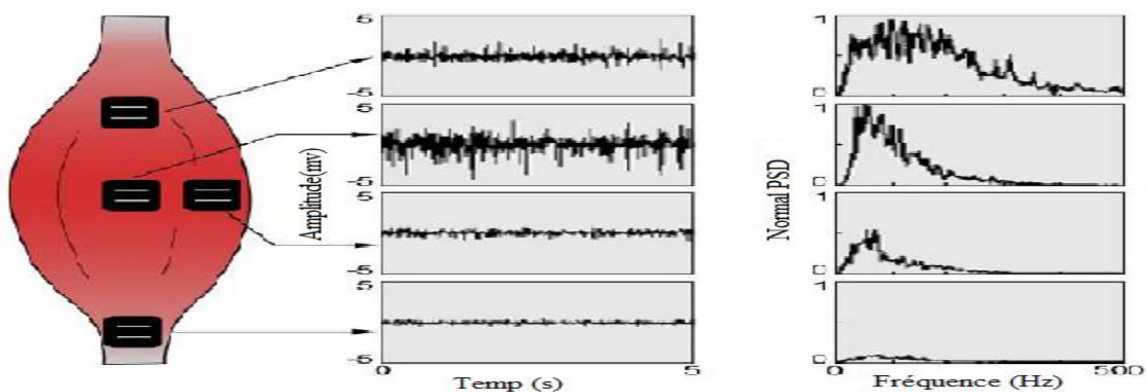


Figure. I. 13- Emplacement des électrodes de surface

I.8 Conclusion

Ce chapitre a été consacré à une revue sur l'anatomie du muscle et la relation entre le cerveau humain et l'activité musculaire ainsi les principes de l'électrostimulation. Le chapitre suivant détaille la partie électronique nécessaire à l'acquisition du signal EMG.

Chapitre II

Acquisition et mise en forme du signal EMG

II.1 Introduction

Les signaux électro-physiologiques sont des signaux électriques complexes et bruités telle que les signaux myoélectriques et puisque ces signaux sont de basse amplitude (quelques microvolt à quelque millivolt) et de basse fréquences, leur enregistrement exige des moyens électroniques spécifiques.

Cette section traite les considérations de conception électriques et électroniques pour synthétiser le meilleur possible le signal EMG afin d'étudier profondément l'état des muscles humain détaillé en chapitre I.

II.2 Mise en forme du signal électromyogramme analogique :

La détection du signal EMG demande plusieurs étages chacun a son fonction électronique. Les éléments principaux pour la détection du signal sont les électrodes surfaciques. Le signal obtenu après les électrodes nécessite en plus un étage de mise en forme qui constitue principalement en des étages d'amplification, filtrage et offset. La numérisation du signal est nécessaire pour des fins de traitement numérique du signal. L'étage de stimulation qui permet de générer des impulsions électrique pour la stimulation musculaire est détaillé en chapitre 3.

La Figure II-1 présente un schéma bloc de la conception de la carte d'électrostimulation et la détection du signal électromyogramme. Ces étages seront détaillés dans les sections suivantes de ce présent chapitre.

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

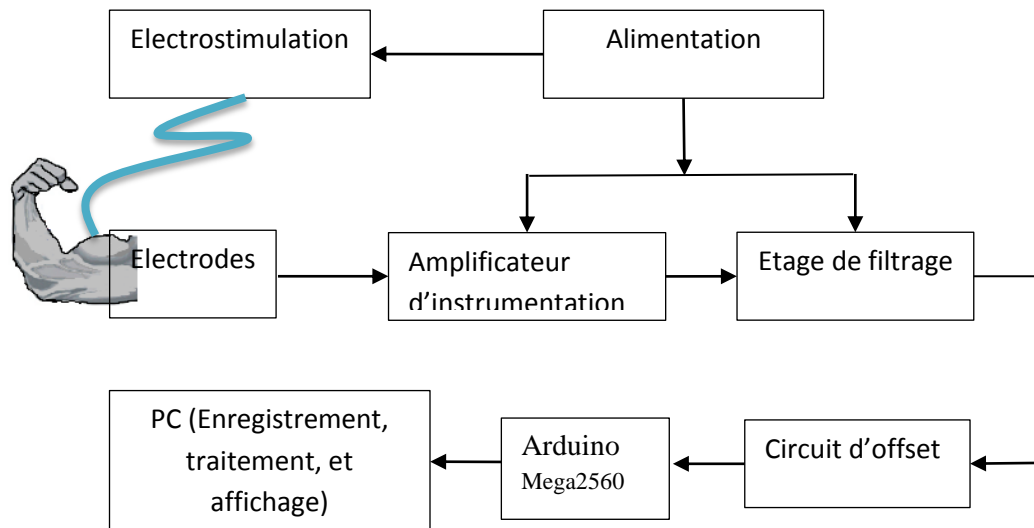


Fig.II.1-Schéma synoptique de l'acquisition du signal EMG avec stimulation.

II.2.1 Chaîne de mise en forme du signal EMG

II.2.1.1 Électrodes

Nous avons utilisé les électrodes élastomères afin de stimuler le muscle, ils sont détaillées en chapitre I.

II.2.1.2 Amplificateur d'instrumentation et rétroaction négative

L'étage d'amplification basé sur le circuit intégré AD620 est illustré sur la figure II-1. Ce circuit amplifie la tension entre deux électrodes de mesure pendant qu'il rejette le signal de mode commun. Parmi ses caractéristiques : une impédance d'entrée élevée, un fort rejet en mode commun, une tension d'offset et une impédance de sortie faibles qui nous permet d'amplifier les petits signaux de l'ordre de millivolt, superposés à des tensions communes élevées. Il est utilisé dans des environnements où le bruit en mode commun est élevé. Ce dernier est un composant à gain en tension différentiel, il amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses bornes d'entrée. Le gain assuré par le circuit intégré AD620 peut aller de 1 jusqu'à 10 000. Selon la fiche technique, le gain est fixé par la résistance externe R_G selon l'expression suivante :

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{G-1} \quad (\text{II-1})$$

En choisissant $G=100$, nous obtenons une valeur de la résistance $R_G \approx 499\Omega$.

Le tableau suivant présente le gain selon la valeur de R_G

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

Valur de R_G, Ω	Gain	Valeur de R_G, Ω	Gain
49.9K	1.990	49.3K	2.002
12.4K	4.984	12.4K	4.984
5.49	9.998	5.49K	9.998
2.61K	19.93	2.61K	19.93
1.00K	50.40	1.01K	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1000

Tableau II.1 la variation du gain selon la valeur de R_G .

En outre, nous avons ajouter un circuit de rétroaction négative avec le préamplificateur, dont le but est d'inverser l'interférence en mode commun provoquée par les électrodes, et de l'injecter dans le corps du patient. j'ai utilisé deux AOPs du type LF356, le premier est monté en suiveur et le deuxième monté préamplificateur avec deux résistance R_2 qui sont de valeur de $390K\Omega$ et R_1 de $10k\Omega$. et R_3 de valeur égale à $390k\Omega$.

Le gain approprié est 39. La sortie de cet amplificateur est connectée à l'électrode de référence. L'implémentation de cette boucle permet de porter le potentiel de mode commun.

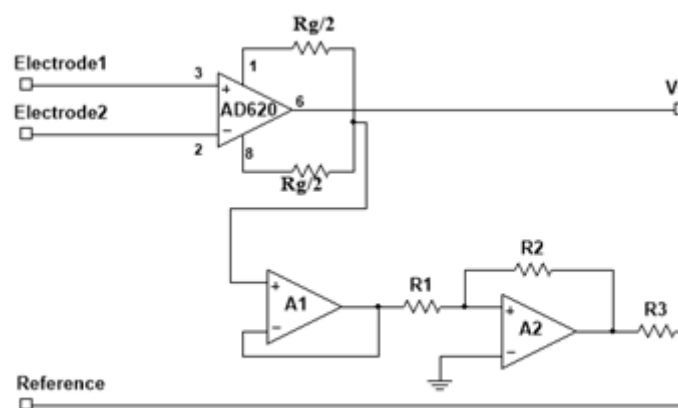


Fig.II.2 - Circuit d'amplification à base d'un circuit intégré AD620 avec la rétroaction négative l'inverser et le maintenir

II.2.1.3 Filtrage

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

Dans le but de garder la bande spectrale utile du signal électromyogramme, on a choisi un filtre passe haut passif du 1^{er} ordre pour éliminer les basses fréquences et un filtre passe-bas de type de Sallen & Key. L'énergie utile du signal EMG est comprise dans la bande passante 20-500 Hz¹ ; j'ai choisi de garder la bande fréquentielle allant de 10 jusqu'à 2000 Hz.

II.2.1.3.1 Filtre passe haut

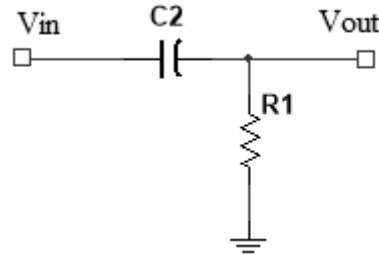


Figure II.3- Filtre passe haut.

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par:

$$T1(j\omega) = \frac{jR'C'\omega}{1+jR'C'\omega} = \frac{j\left(\frac{\omega}{\omega_{c1}}\right)}{1+j\left(\frac{\omega}{\omega_{c1}}\right)} \quad (\text{II.2})$$

$$\omega_{c1} = 1/R' C' \quad (\text{II.3})$$

Où ω_{c1} est la pulsation de coupure du filtre.

$$\text{La phase est : } \varphi(\omega) = \frac{\pi}{2} \text{Arctg}(RC\omega) \quad (\text{II.4})$$

Choix des composantes de filtre :

La fréquence de coupure est de: 10Hz.

On fixe la valeur du condensateur C à la valeur 1 μ F, la valeur de la résistance R est calculée à partir de la formule suivante :

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (\text{II.5})$$

on obtient :

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot f_{c1} \cdot C} = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \cdot 10^{-6}} \quad (\text{II.6})$$

¹ Jun-Uk Chu, Inhyuk Moon, and Mu-Seong Mun, "A real-time EMG pattern recognition system based on linear-nonlinear feature projection for a multifunction myoelectric hand", IEEE Transactions on Bio-medical Engineer, vol. 53, no. 11, 2006, pp. 2232-2239.

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

$$R = 16K\Omega$$

(II.7)

le tracé du diagramme de Bode (module de fonction de transfert(dB) en fonction de la fréquence) par Bode Plotter a l'aide du logiciel Multisim 12.0 est illustré sur la Figure II-4.

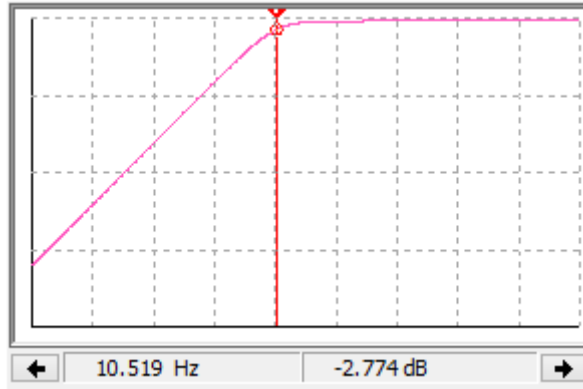


Fig.II.4- Réponse fréquentielle du filtre passe haut.

D'après la réponse fréquentielle du filtre passe haut (figure II.4), on remarque que la fréquence de coupure F_c est de 10 Hz, cette fréquence est égale à la fréquence calculée par la formule (II.5).

II.2.1.3.2 Filtre passe bas

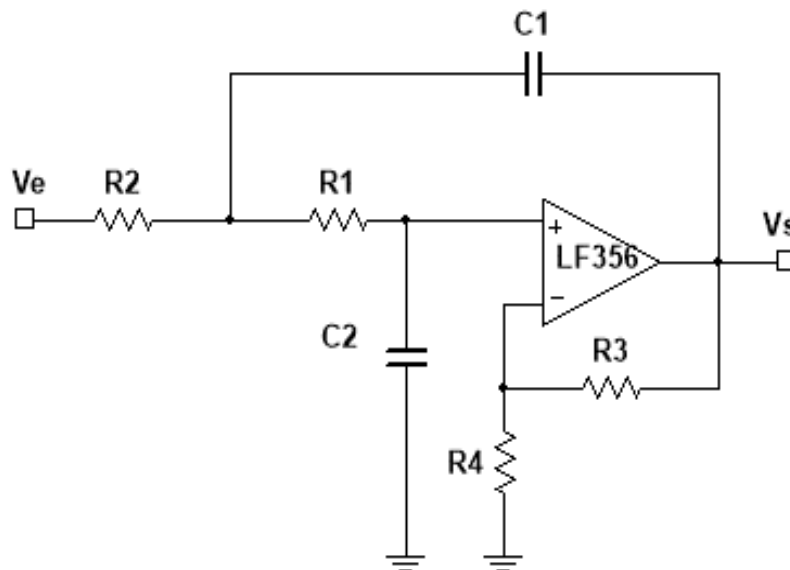


Fig.II.5- Filtre actif passe- bas de Sallen Key du 2 éme ordre.

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

La fonction de transfert et la fréquence de coupure du filtre passe-bas actif du 2^{ème} ordre de la Figure II-5 données en (II.12), sont calculées comme suit :

Dans le cas où on considère que l'AOP est parfait, on a $v^+ = v^- = V_A$, $i^+ = i^- = 0$

Comme le courant d'entrée de la borne inverseuse est nul, nous avons:

$$v^- = \frac{R_4 * V_s}{R_4 + R_3} \rightarrow v^- = v^+ = V_A \quad (\text{II-8})$$

On pose $k = (R_a + R_b)/R_b$

On obtient $V_A = \frac{V_s}{k}$

Et d'après le théorème de Millman ,on trouve:

$$V_B = \frac{\frac{V_e}{R_2} + \frac{V_s}{Z_{C1}} + \frac{V_A}{R_1}}{\frac{1}{R_2} + \frac{1}{Z_{C1}} + \frac{1}{R_1}} \quad (\text{II-9})$$

On applique le diviseur de tension pour trouver VB en fonction de Vs :

$$V_B = \frac{Z_{C2}}{Z_{C2} + R_1} * V_A \rightarrow V_B = \frac{Z_{C2} + R_1}{Z_{C2}} * V_A = \frac{Z_{C2} + R_1}{k} * V_s \quad (\text{II-10})$$

Avec $Z_{C1} = \frac{1}{jC_1\omega}$

Et $Z_{C2} = \frac{1}{jC_2\omega}$

On remplace (II-3) dans l'équation (II-2), et on obtient

$$H = \frac{V_s}{V_e} = \frac{Z_{C1} * Z_{C2} * k}{R_2 * Z_{C2} * (1-k) + R_2 * (R_1 + Z_{C1}) + Z_{C1} * (R_1 + Z_{C2})} \quad (\text{II.11})$$

Ensuite on procède à une mise en forme de la fonction de transfert (Vs/Ve) :

$$H(j\omega) = V_s/V_e = - \frac{k}{1 + j\omega[(1-k)R_1C_1 + R_2C_2 + R_1C_2] + (j\omega R_1R_2C_1C_2)^2} \quad (\text{II-12})$$

La pulsation de coupure à -3dB est donnée en (II-6), comme suit ;

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (\text{II-13})$$

La fréquence de coupure de ce filtre est donnée par :

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (\text{II-14})$$

Dans notre projet, nous avons utilisé la valeur de 2,2kΩ à la résistance R2 et 1kΩ à R1, et nous avons pris une valeur de 470Ω pour R3 et R4, et C1 est fixée à 22nF, C2 est de valeur de 100nF. Ces valeurs nous donnent une fréquence de coupure du filtre passe-bas égale à :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{2.2 \cdot 10^3 \cdot 10^3 \cdot 22 \cdot 10^{-9} \cdot 100 \cdot 10^{-9}}} = 2287,691 \text{ Hz}$$

La figure II-5 présente la variation du module de la fonction de transfert du filtre passe bas en fonction de la fréquence en utilisant le logiciel Multisim.

