

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud MAMMERY, Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département d'Electronique

Mémoire de Fin d'Etudes

Présenté en vue de l'obtention

Du Diplôme de Master 2 en Electronique
Biomédicale

Thème :

Conception et réalisation d'un électromyogramme

Dirigés par :

M^r: BENNAMANE K.

M^r: Dirami A.

Proposé par : M^r Djioua S.

Présenté par :

M^{elle} : BEKRI Hamida

Promotion 2016

Remerciements

Je remercie tout d'abord, dieu tout puissant qui ma donné la force et la motivation pour mener a bien mon présent travail.

Je suis très honorée que Monsieur BENAMANE ait accepté la charge de m'encadré. Je lui exprime mon immense gratitude pour tout le savoir qu'il m'a transmis, pour sa patience et sa disponibilité a tout moment.

Je tiens aussi à remercier les membres du jury qui, par leurs connaissances, ont accepté de juger mon travail.

Je ne saurai terminer mes remerciements sans oublier de mentionner toutes les personnes qui ont participé à l'évolution de mon mémoire en particulier Mr Dirami ainsi Melle Hamdouss et Melle Chillali du département automatique.

Sommaire

Liste de figures	
Liste des tableaux	
Liste des abréviations	
Introduction générale	1
Problématique.....	3
Objectif.....	4

Chapitre I : Rappel anatomiques

I. Historique du l'électromyographie.....	6
II. Introduction	7
III. Description d'une unité motrice.....	7
III.1. L'unité Motrice	8
III.1.2.Trois types d'unités motrices	8
1- fibres rapides fatigables.....	8
2-fibre rapides résistance à la fatigue.....	8
3-fibres lentes Resistances à la fatigue	8
III.2. Physiologie.....	8
IV. Vue d'ensemble du système nerveux.....	10
IV.1. Structure du système nerveux.....	12
IV.2. Fonctions du système nerveux.....	12
a- La fonction sensorielle.....	12
b- La fonction intégrative.....	12
c- La fonction motrice.....	13

IV.3.Organisation du système nerveux.....	13
A- le système nerveux central (SNC).....	13
B- le système nerveux périphérique (SNP).....	13
IV.4.Histologie du tissu nerveux.....	13
a- Les gliocytes	14
b- Les neurones.....	14
c-Myélinisation.....	15
IV.5. Fonctionnement du neurone.....	16
IV.5.1. Canaux ioniques.....	16
1. Les canaux à fonction passive.....	16
2. Les canaux à fonctionnement commandé.....	16
IV.5.2.Potentiels gradués.....	17
IV.5.3 Potentiels d'action.....	18
IV.5.4. le déclenchement du potentiel d'action.....	19
IV.6. Architecture de la cellule nerveuse et cheminement de l'influx nerveux.....	20

Chapitre II : recherche sur L'EMG

I. Introduction.....	22
II. Description de L'EMG.....	23
II.1 L'appareil.....	23
II.2 Mécanisme.....	24
III. Domaine d'application de l'EMG.....	26
IV. Le but de l'EMG.....	27
V.A- Les électrodes d'enregistrements	28
V.1 Les électrodes de surface.....	28
A. Les électrodes bipolaires	29
B. Les électrodes mono-polaires.....	29
C. Les électrodes réutilisables.....	30
V.2 Les électrodes aiguilles.....	30

A. Les aiguilles mono-polaires.....	30
B. Les aiguilles coaxiales.....	30
V.B – Les électrodes de stimulations	31
V.B.1.Les bagues de stimulation (ou électrodes annulaires).....	31
V.B.2 .Les électrodes de stimulation mono-polaires.....	31
V.B.3. Les stimulateurs à haut voltage.....	32
V.B.4. Les stimulateurs magnétiques.....	32
VI. Les types de l'EMG.....	33
VI. A. L'EMG de surface.....	33
VI. B. L'EMG intramusculaires.....	34
VII. L'emplacement des électrodes	36
VIII. Quelques démonstrations.....	37

Chapitre III : le signal EMG

I. Introduction	43
II. Composition du signal EMG.....	43
III. Détection et enregistrement du signal EMG	47
III.1. Matériel : choix des électrodes.....	48
1.1 Forme et taille de l'électrode	48
1.2 Distance inter-électrode	48
1.3 Conception de l'électrode	49
III.2. Préparation de la peau	49
III.3. Placement des électrodes.....	51
III.4. Fréquence d'acquisition du signal EMG	53
III.5. Amplification	54
IV. Traitement du signal EMG.....	54