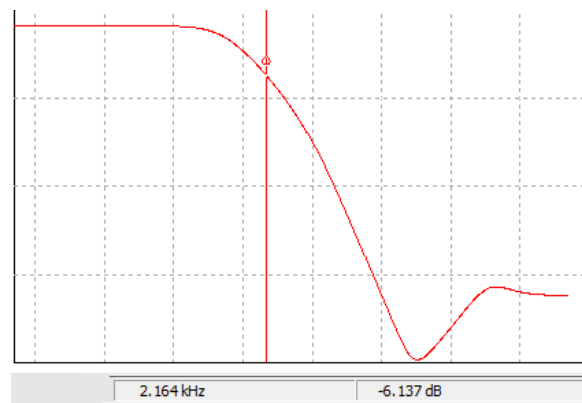


Fig.II.6- Diagramme du module de H(jω) en fonction de la fréquence.

La figure suivante illustre un exemple d'acquisition d'un signal EMG avant et après utilisation du filtre passe bande.

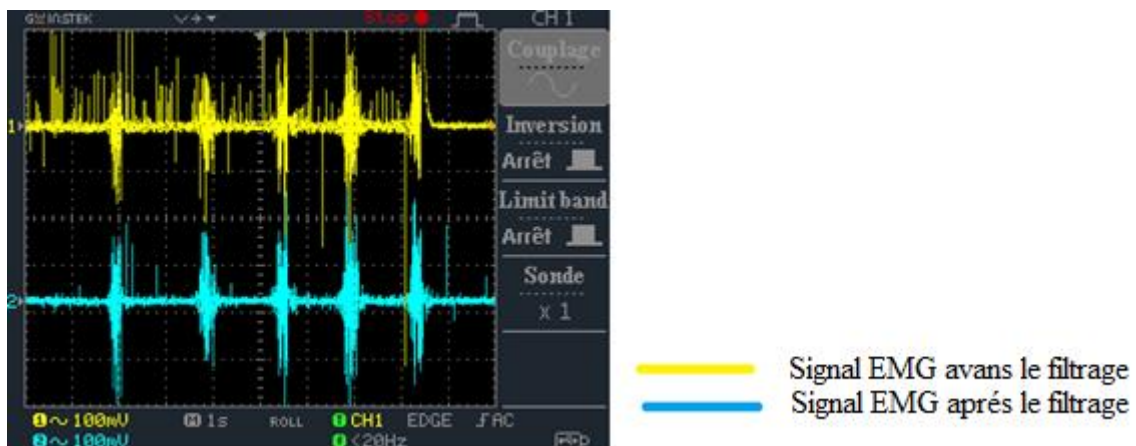


Fig.II.7- Visualisation du signal EMG avant et après le filtre passe bande.

II.2.1.4 Circuit d'offset

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

Le signal électromyogramme recueilli est un signal bipolaire, il contient des valeurs négatives. Il est alors indispensable de lui rajouter une tension d'offset en vue de respecter l'entrée analogique de la carte multifonctions Arduino Mega2560 à utiliser pour l'acquisition de données , cette carte ne permet de numériser que des valeurs positives entre 0V et 5V.

La figure suivante présente le circuit d'offset qui basé sur un potentiomètre de valeur 1K Ω .

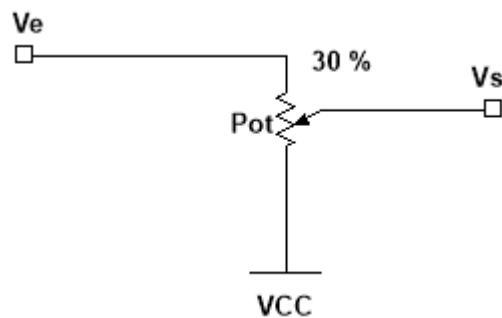


Fig.II.8- Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal électromyogramme

La tension de sortie est égale à la tension d'entrée +une tension continue la variation de potentiomètre qui l'a déterminé selon la relation suivante (j'ai ajusté 30% de pot comme illustré dans la (figure II-8).

$$V_s = V_e + \frac{Pot * 30\%}{Pot} * V_{CC}$$

On ajuste le potentiomètre de façon que le signal EMG soit compris entre 0 et 5V. Le signal obtenu après Offset est illustré par la figure suivante.

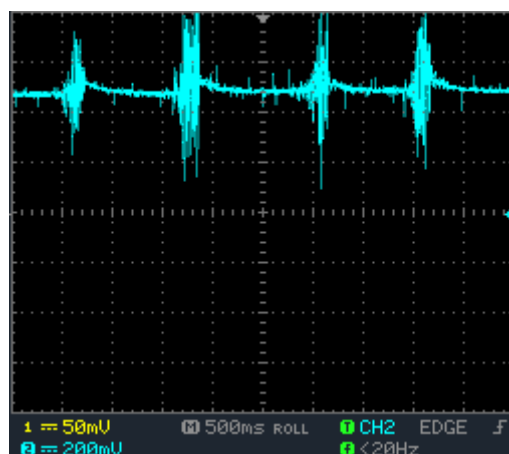


Figure II. 9- Signal EMG après offset.

Chapitre II- La carte de mise en forme du signal EMG

II.2.2 Circuit d'alimentation

Pour alimenter nos cartes électroniques, on utilise une batterie rechargeable de 9V , deux capacités chimique de valeur de $10\mu\text{F}$ et le circuit intégré ICL afin d'obtenir une tension opposé -9V , comme illustré dans la figure suivante.

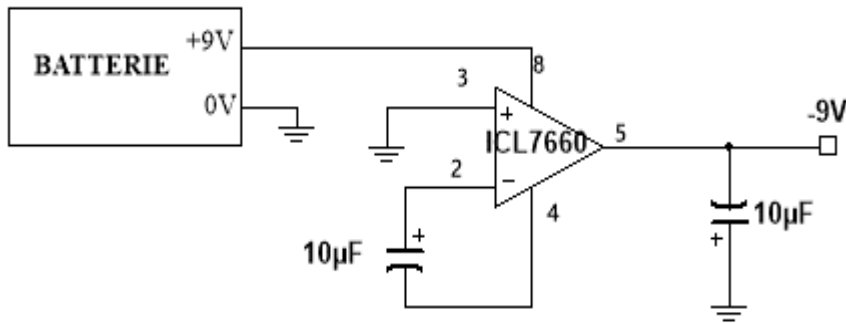


Fig.II.10- Circuit d'alimentation

La figure II.11 présente le circuit de la carte d'acquisition du signal EMG et de l'alimentation, le circuit imprimé réalisé sous le logiciel ARES7 est présenté en **Annexe(1)**

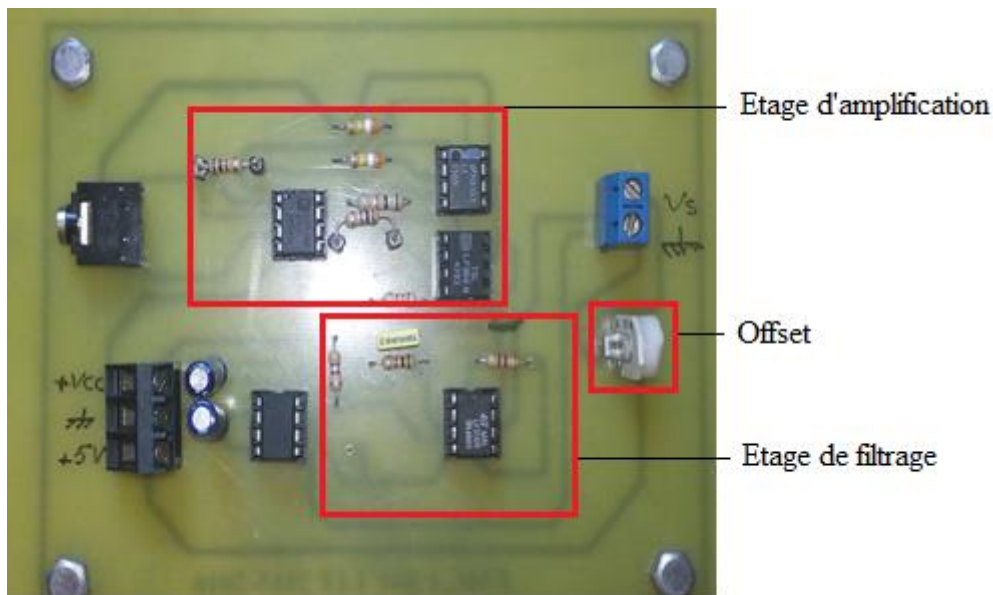


Figure II.11:Circuit imprimé de signal EMG

II.2.3 Conclusion

Dans ce chapitre j'ai étudiés les différents étages du circuit d'acquisition du signal EMG du capteur jusqu'au circuit de filtrage et d'amplification. Le signal EMG peut être acquis soit d'une manière volontaire ou avec une stimulation. Le circuit électronique de l'électrostimulation est détaillé dans le chapitre suivant.

Chapitre III

Circuit d'électrostimulation

III.1 Introduction

L'électrostimulation musculaire est le déclenchement de la contraction des muscles en utilisant des impulsions électriques générées par un appareil qui sont délivrées au moyen d'électrodes qui adhèrent à la peau à proximité immédiate des muscles à stimuler.

III.2 Courant de stimulation

III.2.1 Type et forme du stimulus électrique

On a l'habitude de distinguer deux grands types de courant électrique: continu et alternatif. Le premier se caractérise par le fait qu'il ne présente qu'une seule polarité (courant monophasique ou unidirectionnel) tandis que le second présente la particularité d'une inversion régulière de sa polarité (courant biphasique ou bidirectionnel). L'intérêt de ce dernier est qu'il permet d'éviter la polarisation des électrodes et par conséquent de maintenir l'efficacité de la stimulation à un meilleur niveau. Ces courants monophasiques ou biphasiques peuvent également prendre des formes très différentes. La forme qui a été la plus utilisée en électrophysiologie est le stimulus rectangulaire. Il se caractérise par une installation et une interruption quasi instantanée du courant; l'intensité se maintient à un niveau constant pendant toute la durée du stimulus électrique. Voir la figure ci-dessous

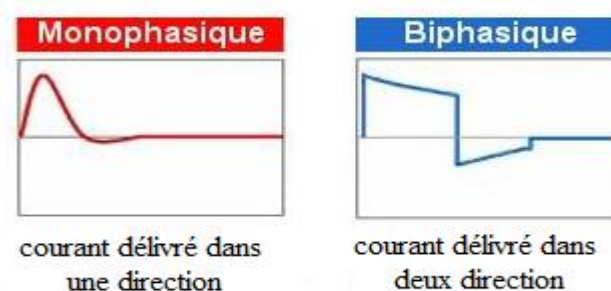


Figure III. 1- Types de courant utilisés en bio-stimulation

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

III.2.2 Durée du stimulus électrique

La durée du stimulus électrique est un autre paramètre déterminant en rapport avec l'efficacité de la stimulation. En effet, il existe une relation inverse entre la durée et l'intensité minimale du stimulus électrique nécessaire au déclenchement de l'excitation. Celle-ci se présente sous la forme d'une hyperbole équilatère et il apparaît clairement que, pour des durées de stimulation très courtes ($< 0,1$ ms), l'intensité nécessaire s'accroît fortement. De plus, Si la durée du stimulus est trop courte, certaines fibres nerveuses ne répondent plus à l'excitation et ne sont donc plus mises en jeu. Dans ces conditions ce sont les fibres nerveuses de plus petit diamètre et celles qui sont les plus éloignées de l'électrode de stimulation qui ne sont plus recrutées. Une durée de stimulus comprise entre [0,4ms - 1ms] est habituellement choisie en stimulation percutanée.

III.2.3 Durée de repos

Afin de minimiser les effets de la fatigue musculaire il faut séparer la stimulation par des périodes de récupération de quelques secondes

Remarque

Chaque choc doit présenter 2 facteurs minimum pour déclencher une réponse du tissu stimulé :

- le stimulus doit avoir une amplitude (intensité) suffisamment importante pour atteindre le seuil d'excitabilité du tissu

- la durée du stimulus (de la phase) doit être suffisamment longue pour dépasser la capacitance du tissu et entraîner un potentiel d'action. [11]

III.3- Circuit d'électrostimulation

Le but de ce chapitre est la réalisation d'un circuit d'électrostimulation dont le schéma bloc est montré en figure III-2. Ce circuit comporte trois étages: générateur d'impulsion, amplificateur de puissance, élévateur de tension et enfin des électrodes de stimulation afin de pouvoir injecter le signal de stimulation.

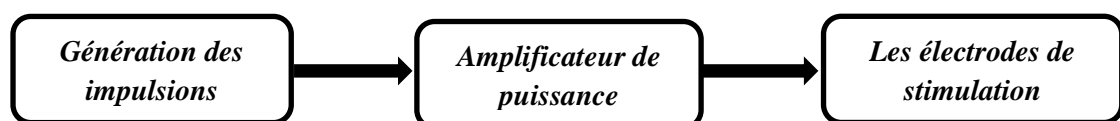


Figure III. 2- Schéma bloc d'électrostimulation

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

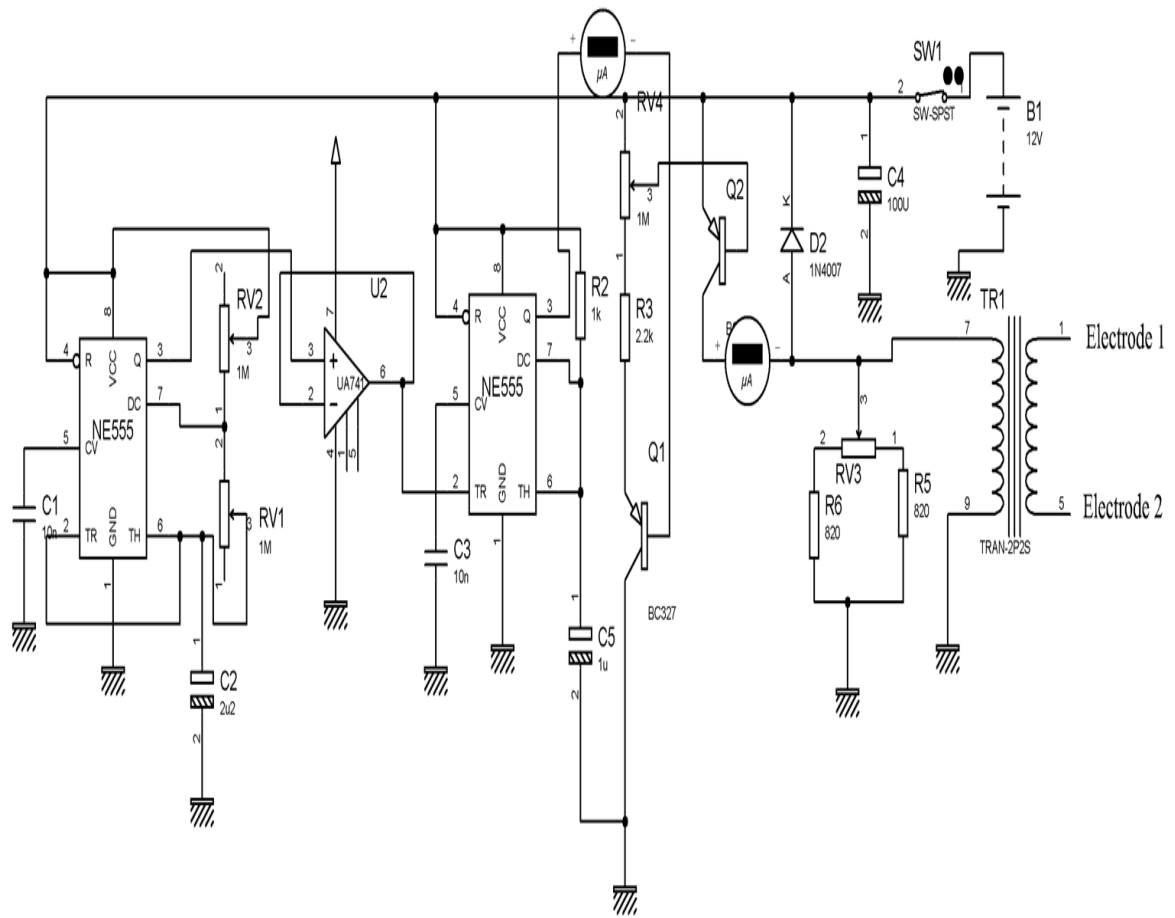


Figure III. 3- Schéma électronique de la carte d'électrostimulation

Le circuit électronique de la figure (III.3) présente le circuit imprimé de la carte d'électrostimulation, le circuit imprimé est réalisé sous le logiciel ARES7 .(voir **Annexe(1)**)

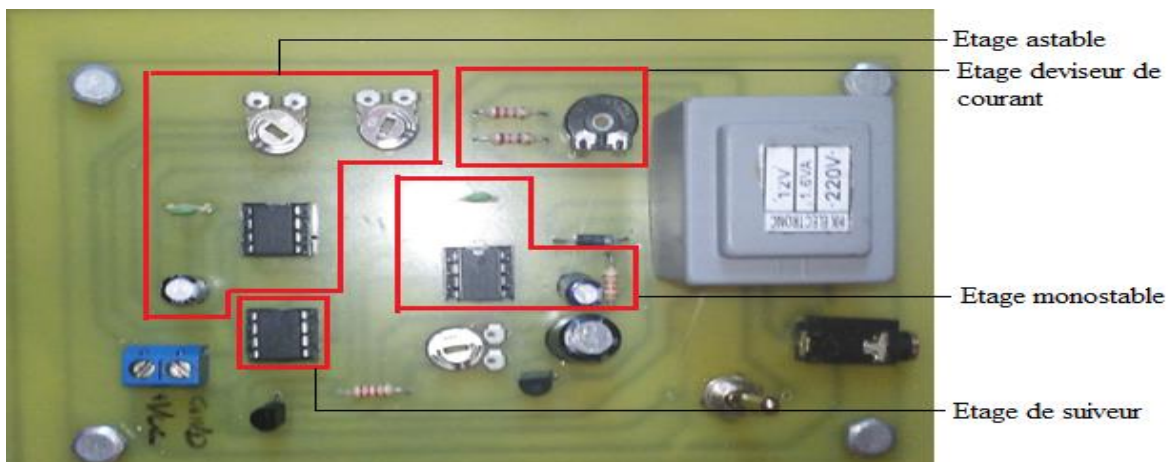


Figure III. 4- Circuit imprimé d'électrostimulation.

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

III.3.1 Générateur d'impulsion

La réalisation d'un électro-stimulateur pour stimuler le muscle se base essentiellement sur un générateur d'impulsion.

A cette fin, nous avons utilisé un circuit a base NE555 en raison de:

- sa facilité d'utilisation,
- son faible coût
- sa stabilité.

III.3.1.1 Astable a base NE555

C'est un circuit intégré qui génère un signal carré avec une fréquence variable selon la valeur du potentiomètre (RV1) et (RV2) comme illustré sur la figure III-5. Le condensateur se charge via RV1 et RV2. La sortie est à 1 Une fois la tension $2/3 V_{cc}$ atteinte, la sortie passe à 0, le condensateur se décharge via RV2 et la broche 7. Une fois la tension $1/3 V_{cc}$ atteinte, le système rebascule pour un nouveau cycle comme illustré sur la figure III-6.

Le temps de charge (état haut)

$$T_h = 0.693(RV1 + RV2)C1 \quad (III.1)$$

Le temps de décharge (état bas)

$$T_b = 0.693(RV2)C1 \quad (III.2)$$

La fréquence des signaux correspond à la formule :

$$f = 1.44 / (RV1 + 2RV2) C1 \quad (III.3)$$

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

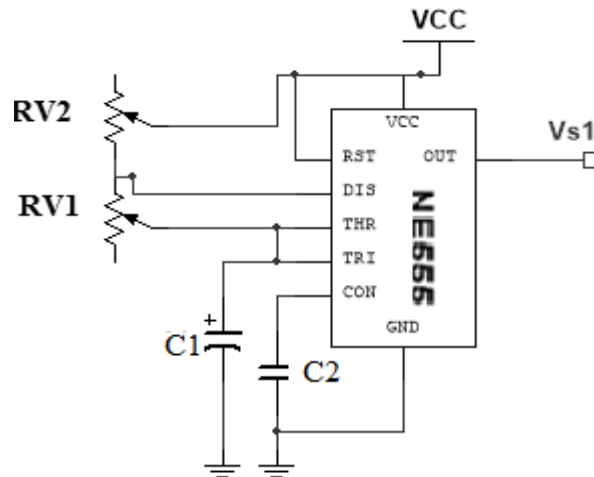


Figure III.5 – Circuit astable à base de NE555.

Dans le cas pratique on sélectionne les valeurs suivantes: $RV1=RV2=1M\Omega$, $C1=2.2\mu F$, $C2=10nF$. $F=0.56Hz$. La simulation de ce circuit sur Multisim 12.0 donne le chronogramme suivant :

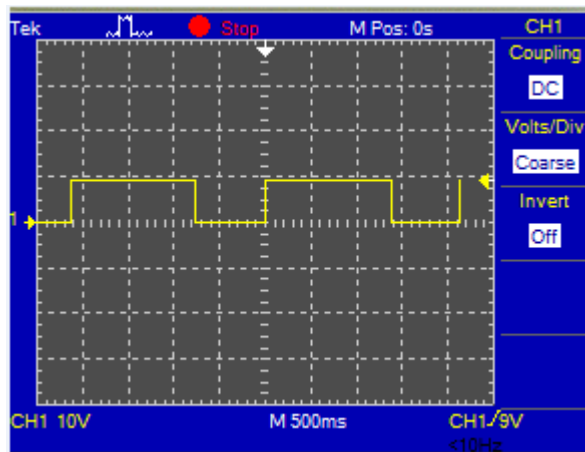


Figure III. 6– Chronogramme d'astable NE555.

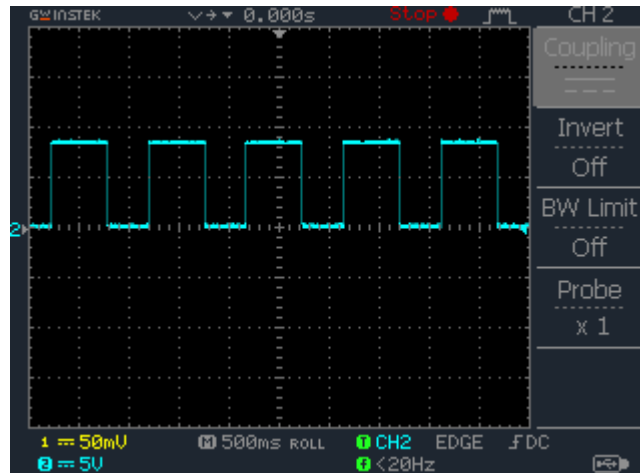


Figure III. 7– Représentation du signal de sortie d'astable NE555.

III.3.1.2 Le suiveur

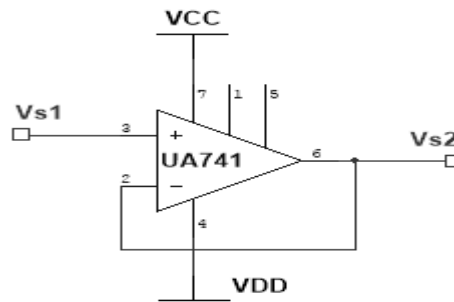


Figure III. 8- Montage suiveur

La tension de sortie est donnée par : $V_{s2}=V_{s1}$ (III.4)

Le suiveur permet de prélever une tension sans la perturber, car il possède un courant d'entrée nul et en plus il assure une bonne adaptation.

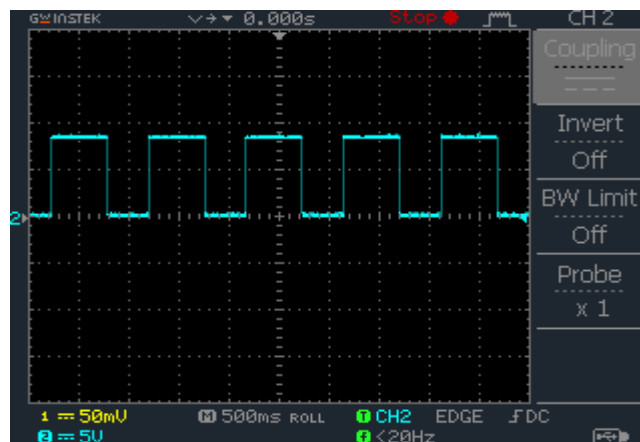


Figure III. 9- Représentation du signal à la sortie du montage suiveur.

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

II.3.1.3 Monostable a base NE555

C'est un circuit électronique dont la sortie se trouve dans un état électrique stable (par exemple à l'état bas, sortie à zéro volt) quand il est au repos, et lorsqu'il reçoit une impulsion dite de déclenchement, fait basculer sa sortie dans l'état électrique opposé. Pour fonctionner le monostable il faut générer une impulsion de déclenchement dont la largeur doit être de l'ordre de 1 ms. Quand j'applique sur l'entrée un front descendant d'amplitude suffisante pour amener le potentiel de la broche 2 en dessous de $V_{cc}/3$. Un condensateur C se charge à travers la résistance R. Le monostable est à l'état haut tant que la valeur de la tension aux bornes du condensateur est inférieure à $2/3 V_{cc}$. Une fois cette tension atteinte, la sortie passe à 0, la sortie 7 est mise à la masse et décharge rapidement le condensateur comme illustré dans la figure III.10.

$$T = 1.1RC \quad (III.5)$$

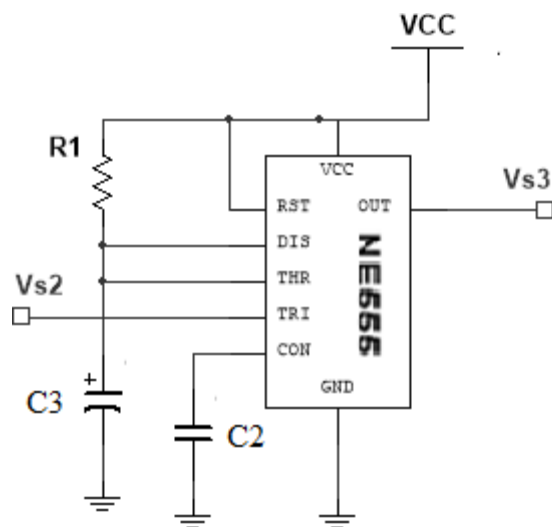


Figure III. 10– Circuit monostable à base de NE555.

Dans le cas pratique on sélectionne les valeurs suivantes: $R=1k$, $C3=1\mu F$, $C2=10nf$. La simulation de ce circuit sur Multisim donne le chronogramme suivant:

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

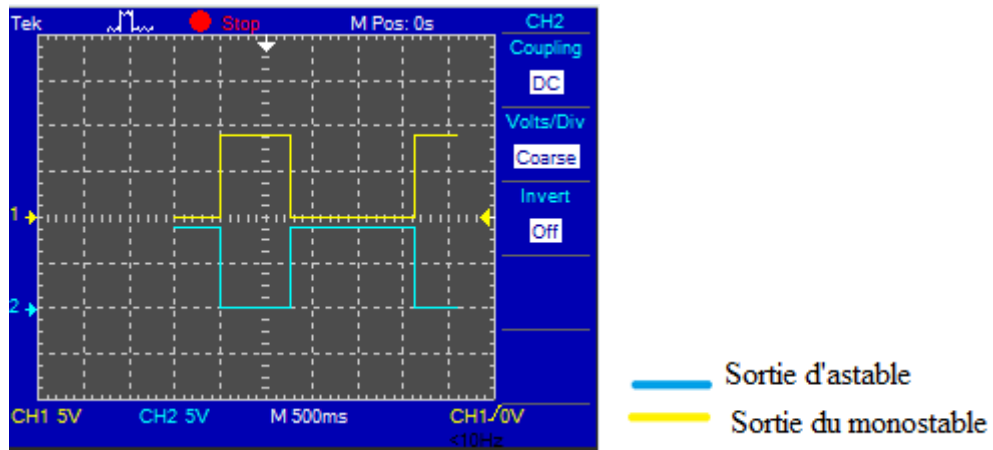


Figure III. 11- Chronogramme du monostable NE555.

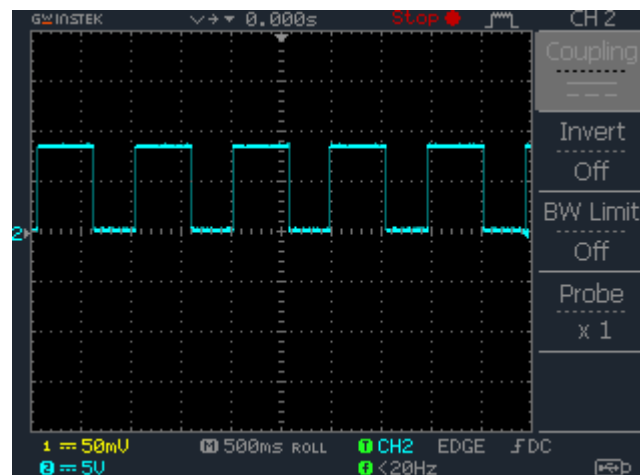


Figure III. 12- Représentation du signal à la sortie du monostable.

A cette fin, l'astable pilote le monostable. La vitesse de répétition des impulsions est déterminée par la fréquence de l'oscillateur construit autour d'astable et la durée de chaque impulsion est définie par le monostable, Les condensateurs C1 et C3 ne sont pas absolument indispensables mais plus que conseillés pour assurer une bonne stabilité à l'ensemble.

II.4 Amplification de puissance

Dans cette partie nous avons utilisé deux transistors BC327 de type PNP afin d'amplifier le courant de sortie par le monostable comme illustré sur le schéma suivant.