IV.1. Filtrage.....	54
IV.2. Quantification de l'amplitude EMG.....	57
2.1 Méthodes de calcul.....	58
2.1.1 L'EMG redressé	58
2.1.2 L'EMG moyen.....	58
2.1.3 L'enveloppe	58
2.1.4 L'EMG intégré (iEMG)	59
2.1.5 La valeur «Root Mean Square" (EMGrms).....	59

Chapitre IV : conception et réalisation d'un EMG

I. Introduction.....	61
II. Matériels et logiciels utilisés.....	61
II.1 Les électrodes d'enregistrements	61
II.2 Amplificateur d'instrumentation AD 622AN	62
II.2.a Les caractéristiques d'AD622AN.....	62
II.2.b Les performances en DC.....	63
II.2.c Le bruit.....	63
II.2.d Les caractéristiques en AC.....	63
II.3.Décalage offset de la tension	64
II.3. a) Circuit de fixation de niveau.....	64
II.3. b) Amplificateur 741monté en suiveur.....	65
II.3.c) Circuit de fixation avec un ampli741 monté en suiveur	66
II.4 visualisation d'un signal EMG sur l'oscilloscope numérique.....	67
III. Les logiciels utilisés	68
III.1 La plate forme Arduino.....	68
III.1.1 La partie matérielle.....	68

III.1.2 La partie logicielle.....	69
III.1.3 La carte Arduino uno.....	70
III.1.4 Le matériel.....	71
III.1.5 Les étapes de développement.....	72
III.1.6 Les résultats obtenus avec Arduino	73
III.1.7. L'environnement Matlab/Simulink	74
III.2 La partie traitement de signal EMG AVEC Matlab.....	74
III.2. A) Chargement des données EMG dans l'environnement Matlab.....	74
III.2. B) Suppression de toute composante continue du signal EMG	76
III.2.C) Rectification du signal EMG.....	77
III.2.D) Enveloppe linéaire du signal EMG.....	78
IV. Arduino Interface avec Matlab.....	79
IV.1 Installation des packages Arduino.....	79
IV.2 Les différents blocs d'Arduino.....	85

La liste des figures

Fig. I.1 : L'unité motrice.....	8
Fig. I.2 : vue microscopique d'une jonction neuromusculaire.	9
Fig. I.3 : Une représentation schématique des mécanismes du contrôle moteur de base, de l'unité motrice et de ses composants.....	12
Fig. I.4 : le neurone.....	15
Fig. I.5 : le potentiel d'action.....	18
Fig. I.6 : potentiel de membrane.....	19
Fig. II.1 : équipements d'un électromyogramme.....	22
Fig. II.2 : les éléments de l'EMG.....	24
Fig. II.3 : jonction neuromusculaire.....	25
Fig. II.4 : mécanisme de la contraction musculaire.....	26
Fig. II.5 : l'électrode de surface.....	28
Fig. II.6 : Les électrodes bipolaires.....	29
Fig. II.7 : Les électrodes à aiguille.....	30
Fig. II.8 : électrode de stimulation.....	31
Fig. II.9 : positionnement des électrodes de surfaces sur la main.....	33
Fig. II.10 : Exemple de signal iEMG où apparaissent au moins 4 unités motrices	34
Fig. II.11 : l'emplacement des électrodes de stimulation et de recueil	36
Fig. II.12 : Erreur de positionnement des électrodes de stimulation	36
Fig. II.13 : la technique d'enregistrement et de stimulation sur le nerf médian	37
Fig. II.14 : la technique d'enregistrement et de stimulation sur le nerf cubital.....	38
Fig. II.15 : la technique d'enregistrement et de stimulation sur le nerf radial	39
Fig. II.16 : la technique d'enregistrement et de stimulation sur le nerf sciatique.....	40
Fig. II.17 : Quelques figures démonstratives.....	41
Fig. III.1 : Composition du potentiel d'unité motrice.....	44
Fig. III.2 : Représentation schématique de la production du signal EMGs.....	45
Fig. III.3 : Illustration d'un signal EMG	46
Fig. III.4 : Différences de signal EMG entre les électrodes.....	47
Fig. III.5 : Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires	51
Fig. III.6 : influence du placement de l'électrode sur l'amplitude et la fréquence	52
Fig. III.7 : L'effet de la fréquence d'échantillonnage sur le signal.....	53
Fig. III.8 : Différents exemples de l'influence de filtre passe-bas sur le signal	56
Fig. III.9 : Exemple d'un signal EMG brut contenant trois contractions volontaire.....	57
Fig. IV.1 : les électrodes de surface.....	61
Fig. IV.2 : schéma électrique d'un AD 622AN.....	62
Fig. IV.3 : amplificateur d'instrumentation AD622AN.....	63
Fig. IV.4 : circuit de fixation de niveau.....	64
Fig. IV.5 : ampli 741 monté en suiveur de tension.....	65