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

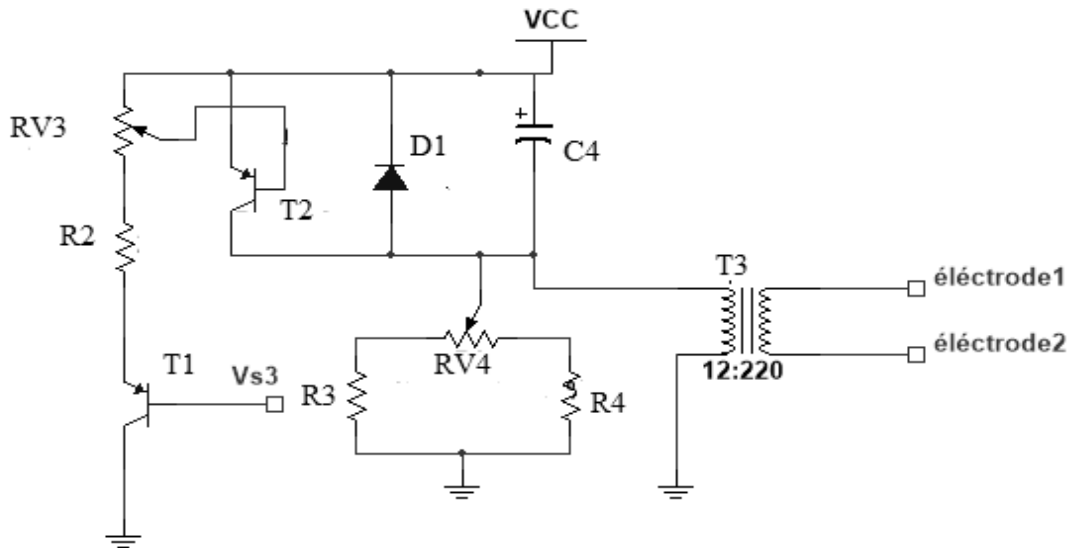


Figure III.13- Circuit d'amplification de puissance

La valeur du potentiomètre RV1 est de 1MΩ.

Le monostable à base de NE555 génère un signal carré, celui-ci est injecté à l'entrée du transistor T1 à l'état bas (0 V), le transistor T1 de type PNP conduit, à l'état haut T1 est bloqué et de même pour le transistor T2. Ce montage fonctionne en mode de commutation avec un gain en courant :

$$\beta = \beta_1 \beta_2 \quad (\text{III.6})$$

Le potentiomètre RV3 est utilisé pour contrôler la valeur du courant de sortie.

Le tableau suivant présente la variation du courant d'entrée du transistor (T1) et de sortie du transistor (T2) de ce circuit en fonction du potentiomètre RV3.

type	Rv3	I _B (uA)	I _E (uA)	β
T1	45%	0.07	8.44	121
	90%	0.03	4.48	149
T2	45%	7.26	908	125
	90%	0.01	1.84	184

Tableau III.1 – Gain de sortie de l'étage de puissance.

Une diode D1 protège T2 contre les pics de tension générés par le transformateur (T3) lors de la commutation. Afin d'augmenter la tension on a inversé le transformateur c'est-à-dire le secondaire comme entrée et le primaire comme sortie.

Chapitre III- Circuit d'électrostimulation

Après l'emplacement des électrodes de stimulation avec les électrodes de détection du signal EMG, on obtient le résultat suivant.

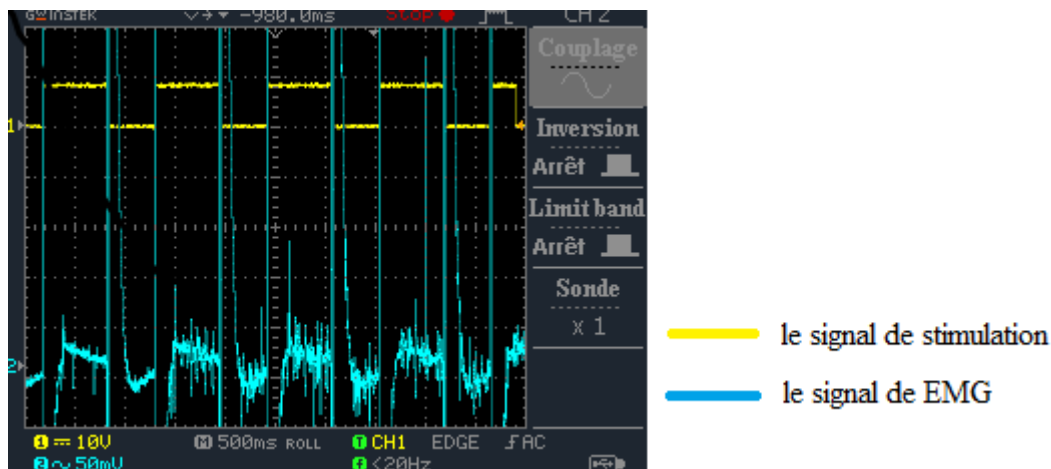


Figure III.14- Visualisation du signal EMG avec stimulation.

III.5- Électrodes de stimulation

Nous avons utilisé les électrodes superficielles (détaillés en chapitre I) afin de détecter l'activité musculaire lors de la stimulation.

II.3 Conclusion

A travers ce chapitre les différents blocs qui constitue mon dispositif de la stimulation jusqu'à la détection ont été décrits et étudiés, Le signal analogique requis à la sortie du circuit électronique conçu nécessite une phase de numérisation par un convertisseur analogique numérique puis la transmission du signal ainsi discrétisé vers un micro-ordinateur pour qu'il puisse être traité et stocker. Le chapitre suivant est consacré à la mise en œuvre de la partie conversion et transmission du signal EMG.

Chapitre IV

Acquisition et stockage du signal EMG

IV.1.Introduction

Afin de pouvoir visualiser le signal EMG avec ou sans stimulation, celui-ci devrait être numérisé. Pour cela nous avons choisi d'utiliser une carte électronique programmable appelée carte « Arduino » liée avec micro-ordinateur à travers un câble USB pour permettre l'envoi ainsi qu'une carte SD pour le stockage des données dans le cas où la carte Arduino n'est pas connectée.

Afin de faciliter la visualisation et l'acquisition du signal EMG avec ou sans stimulation une interface graphique est nécessaire.

IV.2. Schéma bloc de l'acquisition numérique:

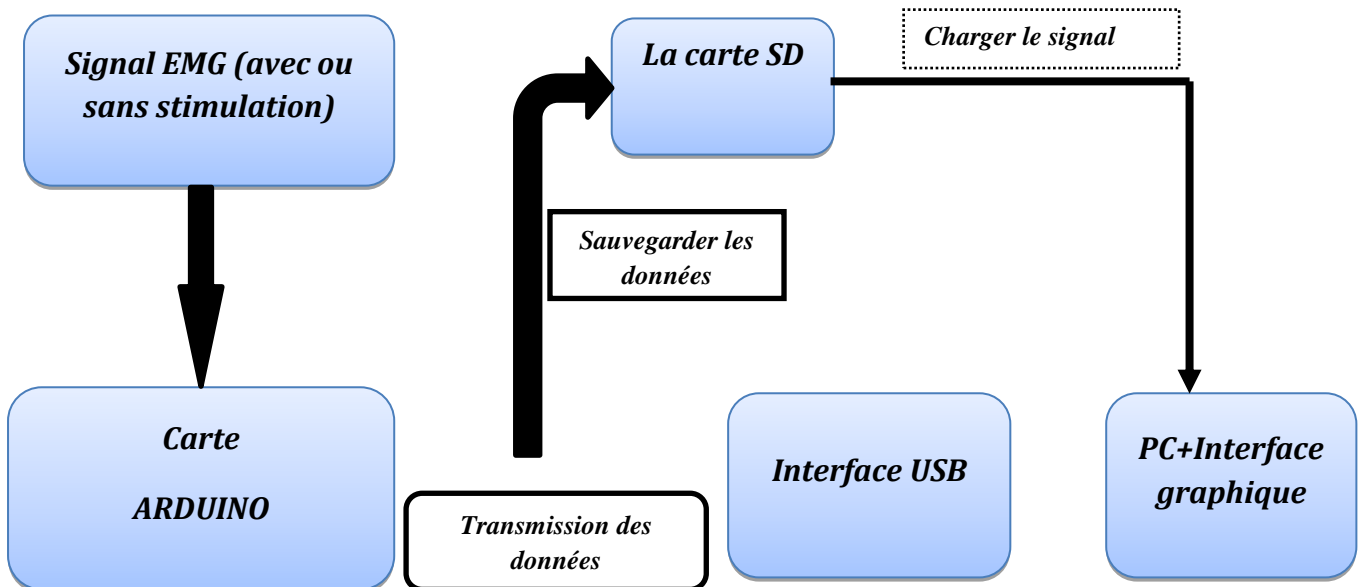


Figure IV.1- Schéma bloc de l'acquisition numérique et l'enregistrement du signal EMG sur la carte SD

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

La carte utilisée pour la numérisation de signal EMG est un module Arduino qui est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation.

IV.3. Partie hardware

La carte Arduino MEGA 2560¹ est une carte microcontrôleur basée sur un processeur ATmega2560, elle est la deuxième carte la plus vendue après l'Arduino UNO². C'est principalement pour son nombre impressionnant d'entrées/sorties (54) mais aussi pour sa mémoire accrue, ce qui vous permettra de réaliser des programmes plus complexes, son processeur est également plus puissant.

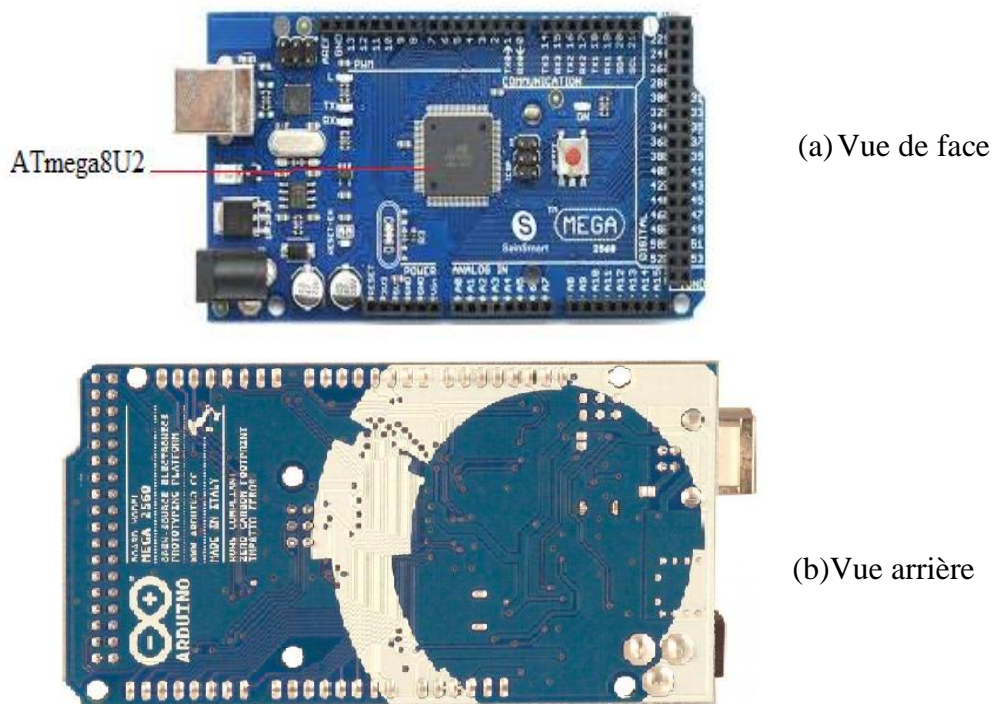


Figure IIV.2- Carte Arduino MEGA 2560. (a) vue de face, (b) vue arrière

Cette carte comporte :

- 54 broches numériques d'entrées/sorties (dont 14 peuvent être utilisées en sorties PWM³).

¹www.arduino.cc

²www.arduino.cc

³ Pulse Width Modulation (La modulation de largeur d'impulsions).

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

- 16 entrées analogiques.
- 1 oscillateur 16 MHz.
- Connexion USB⁴
- Un connecteur d'alimentation.
- Un connecteur ICSP⁵.
- Un bouton Reset.

Synthèse des caractéristiques

Microcontrôleur	ATmega2560
Tension d'utilisation	5V
Tension d'alimentation	7-12V
Entrées/Sorties numériques	54 (dont 15 PWM)
Entrées analogiques	16
Courant de sortie disponible	3.3V 50mA
Mémoire Flash	256Ko (Dont 8Ko pour bootloader) ⁶
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	8Ko
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	4Ko
Horloge	16MHz

Broches analogique

La carte Mega2560 dispose de 16 entrées analogiques, chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (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), 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.

Il y a deux autres broches disponibles sur la carte :

⁴Universal Serial Bus (Bus universel en série).

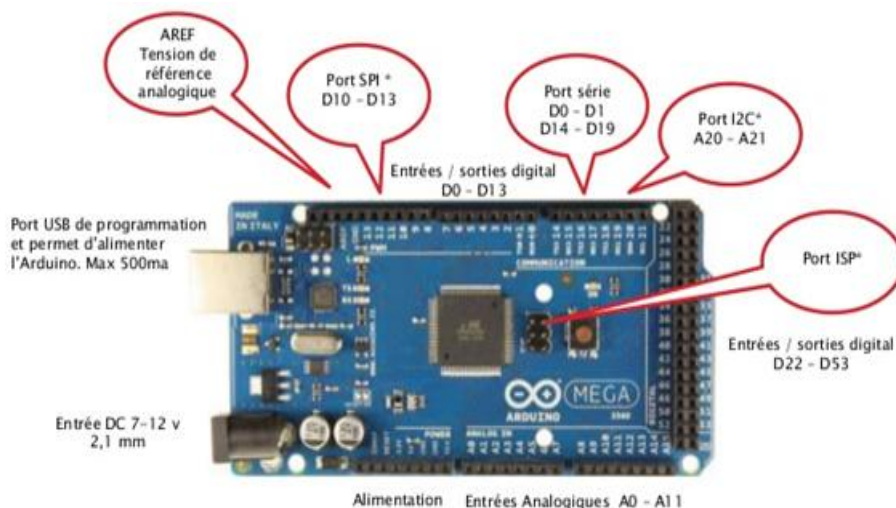
⁵In-Circuit Serial Programming (La programmation in-situ).

⁶Un chargeur d'amorçage (est un logiciel permettant de lancer un ou plusieurs systèmes d'exploitation).

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

- **AREF** : Tension de référence pour les entrées analogiques (si différent du 5V). Utilisée avec l'instruction `analogReference()`.
- **Reset** : Mettre cette broche au niveau BAS entraîne la réinitialisation (le redémarrage) du microcontrôleur. Typiquement, cette broche est utilisée pour ajouter un bouton de réinitialisation sur le circuit qui bloque celui présent sur la carte.

La carte Arduino Mega2560 dispose de toute une série de facilités pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou avec d'autres microcontrôleurs. L'ATmega2560 dispose quatre émetteurs-récepteurs universels asynchrones (UART, ports de série de matériel) pour communication série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et 1 (TX). Un circuit intégré ATmega8U2 sur la carte assure la connexion entre cette communication série de l'un des ports série de l'ATmega 2560 vers le port USB de l'ordinateur qui apparaît comme un port COM virtuel pour les logiciels de l'ordinateur. Le code utilisé pour programmer l'ATmega8U2 utilise le driver standard USB COM⁷, et aucun autre driver externe n'est nécessaire.



SPI : Interface Serie pour périphérique D10:/SS D11:MOSI D12:MISO et D13/SCLK.
I2C :A20 (SDA), A21 (SCL).
ISP : In-System Programmer (reprogrammation de l'ARDUINO).

Figure .IV. 3- Description des entrées/sorties.

IV.2. Partie Software

⁷ Component Object Model (Mode d'Objet Composant).

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

La partie software consiste en deux programmes. Un premier programme, développé dans un environnement dédié à Arduino, permet de charger les commandes que doit exécuter la carte Arduino.

Le microcontrôleur ATmega8U2 présent sur la carte ArduinoMega 2560 est livré avec un bootloader préprogrammé qui vous permet de transférer le nouveau programme dans le microcontrôleur sans avoir à utiliser un matériel de programmation externe.

Le second programme, développé dans un environnement au choix de l'utilisateur, permet de recevoir les données des signaux numérisés. Dans ce présent projet, j'ai opté pour le langage MATLAB, et ce pour pouvoir l'acquisition de signal EMG à la suite de l'étape d'acquisition de données.

IV.2.1. Partie Firmware

Les cartes Arduino sont programmables via un environnement dédié dont l'interface graphique est illustrée sur la Figure IV.4. Cet environnement permet une programmation du microcontrôleur en langage C++, ce qui confirme la puissance de ce langage en électronique à pouvoir introduire des instructions bénéficiant d'une bibliothèque de fonctions préprogrammées.

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement, comme illustré sur la Figure IV.4. Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino et également à considérer, comme illustré sur la Figure IV.5. Ce sont des étapes de configuration requises avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation.

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

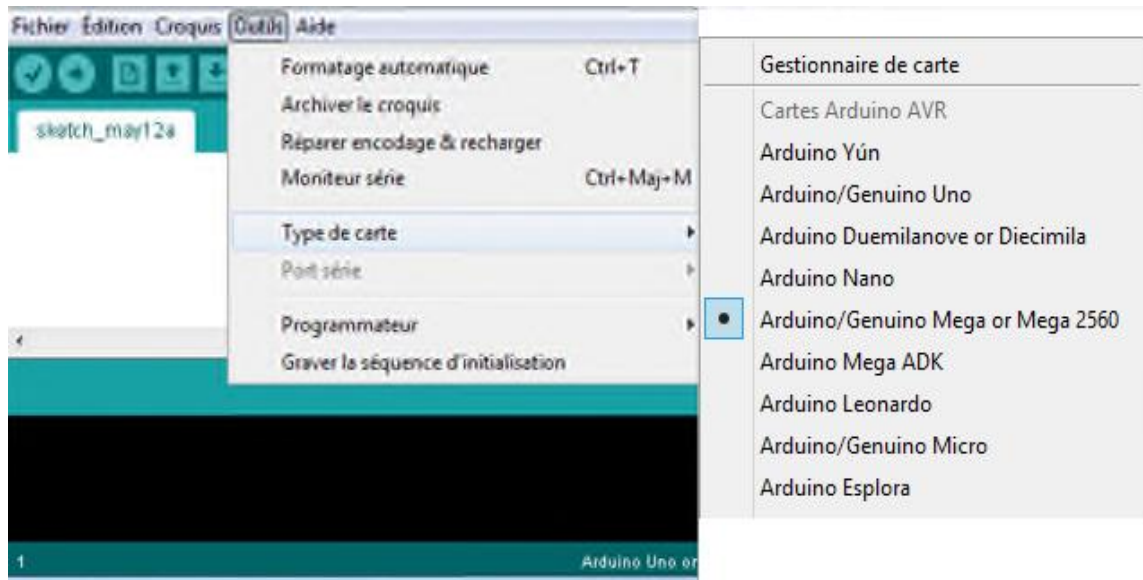


Figure .IV.4- Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino MEGA

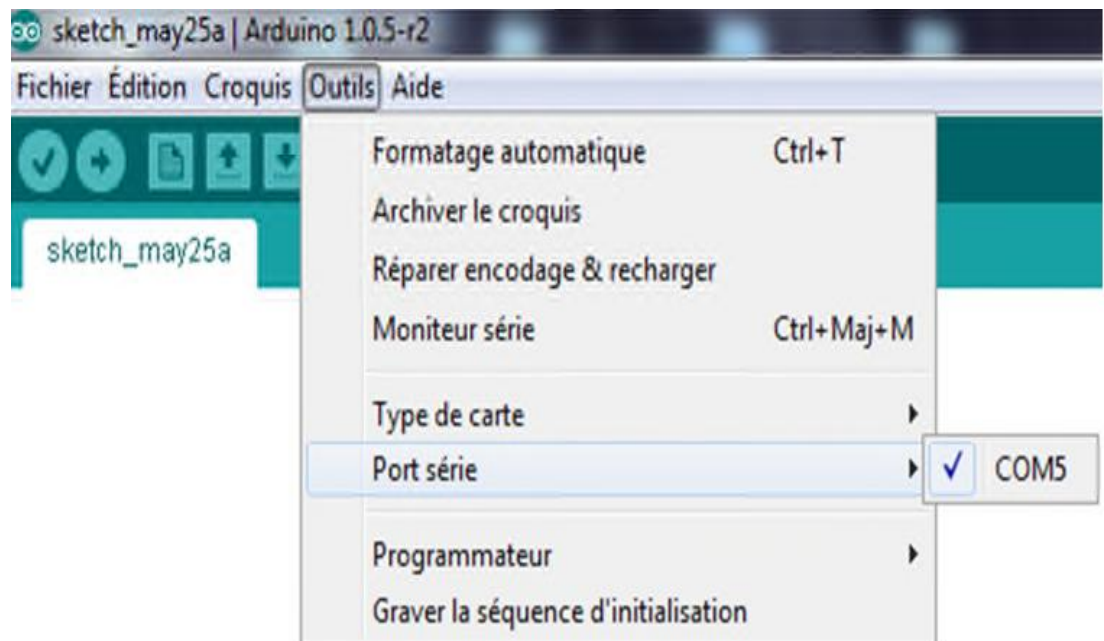


Figure .IV. 5- Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino MEGA.

Il est à noter la simplicité de la structure du programme type permettant l'acquisition d'un signal donné.

Pour faire simple, le système Arduino est un système complet de développement en électronique programmée comportant:

- Le matériel Arduino : les cartes Arduino, notamment la carte Mega.

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

- Le logiciel Arduino : véritable environnement de développement intégré dédié au langage Arduino.

Le logiciel Arduino est un espace de développement intégré (EDI) comporte :

- Une barre des Menus comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- Une barre des boutons qui donnent un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- Un Editeur (à coloration syntaxique) pour écrire le code de programme, avec onglets de Navigation.
- Une zone de message qui affiche indique l'état des actions en cours,
- Une Console de texte qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du Programme.

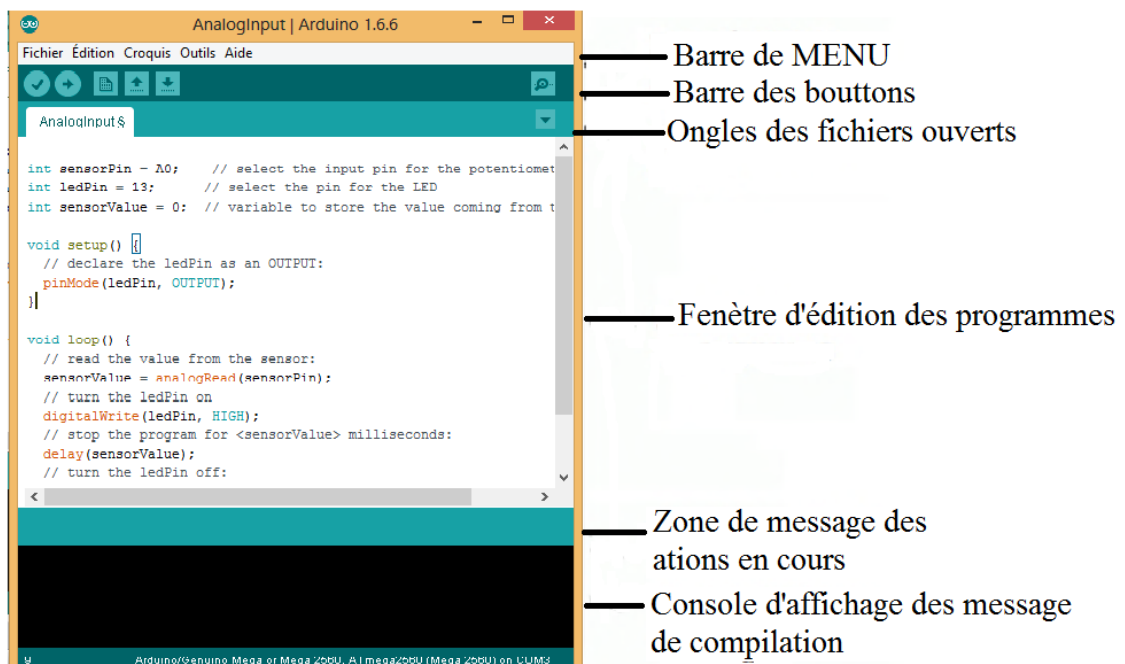


Figure. IV. 6- Présentation d'espace de développement intégré EDI

Le logiciel Arduino inclut une fenêtre terminal série (ou moniteur série) sur l'ordinateur comme illustré sur la Fig.IV-7 et qui permet d'envoyer des textes simples depuis et vers la carte Arduino. Les LEDs RX et TX sur la carte clignote lorsque les données sont transmises via le circuit intégré USB vers- série et la connexion USB vers l'ordinateur (mais pas pour les communications série sur les broches 0 et 1).

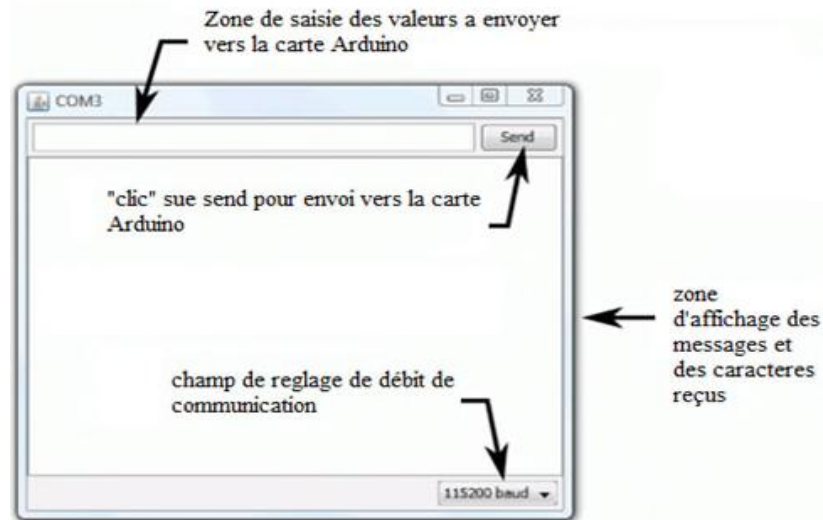


Figure .IV.6- Moniteur série d'Arduino Mega2560.

IV.2.2. Lecture des données numérisées

Plusieurs environnements permettent la lecture de données via le port USB. Afin de pouvoir effectuer un traitement numérique du signal sur le signal électromyo-gramme acquis, nous avons opté pour l'environnement MATLAB vu ses diverses boites à outils de fonctions préprogrammées disponibles sous forme d'une boîte à outils.

La lecture du port série permet de lire les échantillons numérisés. Un signal est alors généré grâce à la juxtaposition des échantillons successifs en respectant la période d'échantillonnage réglable dans le firmware téléversé préalablement dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

IV.3.La carte SD

L'Arduino offre la possibilité d'écrire et de lire des données sur une carte SD⁸. La librairie SD permet de lire et d'écrire les cartes mémoires SD, elle supporte les systèmes de fichier FAT16 et FAT32 sur les cartes mémoires SD standard et les cartes SDHC. Elle supporte l'ouverture d'un seul fichier à la fois et n'utilise que les noms de fichiers courts au format "8.3" (c'est à dire des noms en 8 lettres maxi, un point et trois lettres, par exemple filename.txt).

⁸ Secure Digital .

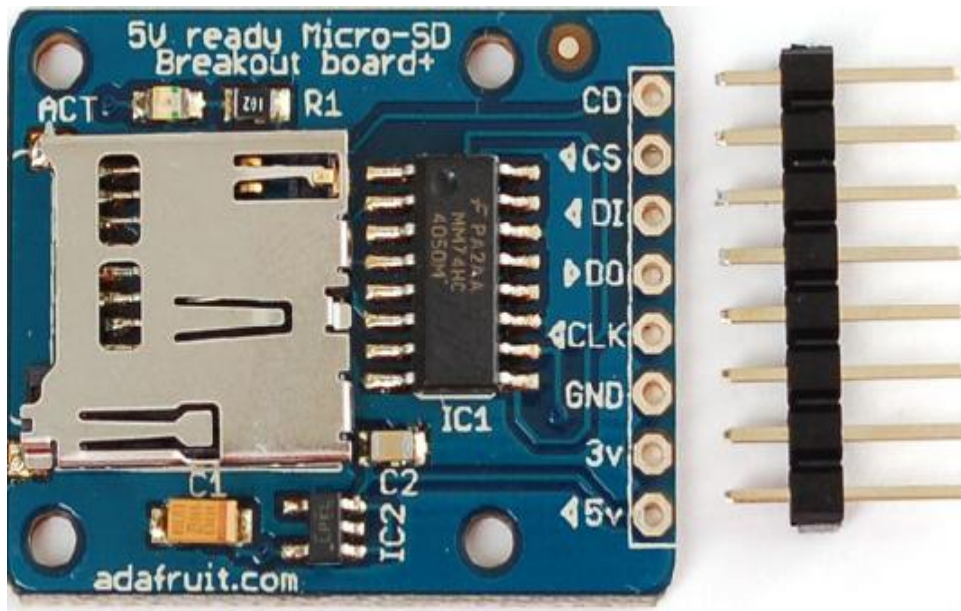


Figure IV. 7- Adaptateur carte SD.

IV.3.1.La communication Arduino-Carte SD

La communication entre la carte Arduino et la carte mémoire SD utilise la communication SPI, laquelle utilise les broches 11, 12 et 13 de la plupart des cartes Arduino ou les broches 50, 51 et 52 sur la carte ArduinoMega (à noter que la carte d'extension Arduino Ethernet assure la connexion pour la carte Mega via le connecteur droit ICSP de la carte Arduino).

En plus, une autre broche peut être utilisée pour sélectionner la carte SD. Cette broche peut être la broche matérielle SS (broche 10 sur la plupart des cartes Arduino et broche 53 sur la Mega) ou une autre broche spécifiée dans la fonction d'initialisation `SD.begin()`.

carte	MOSI	MISO	SCK	SS (slave)	SS (Master)
Uno ou Duemilanove	11u ICSP-4	12ou ICSP-1	13 ou ICSP-3	10	-
Mega	51ou ICSP-4	50ou ICSP-1	52	53	-
Leonardo	ICSP-4	ICSP-1	ICSP-3	-	-
Due	ICSP-4	ICSP-1	ICSP-3	-	4, 10, 52

Tableau .IV.1- Communication de la carte SD avec différents types d'Arduino.