Fig. IV.6 : circuit de fixation de niveau avec un ampli 741.....	66
Fig. IV.7 : signal décalé vers le haut de 2 volts.....	66
Fig VI.8 : Schema bloc d'un EMG	
Fig. IV.9 : contraction forte.....	67
Fig. IV.10 : contraction moyenne.....	67
Fig. IV.11 : pas de contraction.....	67
Fig. IV.12 : EDI Arduino et structure du programme.....	69
Fig. IV.13 : synoptique d'une carte Arduino uno.....	70
Fig. IV.14 : configuration de matériels utilisés.....	71
Fig. IV.15 : programme assurant l'acquisition et le transfert des données vers le pc.....	72
Fig. IV.16 : signal EMG brut.....	75
Fig. IV.17 : signal EMG sans DC offset.....	76
Fig. IV.18 : signal redressé.....	77
Fig. IV.19 : signal filtré.....	78
Fig. IV.20 : Installation du support packages.....	79
Fig. IV.21 : lancer l'installation.....	80
Fig. IV.22 : les supports packages convenables.....	81
Fig. IV.23 : accepter le contrat de licence.....	81
Fig. IV.24 : confirmation de l'installation.....	82
Fig. IV.25 : le port et le model de carte Arduino.....	83
Fig. IV.26 : commande install_arduino dans le Matlab.....	84
Fig. IV.27 : différents blocs d'Arduino.....	85

Liste des tableaux

Tableau VI.1 : Comparatif entre Arduino Uno et Mega2560.....**68**

Tableau VI.2 : les valeurs numériques du signal avant et après la contraction.....**73**

La liste des abréviations

SNC : système nerveux central

SNP : système nerveux périphérique

SNS : systèmes nerveux somatiques

SNA : systèmes nerveux autonome

SNE : systèmes nerveux entérique

EMG : électromyographie

EMGs : EMG de surface

IEMG : EMG intramusculaires

PA : potentiel d'action

MUAP : potentiel d'action d'unité motrice (Motor Unit Action Potential)

UM : unité motrice

FM : fibre musculaire

PAF : potentiel d'action de fibre

DIE : distance inter-électrodes

ZI : zones d'innervation

FE : fréquence d'échantillonnage

BP: bande passante

EMGrms: EMG Root Mean Square

AOP: amplificateur opérationnel

IDE : environnement de développement intégré

Introduction

Introduction générale

L'Homme démontre un grand intérêt depuis longtemps pour l'étude du mouvement. Plus récemment, le développement de la kinésiologie dont le but est l'étude des composants biologiques du corps humain et de leur rôle dans le fonctionnement de l'appareil locomoteur, confirme l'attrait des scientifiques pour le mouvement humain. Signe majeur de la vie, le mouvement est rendu possible notamment grâce à l'action des muscles. Ainsi, la recherche en kinésiologie est amenée à utiliser l'électromyographie, afin d'étudier la participation des muscles squelettiques au mouvement.

Le domaine de la recherche électromyographique (EMG) a vu sa popularité fortement augmenter au cours de ces dernières années. Le développement de ce type de recherche a été favorisé par les progrès de la technologie des capteurs et des capacités de calcul des ordinateurs, ainsi que par les avancées dans la compréhension du corps humain et l'ouverture vers des études interdisciplinaires. Le signal extrait durant l'activité musculaire et les informations associées peuvent être utilisés dans différents champs d'application. En biomécanique, les données obtenues à partir du signal EMG fournissent une meilleure compréhension de la fonction du muscle durant la tâche motrice.

Malgré la diversité d'informations et d'objectifs possibles grâce à l'EMG, l'efficacité et la sensibilité de cet outil réside dans la qualité d'enregistrement et de traitement des signaux EMG. D'importants progrès ont été réalisés dans les méthodes de traitement de l'EMG de surface (EMGs). Ils permettent d'obtenir aujourd'hui des mesures non-invasives valides et fiables lors de contractions musculaires volontaires. Cependant, ces méthodes de traitement ont besoin d'être standardisées et automatisées pour être employées par l'ensemble des utilisateurs.

Dans le domaine des sciences du sport, l'EMGs peut être utilisée dans une discipline sportive afin d'apporter de nouvelles connaissances qui pourront être utiles aux entraîneurs, aux sportifs et au personnel médical. En mesurant l'activité musculaire, cet outil permet d'accéder à des informations précieuses pour l'entraînement et l'amélioration de la performance.