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

IV.3.2- Librairie SD

Inclure la librairie

Comme à chaque fois que vous utilisez une librairie, il faut l'inclure. Cette librairie est dépendante de la librairie SPI. Voici le code à mettre tout en haut.

```
#include <SD.h>
```

Déclaration des fichiers

Une fois la librairie appelée, il faut déclarer une variable globale fichier que vous pourrez utiliser pour les lectures/écritures.

Démarrer une instance

Avant de lire ou de modifier un fichier, une instance doit être déclarée (*begin*). Un paramètre optionnel doit être indiqué, c'est le numéro de pin CS (53 dans notre cas).

```
SD.begin (53);
```

Cette fonction retourne true, si tout c'est bien passé. Vous pouvez donc (et c'est fortement conseillé) faire un test avant de lire ou écrire sur la carte.

```
if (!SD.begin(53)) {  
    Serial.println("initialization failed!");  
    return;  
}  
Serial.println("initialization done.");
```

Ouvrir le fichier

Nous pouvons enfin ouvrir le fichier avec la fonction *open()*. Cette fonction demande un premier paramètre, le nom du fichier, et un second optionnel pour définir si on ouvre le fichier en lecture ou écriture, il est possible d'ouvrir plusieurs fichiers en même temps.

Si le fichier n'existe pas, il sera automatiquement créé. Par contre, s'il est dans un dossier, ce dossier doit impérativement exister.

```
myFile = SD.open("test.txt");  
if (myFile) {  
    Serial.println("test.txt:");  
    // read from the file until there's nothing else in it:  
    while (myFile.available()) {  
        Serial.write(myFile.read());  
    }  
}
```


Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

```
// close the file:  
myFile.close();  
} else {  
// if the file didn't open, print an error:  
Serial.println("error opening test.txt");
```

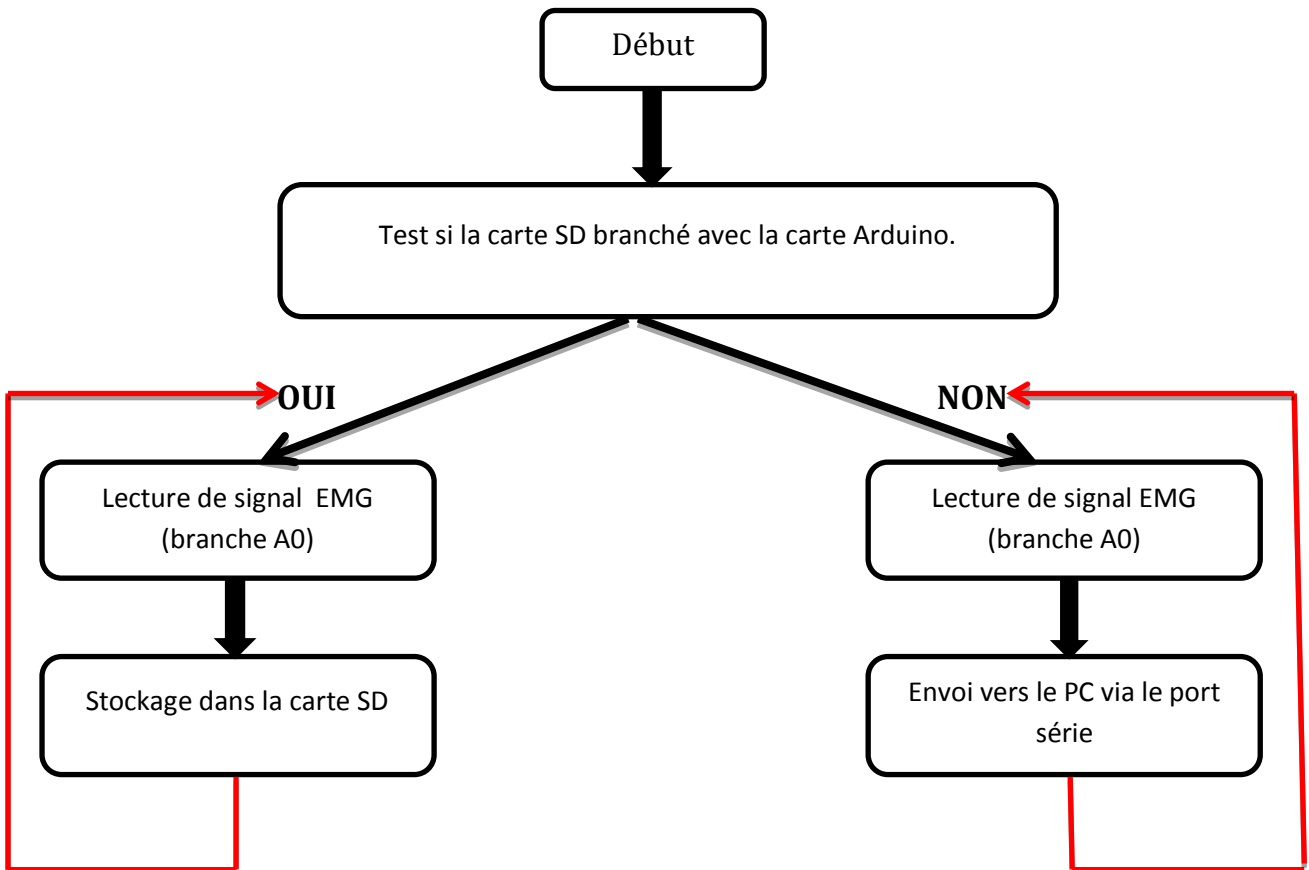


Figure. IV. 8- Organigramme d'acquisition du signal.

Dans le cas où la carte SD est inséré dans l'adaptateur le signal est automatiquement stocké dedans, sinon les données du signal EMG sont transmis vers le port série du micro-ordinateur comme illustre dans la figure suivante.

```
COM3 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)  
Initializing SD card...initialization failed!  
530  
136  
130  
129  
130  
130  
130  
130  
130  
130  
130
```

Figure. IV. 9 - Affichage des données sur le moniteur série

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

IV.4- Interface graphique

Une interface graphique comprend des menus, des boutons, des "ascenseurs", des cases à cocher, des listes de choix, des zones de texte.

La liaison série sur PC, et principalement son connecteur associé (DB9) tend à disparaître des nouvelles machines. De nombreux adaptateurs série (USB) permettent d'émuler des ports séries et donc de contourner le problème de connectique.

Tous les systèmes d'exploitation courants sont capables de gérer ce type de périphériques, mais il faut noter que la plupart ne proposent que des drivers Windows.

L'interface graphique (GUI :Graphical User Interface) a été créée dans un but de simplicité. Il doit permettre l'ouverture d'un port série directement sur Matlab, et proposer la configuration du port à utiliser.

Matlab n'est pas en mesure de détecter directement les ports connectés à un périphérique. Il est nécessaire d'avoir identifié au préalable, via le système d'exploitation par exemple, le port série concerné.

Il y a deux méthodes pour créer une interface graphique sous MATLAB :

1^{er} méthode : MATLAB possède l'outil GUIDE, qui permet de créer facilement des interfaces graphiques. Il suffit pour cela de taper dans la ligne de commande de MATLAB `guide` et on a alors accès à ses différentes fonctions. Pour chaque nouvelle interface créée, nous avons dû réfléchir aux différentes composantes dont nous avons besoin (champs d'affichage simples, champs où l'utilisateur peut écrire, boutons, panneaux d'affichage, etc.) et les mettre en place en les sélectionnant dans la liste de composants située à gauche de la fenêtre et en déplaçant sur l'interface à créer.[12]

2^{ème} Méthode : Toutes les fonctions sont écrites directement sur le champ Editor(subrouting) que ce soit pour les fenêtres principales ainsi que pour les fonctions de création des composantes, c'est avec cette méthode que nous avons créé notre interface graphique.

Pour pouvoir lire les données dans notre interface graphique il faut gérer les fonctions suivantes :

- Entrer les informations de patient (nom, prénom, adresse.....)
- Entrer le type d'examen électro-physiologique (EMG avec stimulation/sans stimulation).
- Ouverture, fermeture d'un port série.
- Lancement, et arrêt de l'acquisition.

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

- Mise en forme des données (totalement dépendant de l'application)

IV.4.1-Les éléments de base de l'interface graphique

IV.4.1.1-Création d'une nouvelle fenêtre

A noter que tout dessin graphique ou affichage d'image (résultat de plot, mesh, imshow) peut servir de fenêtre de base. Tout objet graphique se voit attribué à un *handle*; ce handle sert de référence à cet objet dans l'application.

Les principales propriétés sont : le titre, la position et la dimension dans l'écran, la couleur de fond, la présence et le type de menus, le redimensionnement...

Exemple:

```
handle(1) = figure('Name','Acquisition des données','Position',[500, 300, 400, 200],...  
'menubar','none');
```

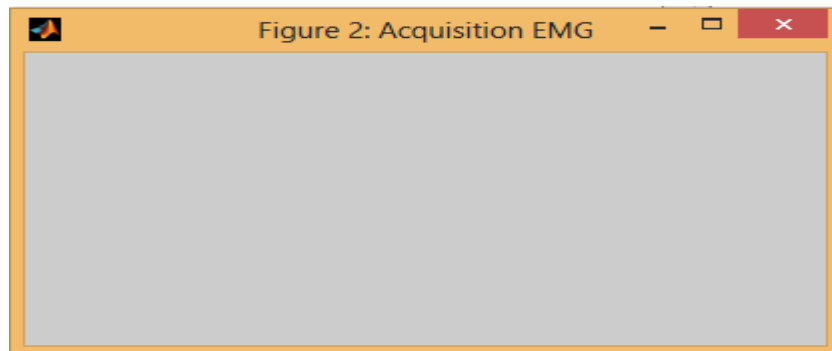


Figure. IV. 10- Nouvelle fenêtre d'une interface graphique.

IV.4.1.2-Insertion d'un Objet dans la fenêtre

L'insertion d'un objet dans une fenêtre se fait par la fonction "**uicontrol**", dont le premier paramètre est le handle de la figure de référence. Le deuxième paramètre précise le "style" ou type d'objet à insérer.

Exemple le "texte fixe" est l'objet le plus simple; il permet de placer un texte dans la fenêtre.

```
handles(2)=uicontrol('style','text','position',[28,148,40,30],'string','Nom','fontsize',11);
```

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

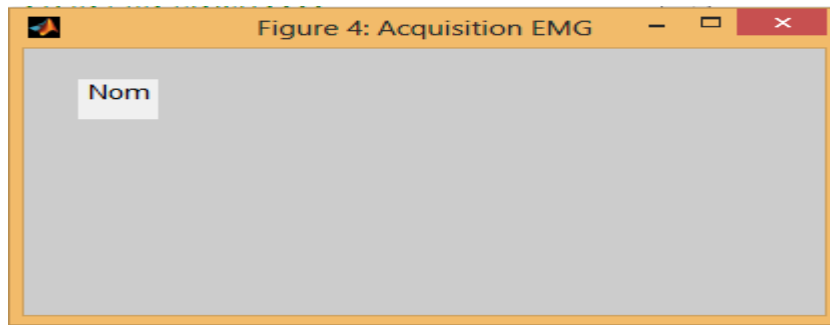


Figure. IV.11- Affichage du texte sur une interface graphique.

Liste de choix

La liste de choix ou pop-up menu permet de sélectionner une valeur parmi une liste. Généralement, cette valeur est un texte . La valeur retournée lors du choix (paramètre 'Value') est le numéro de ligne du choix.

```
choix1 = uicontrol( gcf , 'Style' , 'popup' , 'String' , 'avec stimulation|sans stimulation' ,  
'Position' , [50 148 50 50] );
```

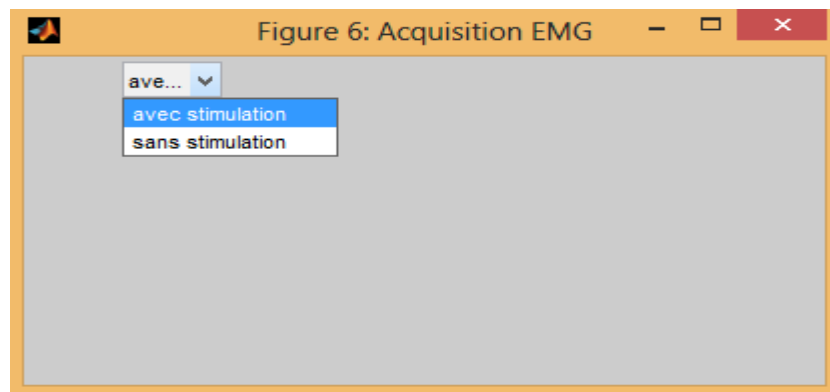


Figure. IV. 12- Insertion d'une liste de choix sur l'interface.

Bouton:

Activer lors le clic sur ceci tel que l'exemple suivant :

```
handle(3)=uicontrol('pos',[250,500,140,40],'style','pushbutton','callback',@arreter_acq  
uisition,'string','demarrer');
```

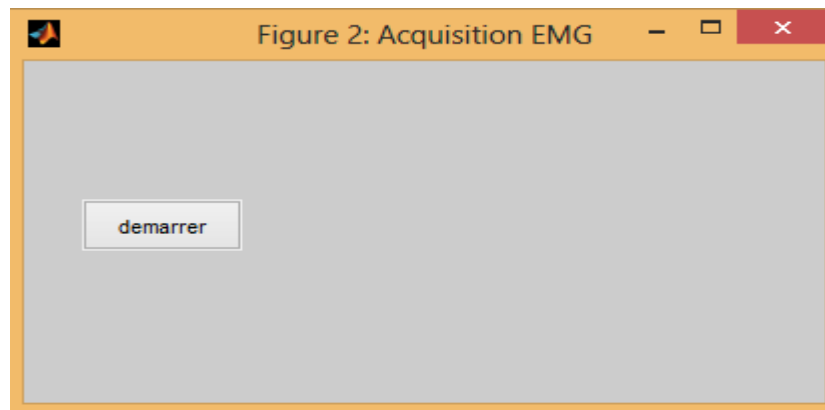


Figure. IV. 13- Insertion de bouton sur l'interface graphique.

Bouton « charger »

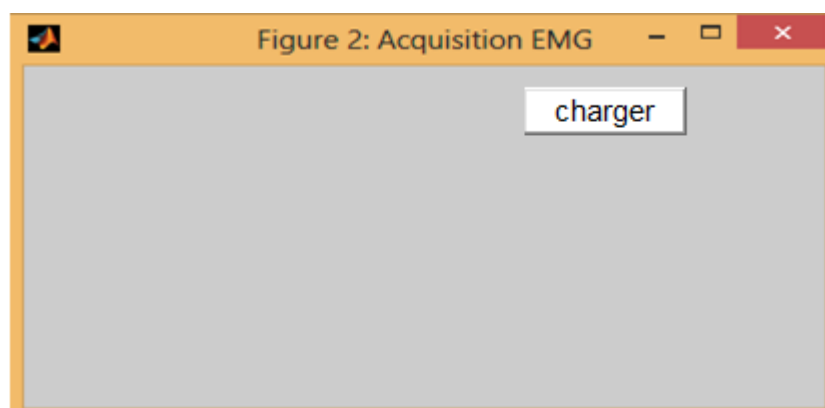


Figure. IV. 14- Insertion de bouton « charger » sur l'interface graphique.