L'appareil musculaire représente depuis très longtemps un sujet d'étude scientifique.

Réalisés initialement à la main, l'évaluation et le traitement de l'activité musculaire ont bénéficié des progrès technologiques qui ont joué un rôle important dans ce domaine de recherche.

Premier signe de la vie, le mouvement a fait l'objet d'une grande curiosité et donc de nombreuses expériences pour mieux le comprendre. Parmi les plus anciennes, on distingue les expériences portant sur la détection de l'électricité et la fonction du muscle. Dès le XVIIème (17èmes) siècle, Swammerdam décrivait différentes expériences sur la stimulation, la dépolarisation et la contraction nerveuse et musculaire. En 1666, Redi fut le premier à déduire que les muscles produisaient de l'électricité, ce qui amena de nombreux chercheurs à s'intéresser à ce phénomène. A la fin du XVIIIème siècle, considéré comme le père de la neurophysiologie, Galvani a montré que "la stimulation électrique d'un tissu musculaire produit une contraction et de la force". Par la suite, il a été découvert qu'il est possible d'enregistrer l'activité électrique durant une contraction musculaire volontaire et le premier enregistrement de cette activité fut réalisé par Piper en 1907 par le biais d'électrodes sur la peau en regard du muscle. Le terme « électromyographie » (EMG) fut inventé et une première description des électromyogrammes était disponible à la fin des 1920'. Progressivement, de nombreuses études ont contribué à l'amélioration des systèmes d'enregistrement du signal EMG et à la compréhension de la contraction musculaire.[1]

Le présent mémoire est composé de quatre chapitres, Le premier est consacré aux rappels anatomiques sur les muscles pour bien comprendre l'électrophysiologie. Le deuxième chapitre s'appuie sur l'étude de l'appareil EMG qui sert à recueillir les influx nerveux au niveau de ces muscles. Le troisième s'intéresse aux signaux recueillis ainsi leurs traitements.

Le quatrième et dernier chapitre est consacré à la conception de l'appareil EMG.

Enfin, on termine notre mémoire par une conclusion générale et quelques perspectives.

Problématique

La problématique du projet est que l'électromyogramme est un appareil très dispendieux.

Afin de permettre qu'un plus grand nombre de personnes aient accès à cet appareil, il serait intéressant de pouvoir concevoir un électromyogramme fiable qui ne coûterait pas trop cher. Le but du projet est donc de concevoir un électromyogramme à partir de composants de base (l'amplificateur opérationnels, les électrodes, carte Arduino uno ...) pour que le coût total du projet soit le plus faible possible. Afin de rendre l'électromyogramme fiable, les signaux captés seront amplifiés et traités numériquement pour enlever les bruits internes et externes.

Objectifs

Les objectifs généraux du projet sont de concevoir un électromyogramme à partir de composantes de bases et de réduire le coût de production au maximum. Il est donc essentiel de faire de bons choix de conception pour réussir à avoir la meilleure fiabilité avec le coût de production le plus faible possible.

Les objectifs spécifiques du projet sont :

- Faire l'affichage à l'oscilloscope en temps réel du signal
- Procéder au traitement numérique avec logiciel Matlab
- Filtrage doit être numérique

Chapitre I:

Les Rappels anatomiques

I. Historique de l'électromyographie

L'électrologie médicale n'a débuté vraiment qu'au XVIII^e siècle lorsque l'abbé Nollet étudia les décharges du courant statique dans un but curatif (1744) et que Jalabert traita les paralysies et les contractures par l'électricité (1747). L'étape suivante fut franchie par L. Galvani (1780), qui démontra l'existence de la bioélectricité (électricité animale), et par A. Volta (1800), l'inventeur de la pile. En 1842, C. Matteucci décrit la différence de potentiel entre l'intérieur et la surface d'un muscle (courant de repos). E. Dubois-Reymond, en 1849, découvre le courant d'action et, mesurant les courants d'un muscle en contraction, réalise la première électromyographie en 1851. G. B. Duchenne de Boulogne, à la même époque, démontre que l'on peut exciter électriquement les nerfs et les muscles à travers la peau à certains endroits d'élection (points moteurs), et H. L. F. Helmholtz mesure la vitesse de conduction du nerf médian (1850). Si Remak étudie la lenteur de la contraction sous l'effet du courant galvanique sur un muscle dégénéré (1858), c'est W. H. Erb qui décrit l'inversion de la formule polaire (1881).