Le bouton « charger » pour charger le signal déjà enregistré soit sur le Pc ou sur la carte SD comme illustré dans la figure suivante.

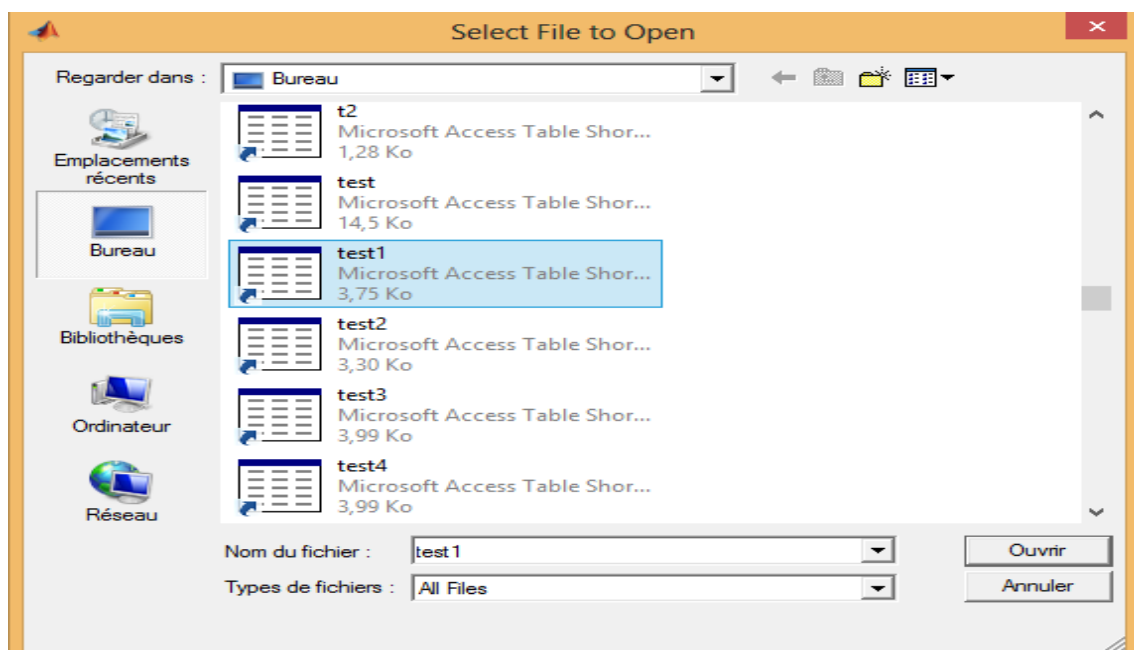


Figure. IV. 15- Chargement du fichier EMG

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

Texte Editable

Permet à l'utilisateur de saisir une valeur.

Exemple:

```
Text1=uicontrol('style','edit','position',[250,550,150,20],'Max',1,'string','','fontsize',12,'  
BackGroundcolor','w');
```



Figure .IV.16- Champ de texte éditable

Les sous programmes :

Ce sont des programmes ou fonctions secondaires qui écrivent dans un autre champ Editor sous un nom bien définie, nous rappelons ces programmes au programmes principale au moment de besoin par l'instruction : @démarrer_l'aquisition.

@ : Identification de sous-programme.

démarrer_l'aquisition : nom de la fonction secondaire (nom de sous-programme).

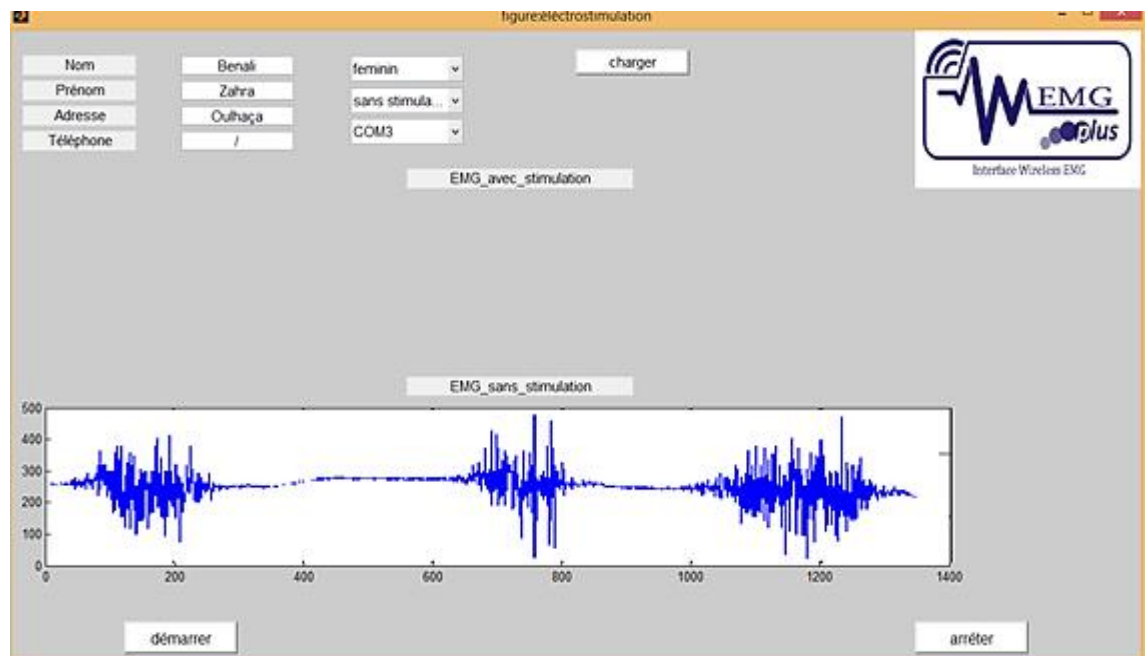


Figure. IV. 17- Tracé du signal EMG sans stimulation montré sur une interface graphique sous MATLAB

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

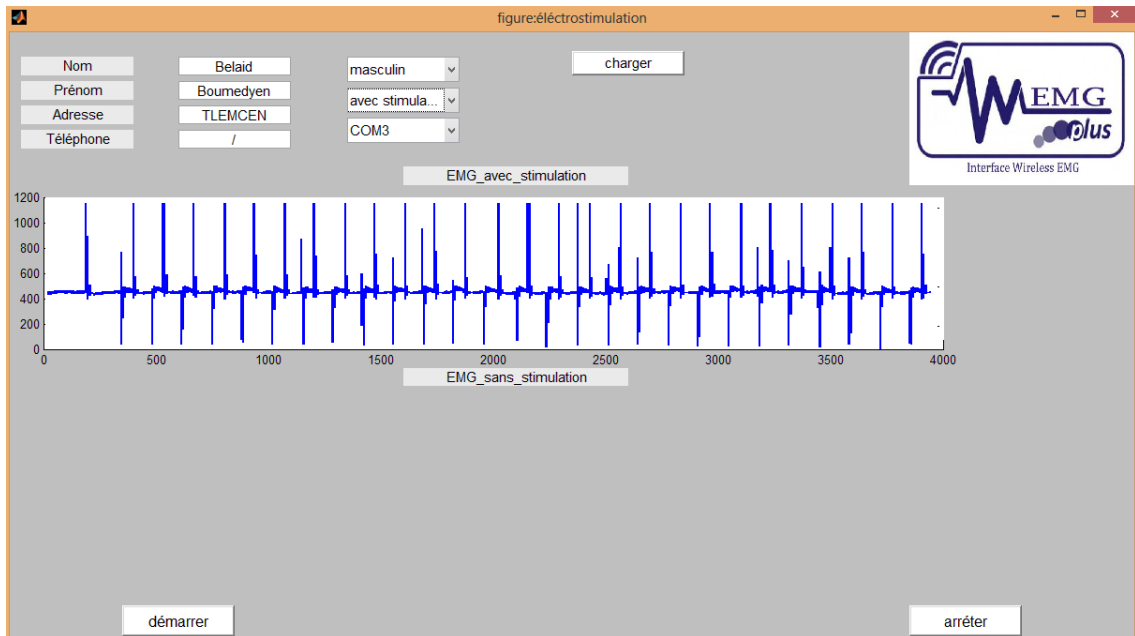


Figure. IV. 18- Tracé du signal EMG avec stimulation sur l'interface graphique sous MATLAB

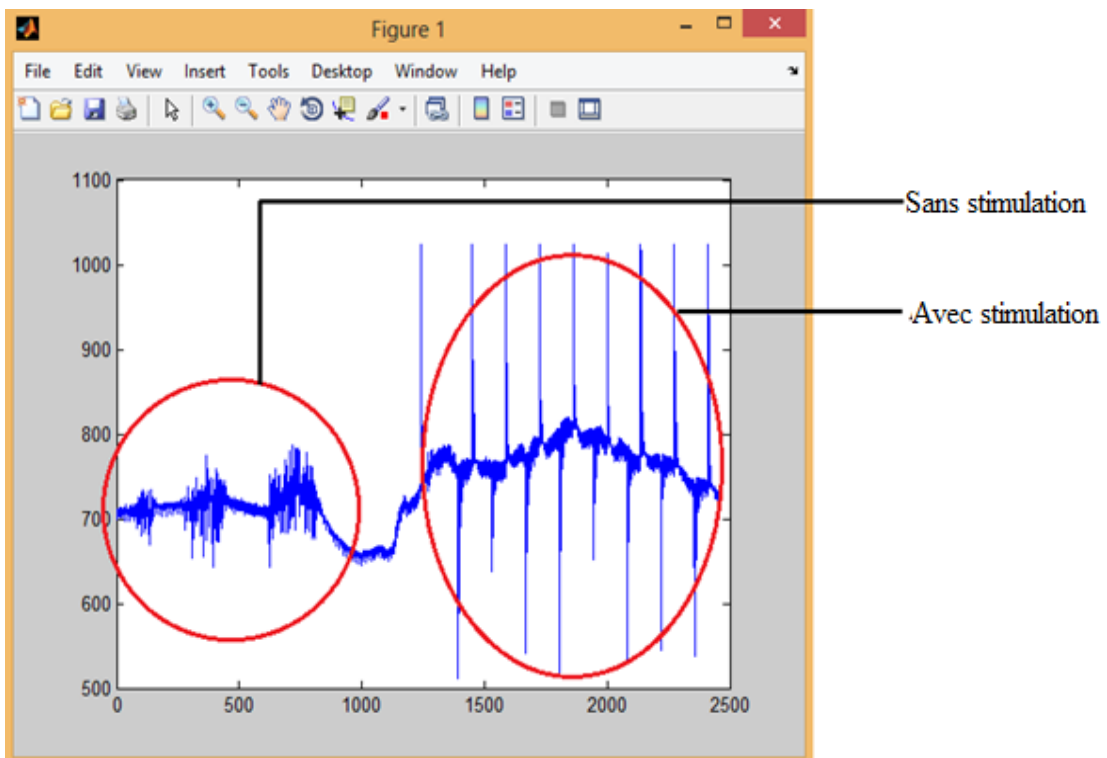


Figure. IV. 19- Signal EMG avec et sans stimulation.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu et réalisé un système complet d'acquisition de données électro-myographiques basé sur les fonctionnalités de la carte ArduinoMega et la carte SD. Dans la première partie la carte Arduino fait la conversion analogique-

Chapitre IV- Acquisition et stockage du signal EMG

numérique du signal EMG tandis que la carte SD nous permet de stocker les données s'il n'y a pas une connexion Arduino-PC.

En seconde partie, la programmation d'un script de réception et visualisation des données développé dans un environnement MATLAB par la création d'une interface graphique avec laquelle on a réalisé l'acquisition en temps réel du signal EMG avec ou sans stimulation.

Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'étude, Nous sommes intéressés à l'acquisition temps réels des signaux électromyogramme (EMG) avec et sans stimulation.

Durant le début de ce travail, nous avons développé deux circuits électroniques permettant la mesure de l'activité musculaire EMG en présence et à l'absence de stimulation.

Différents étages ont été étudiés partant des électrodes, passant par le circuit d'alimentation le circuits de stimulation jusqu'aux circuits de détection . Ensuite, nous avons complété la partie conversion analogique numérique et ceci via une carte Arduino qui est dotée d'un microcontrôleur. En fin le signal est soit stocké sur une carte SD ou envoyé vers le port USB d'un micro-ordinateur et acquis par une interface graphique permettant de visualiser en temps réel la variation du signal électromyogramme. Cette interface a été développée dans un environnement MATLAB et assure en plus la fonction d'enregistrement des signaux EMG avec et sans stimulation dans un fichier pour un traitement ultérieur.

Notre projet de fin d'étude est loin d'être parfait il peut bénéficier de plusieurs amélioration comme :

- ✓ amélioration de l'interface graphique en ajoutant une analyse fréquentielle du signal
- ✓ intégrer un module Bluetooth sur la carte électronique afin de pouvoir commander la stimulation par Smartphone.

Référence bibliographique

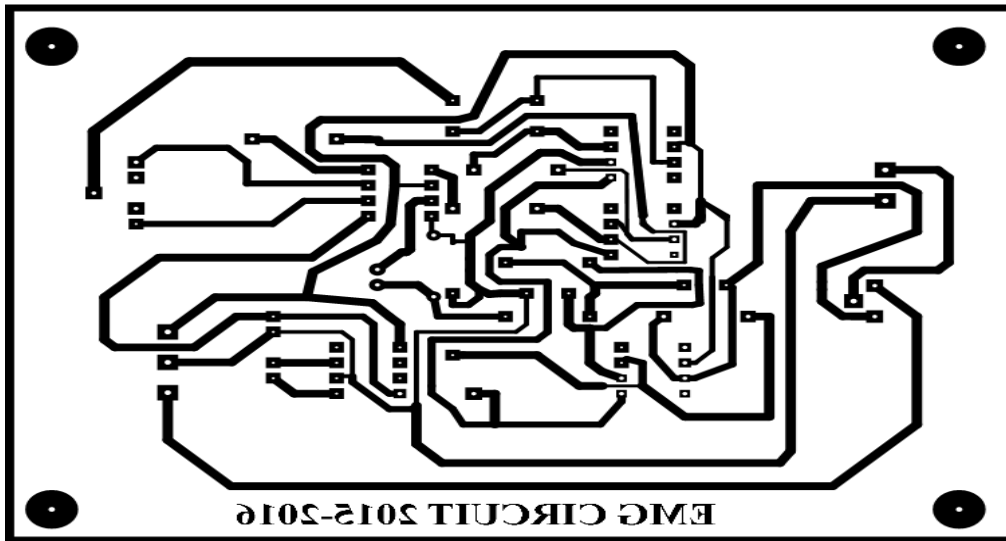
- [1] NIKI BRANDFORD. "*Guide des médecines complémentaires*".
- [2]DOUIDI Leyla Sanaà et ELHAMDI Soumia " *Analyse spectro-temporelle des signaux électromyogrammes (EMG)*. ", Mémoire de Master-université de TLEMCEN, 2014-2015
- [3] HUACAO " *Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire* " ,Thèse Doctorat-Université de Technologie de COMPIEGNE, 2010.
- [4] MEBARKIA KAMEL " *Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement*" , Thèse Doctorat -université FERHAT ABBAS –SETIF 1 2014.
- [5] DJELLATOU MOHAMED EL FARES " *élimination des interférences par filtrage adaptatif des signaux sEMG destinés au diagnostic médicale*", docteur de 3ème cycle- université QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES 1983
- [6] Elise SCHWARTZ-LEDUC " *electo-stimulation a visee motrice dans la reeducation des pathologies neurologiques centrales de l'adulte* " , docteur de 3ème cycle université- LORRAINE,2014.
- [7] DIDI AHMED ALI " *développement et réalisation d'une plateforme pour la biostimulation :mesure et analyse de signal électromyogramme* " Mémoire de Master- université de TLEMCEN, 2014
- [8] BRIKSIR.F " *instrumentation de diagnostique* " , coure L3-université de TLEMCEN.
- [9] Eric NIEI " *analyse et modélisation du mouvement céphalique chez l'homme par quantification du signal électromyographique* " docteur de 3ème cycle- université DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE 1983
- [10] Nicolas LAMPIRE" *Caractérisation de la cinématique et de la dynamique musculaire lors de la marche chez les sujets hémiparétiques : approche par modélisation musculosquelettique*". Thèse doctorat-université CLAUDE BERNARD – LYON 1,2012
- [11]Tahar Nefati "*L'Electronique de A à Z* " ,Dunod ,Paris, ISBN 2 10 049487 2,2006.

Site web :

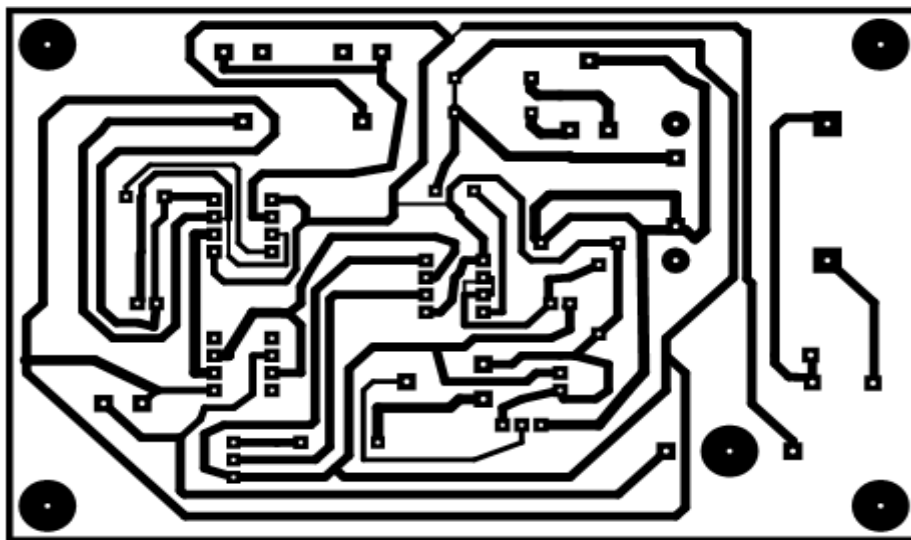
www.arduino.cc

Annexe 1 – les circuits imprimés

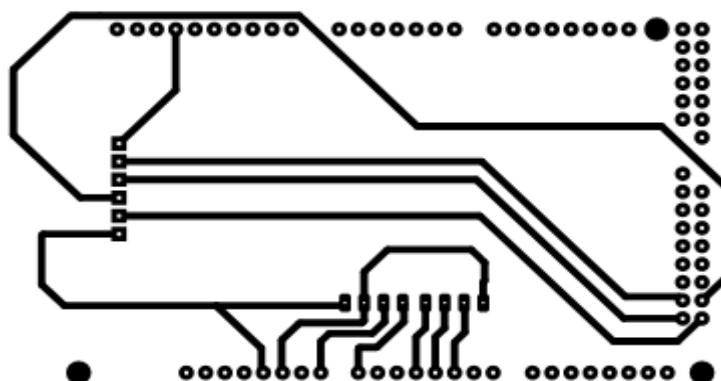
Circuit d'acquisition de signal EMG



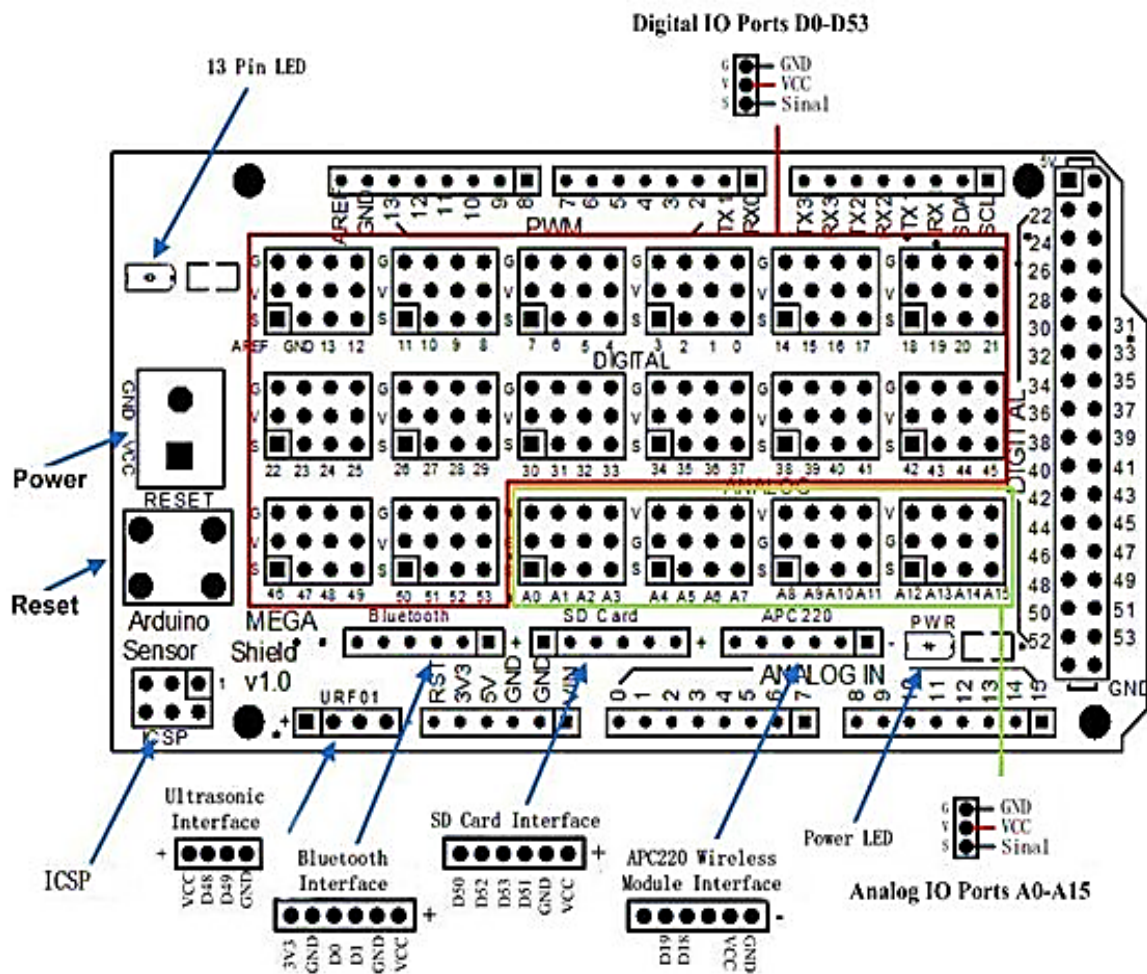
Circuit de stimulation



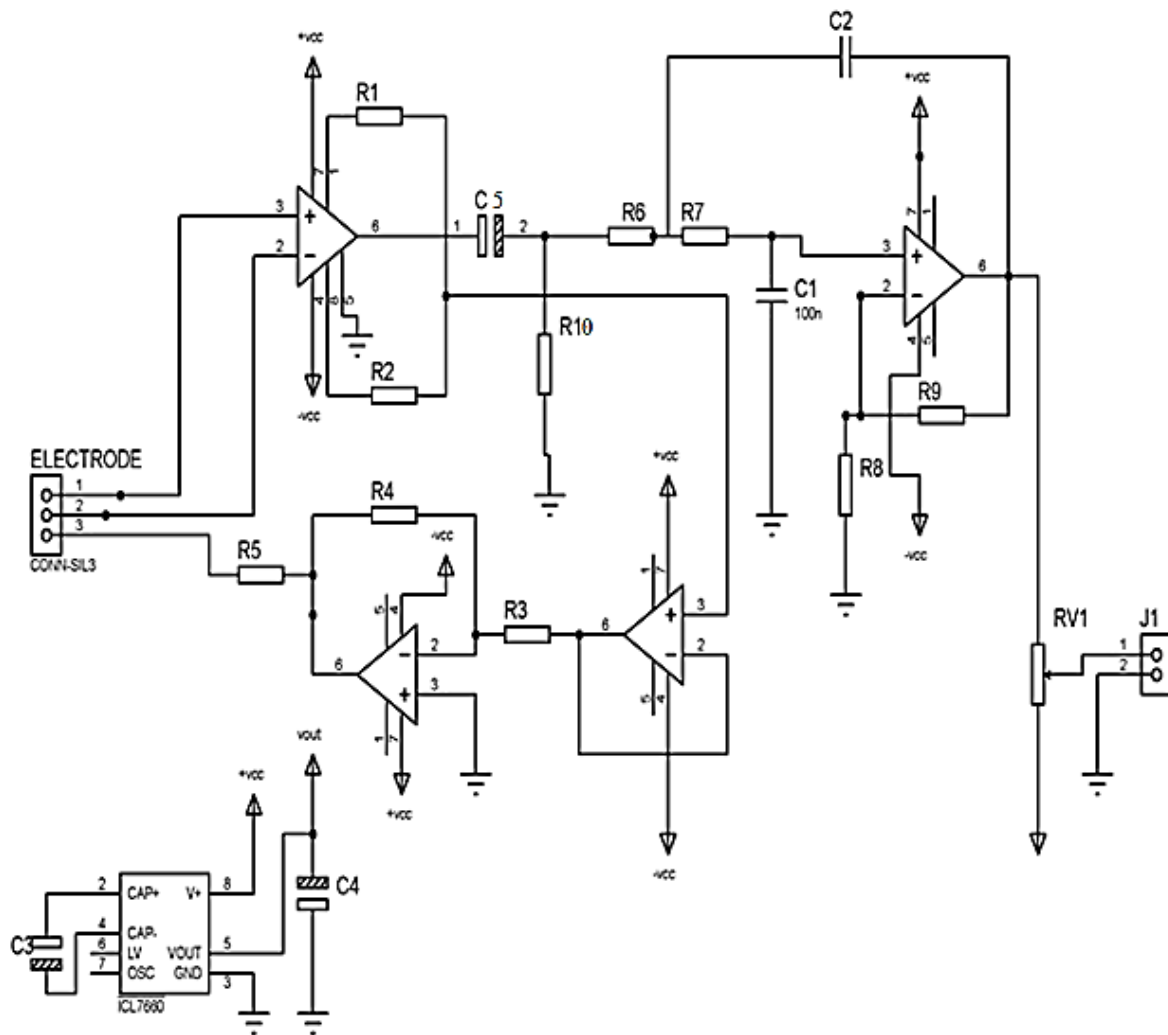
Shield de la carte SD




Annex 2-Shéma électronique d'une carte Arduino MEGA.



Annexe 3 – les fiches techniques



<p>Partie analogique</p> <p>Circuit d'acquisition de signal EMG</p> <p>Réalisé par :</p> <p style="text-align: center;">Benali Zohra</p> <p>Encadré par :</p> <p style="text-align: center;">M^{elle} Habibes Naima</p>	<p>Année universitaire</p> <p style="text-align: center;">2015/2016</p> <p>Page</p> <p style="text-align: center;">1/2</p>	
---	--	---

Nomenclature

Liste des composants du circuit d'acquisition de signal EMG.

Résistances

R1 = 250 Ω

R2 = 250 Ω

R3 = 10 K Ω

R4 = 350 K Ω

R5 = 350 K Ω

R6 = 1 K Ω

R7= 2.2 k Ω

R8= 4.7 k Ω

R9= 4.7 k Ω

R10= 16 k Ω

Potentiomètre

RV1, RV2, RV4 = 1M Ω

RV3= 100K Ω

Capacités

C1 = 100 nF céramique

C2 = 22 nF céramique

C3 = 10 uF électrolytique

C4 = 10 uF électrolytique

C5 = 1 uF électrolytique

Circuits intégrés

AOP AD620

AOP LF356

ICL 7660

Nomenclature

Liste des composants du circuit de stimulation

Résistances

R1 = 1 K Ω

R2 = 2.2 k Ω

R3, R4 = 320 Ω

Potentiomètres

RV1 ,RV2 ,RV4 = 1M Ω

RV3 = 100 K Ω

Capacités

C1 = C3 = 10 nF céramique

C2 = 2.2 uF électrolytique

C4 = 1 μ F céramique

C5 = 100 uF électrolytique

Transistor

T1, T2 = transistor BC327

Diode

1N4007

Circuits intégrés

NE555

AOP μ 741

Switch

Transformateur

T3=12V-220V

Résumé

L'électrostimulation musculaire est le déclenchement de la contraction des muscles en utilisant des impulsions électriques. Cette contraction est détectée par l'électromyographie de surface qui est une technique objective et non invasive.

Notre but est de réaliser un dispositif qui génère des impulsions électriques à différentes séquences et les applique sur un muscle du corps à travers des électrodes afin de provoquer la contraction de ce dernier. Notre système est piloté par un microcontrôleur ATmega 2560 d'un Arduino, qui permet la numérisation, la transmission des signaux vers un micro-ordinateur ou l'enregistrement sur une carte SD. Le signal EMG obtenu est par la suite visualisé à l'aide d'une interface réalisée sous Matlab.

Mots clés : L'électrostimulation, EMG, Arduino, SD, Matlab.

Abstract

Electrical muscle stimulation is the onset of muscle contraction using electric impulses; the contraction is detected by surface electromyography, which is an objective and non-invasive technique.

Our purpose is to develop a device that generates electrical impulses at different sequences and apply to the muscle in the body via electrodes to cause its contraction.

Our system is controlled by an Arduino microcontroller (ATmega 2560), which allows the discretization, transmission of signals to a computer or recording it on SD card. The resulting EMG signal is then viewed using a performed Matlab interface.

Keywords: electrostimulation, EMG, Arduino, SD, Matlab

ملخص

التحفيز الكهربائي العضلي هي إثارة تقلص العضلات باستخدام نبضات كهربائية هذا التقص يتم التقاطه بتقنية النشاط

العضلي السطحي.

هدفنا هو إنجاز جهاز مولد للنبضات الكهربائية بترددات مختلفة و تطبيقها على عضلات الجسم عن طريق وضع

اقطاب سطحية لتتقلص، هذه التقنية موضوعية و لا شعورية.

يتم التحكم في هذا النظام عن طريق وحدة اردوينو من نوع ميغا التي تسمح برقمنة و ارسال الاشارات الى الحاسوب

وتسجيلها في شريحة الذاكرة الالكترونية. اشارة النشاط العضلي الناتجة يتم عرضها باستخدام واجهة مصممة بواسطة ماتلاب.

الكلمات المفتاحية : التحفيز الكهربائي،النشاط العضلي، اردوينو ميغا،شريحة الذاكرة،ماتلاب.