En électrothérapie, Finsen traite le lupus tuberculeux par rayons ultraviolets (1860) et J. A. d'Arsonval étudie les propriétés de la haute fréquence (1891). Hoorweg établit la courbe des voltages liminaires par décharge de condensateur (1892), P. Weiss énonce la loi de l'excitation électrique des nerfs et des muscles (1902). L. Lapique définit la chronaxie (1909) et Bourguignon l'applique chez l'homme. En 1917, Einstein décrit la théorie du laser qui ne sera utilisé que cinquante ans plus tard. Adrian, la même année, démontre l'utilité des courbes intensité-durée.

L'électromyographie progresse en 1929 grâce à l'invention de l'aiguille coaxiale par E. D. Adrian et Bronk, et les fibrillations et fasciculations sont classées en 1938 par Denny Brown.

II. Introduction

Le corps humain commande ses mouvements par l'intermédiaire du système nerveux central. Ce système nerveux central regroupe le cerveau et la moelle épinière. Il envoie des ordres aux muscles par les nerfs (ou axones) sous forme de trains d'impulsions chimiques. Ces trains sont transformés en trains d'impulsions électriques au niveau de la liaison axone-fibre musculaire. Chaque impulsion électrique, qui parcourt entièrement la fibre musculaire, est appelée potentiel d'action. Les muscles du corps sont composés de faisceaux de fibres musculaires lents, rapides ou intermédiaires. La commande d'un muscle est réalisée par groupement de fibres, groupement appartenant entièrement à un muscle.

III. Description d'une unité motrice.

Un bref rappel anatomique est nécessaire pour bien comprendre l'électrophysiologie de cette question ce qui nous amène à décrire l'unité motrice. Si la fibre musculaire est l'unité morphologique, l'unité motrice est l'unité fonctionnelle de la motricité volontaire. L'unité motrice terminale (SHERRINGTON) ou grappe myo-neurale (LAPICQUE) est constituée par un neurone des cornes antérieures de la moelle, le cylindraxe émis par ce neurone, et les fibres musculaires auxquelles se distribuent les arborisations terminales de ce cylindraxe. Le nombre de fibres d'une unité motrices est très différent d'un muscle à l'autre et peut varier de 3 à 2.000. Les muscles à fonction grossière, les muscles de la statique, par exemple, sont formés de très grosses unités motrices contenant jusqu'à 250 fibres musculaires, tandis que les muscles volitionnels sont formés d'une grande quantité de petites unités motrices. Les unités motrices des muscles moteurs de l'œil ne contiennent que 2 à 3 fibres. [1].

III.1. L'unité Motrice :

Le plus petit élément contractile mis en jeu par le système nerveux.

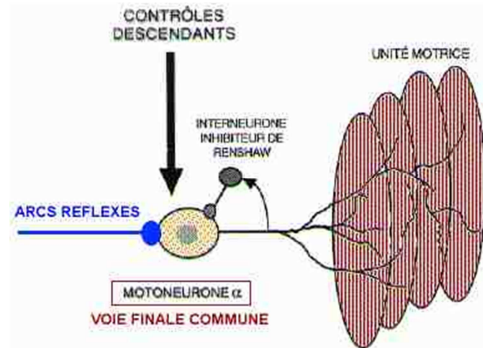


Fig. I.1 : l'unité motrice

III.1.2. Trois types d'unités motrices :

1- fibres rapides fatigables : vitesse de conduction la plus élevée, peu vascularisées (capillaires), ATP et glycogène.

2-fibre rapides résistance à la fatigue : ATP et glycogène, vascularisée.

3-fibres lentes Resistances à la fatigue : Très peu de fibres musculaires, motoneurones de petit diamètre, vitesse de conduction lente, grand nombre de mitochondries, type oxydatif, très vascularisées

III.2. Physiologie.

Lors d'une contraction musculaire, l'onde de négativité d'origine corticale atteint le neurone moteur périphérique et après le passage synaptique, celui-ci entre en activité. L'onde négative se propage alors le long du cylindraxe puis de ses arborisations terminales et atteint la plaque motrice de chacune des fibres musculaires qui se contractent simultanément on voit que l'unité motrice est un système complexe comprenant le neurone moteur et les fibres musculaires ; ce système hétérogène représente cependant une unité fonctionnelle physiologique. On peut dire chez l'homme, une secousse musculaire correspond à chaque influx nerveux.

L'unité motrice obéit à la loi de tout ou rien : quand une excitation est portée sur un cylindraxe, la réponse de l'unité motrice est maximale. Pour le muscle dans son ensemble,

La contraction augmente avec l'intensité du stimulus, mais par recrutement de nouvelles unités motrices ; c'est le mécanisme bien connu de la sommation spatiale.

Un muscle est formé de fibres musculaires dont la membrane, au repos, présente une polarisation électrique positive par rapport au protoplasme ; lorsque se transmet l'excitation en un point de la fibre voisin de la plaque terminale, il se produit une dépolarisation locale de la membrane et un courant, appelé depuis DU BOIS REYMOND, courant d'action, va naître entre l'endroit excité et la périphérie inactive. Le potentiel que l'électrode-aiguille de l'Electromyographe va détecter au sein du muscle est la somme des courants d'action de toutes les fibres musculaires de l'unité motrice qui entrent ensemble en activité, puisqu'elles sont innervées par le même neurone moteur. [1].

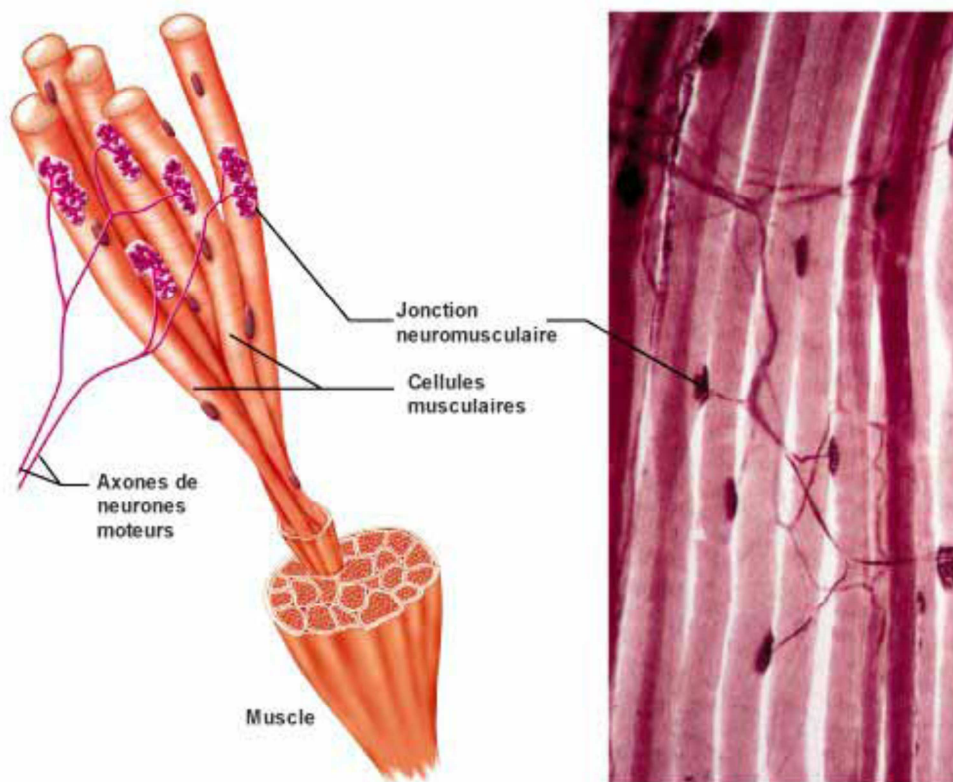


Fig. I.2 : vue microscopique d'une jonction neuromusculaire

Le but de ce mémoire vise à proposer un dispositif qui permet de recueillir Les signaux Physiologiques. Donc nous Exposerons une petite introduction à la physiologie nerveuse humaine afin de mieux appréhender les contraintes ayant influencé notre travail. Cette introduction physiologique comprend une vue générale du système nerveux, décrivant ses fonctions ainsi que son organisation.

IV. Vue d'ensemble du système nerveux.

IV.1 Structure du système nerveux :

Dans le système nerveux on trouve essentiellement deux sortes de cellules : les cellules gliales et les cellules nerveuses (neurones). Les cellules gliales ont un rôle de soutien mécanique ainsi que de régulation de la composition du milieu extracellulaire interstitiel. Le neurone est l'unité fondamentale du système nerveux. Ce sont des cellules électriquement excitable dont la fonction première est de transmettre et propager l'influx nerveux sous forme d'impulsions électriques sur de plus ou moins longues distances (de quelques dizaines de micromètres à plusieurs dizaines de centimètres), sans perte d'amplitude. A cette fin, le neurone dispose d'une morphologie et de propriétés bioélectriques spécifiques qui lui permettent d'intégrer l'information et de la propager. Le tissu nerveux dans le système nerveux central est essentiellement composé du soma des cellules nerveuses et de neurones amyéliniques.

D'un point de vue macroscopique, le tissu nerveux dans le système nerveux central est un tissu excitable, globalement assimilable à un milieu électrique purement conducteur dans la bande de fréquence des potentiels enregistrés et pour les fréquences de stimulus employées (inférieurs à 100 kHz). Ainsi, l'impédance du tissu biologique peut être assimilée à la composante résistive due au milieu extracellulaire (conductivité de l'ordre de quelques siemens par mètres)

Le système nerveux accompagne le système endocrinien pour veiller au maintien de l'homéostasie dans le corps (état d'équilibre physiologique dynamique de l'organisme).

Ces deux systèmes agissent différemment pour atteindre cet objectif : le système nerveux réagit rapidement au stimulus en transmettant des influx nerveux (potentiels d'action), tandis

que le système endocrinien, réagissant plus lentement mais très efficacement, libère des hormones. Constitue par les deux grands types de cellules que sont les axones et les gliocytes (cellules gliales).[2].

Le système nerveux est à la base de tous les mouvements volontaires, il dirige l'ensemble des perceptions, des comportements ainsi que la mémoire. Il est constitué de :

- L'encéphale : loge dans le crane et contenant environ cent milliards de neurones.
- Les nerfs crâniens et leur ramifications : numérotés de I à XII et émergeant de la base de l'encéphale
- La moelle épinière : contenue dans la colonne vertébrale, elle est en contact avec l'encéphale au travers du foramen magnum du crane et est constituée de 100 millions de neurones.
- Les nerfs spinaux ou rachidiens et leurs ramifications : provenant de la moelle épinière, ils innervent chacun une région particulière du côté droit ou gauche du corps.
- Les ganglions : situés à l'extérieur de l'encéphale et de la moelle épinière. Ces petites masses de tissus nerveux contiennent essentiellement des corps cellulaires de neurones et sont étroitement liés aux nerfs crâniens et spinaux.
- Les plexus entériques : situés sur les parois de certains organes du tube digestif, ce sont des réseaux de neurones contribuant à réguler l'activité digestive.
- Les récepteurs sensoriels : ce sont soit des dendrites de neurones sensitifs (certains spécialistes considèrent qu'il s'agit plutôt d'axones), soit des cellules spécialisées distinctes détectant les variations d'état des milieux intérieur et extérieur.

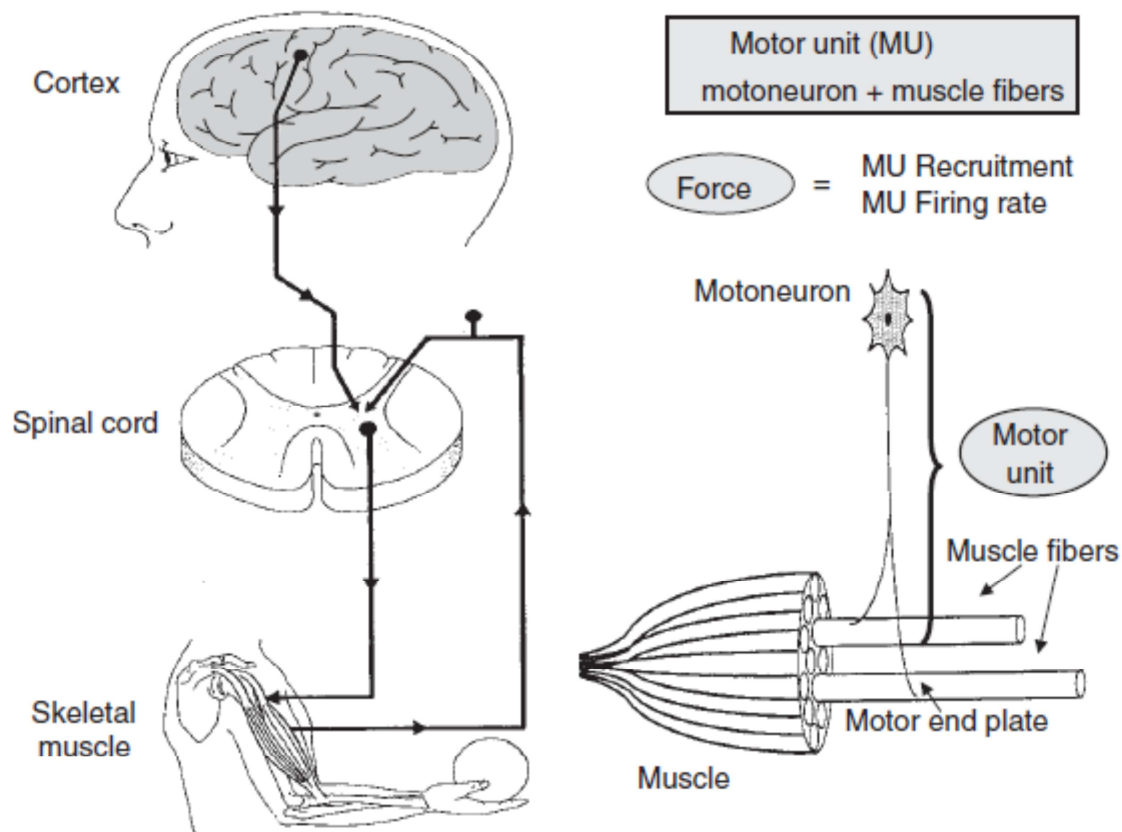


Fig. I.3 : Une représentation schématique des mécanismes du contrôle moteur de base, de l'unité motrice et de ses composants.

IV.2. Fonctions du système nerveux

Les trois fonctions du système nerveux sont de **détecter** et de **transmettre** le stimulus interne et externe (fonction sensorielle), de **traiter** ces informations sensorielles (fonction intégrative), et d'**élaborer** une réponse adéquate au stimulus reçu (fonction motrice).

a- La fonction sensorielle est assurée par des récepteurs sensoriels (permettant la détection de stimulus), et par des neurones sensitifs ou afférents (transportant les influx nerveux vers la moelle épinière et l'encéphale).

b- La fonction intégrative est en partie réalisée par les inters neurones (ou neurones d'association). Ces neurones analysent et emmagasinent une partie de l'information sensorielle pour décider des réponses appropriées à transmettre à la fonction motrice.

c- La fonction motrice consiste à mettre en œuvre les décisions à caractère intégratif. A cette fin, les neurones moteurs, ou neurones efférents, transmettent les informations provenant de l'encéphale et de la moelle épinière vers les cellules et organes effecteurs tels que les fibres musculaires ou les cellules glandulaires.

IV.3. Organisation du système nerveux :

Le système nerveux est séparé en deux sous-systèmes complémentaires : le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP).

A- Le **SNC** comprend l'encéphale et la moelle épinière. Ce système est le siège des pensées, des émotions, des souvenirs et de la plupart des influx nerveux provoquant la contraction des muscles et l'activité sécrétrice des glandes de l'organisme ; c'est le centre de régulation et d'intégration du système nerveux, il interprète l'information sensorielle et élabore-les réponses motrices.

B- Le **SNP** se subdivise en trois autres sous-systèmes : les systèmes nerveux somatiques (SNS), autonome (SNA) et entérique (SNE). Ces trois sous-systèmes sont tous composés de neurones sensitifs et moteurs, seules les destinations de leurs influx nerveux diffèrent. Les neurones sensitifs des trois sous-systèmes transmettront leurs messages au SNC (excepté certains neurones sensitifs du SNE qui communiquent directement avec des neurones moteurs en boucle autonome). Les neurones moteurs appartenant au SNS transmettront leurs influx nerveux aux muscles squelettiques, tandis que ceux du SNA dirigeront les leurs vers les muscles lisses, au muscle cardiaque, aux glandes et aux tissus adipeux. Pour finir, les neurones moteurs du SNE transmettront les messages nerveux aux muscles lisses, glandes et cellules endocrines du tube digestif. Ainsi, le SNP permet la communication entre le SNC et tout le reste du corps. Il comprend deux types de voies dites afférentes ou efférentes selon qu'elles transportent l'information des récepteurs sensoriels vers le SNC ou du SNC vers les organes effecteurs.

IV.4. Histologie du tissu nerveux

Le tissu nerveux est complexe et très dense, il n'est pourtant composé que de deux grands types de cellules, les neurones et les gliocytes. Les neurones sont des cellules excitables qui produisent et transmettent les signaux électriques tandis que les gliocytes, plus

petits, nourrissent et protègent les neurones tout en maintenant l'homéostasie dans le liquide interstitiel dans lequel ils baignent.

a- Les gliocytes

Leur fonction reste en général d'isoler électriquement les neurones de leur voisins, ou encore de produire des neurotrophes guidant et favorisant la croissance et l'intégrité des jeunes neurones vers les réseaux auxquels ils sont destinés.

b- Les neurones

Les neurones sont les cellules qui forment la structure du système nerveux, ils assurent sa fonctionnalité en permettant la transmission des messages par influx nerveux entre les différentes parties du corps. Présentant certaines variations, ce sont des cellules longues et complexes comprenant un corps cellulaire (constituant le centre biosynthétique de la cellule), dont sont issus plusieurs fins prolongements. La plupart des neurones ont trois structures fonctionnelles en commun : une structure réceptrice, une structure conductrice (Engendrant et transmettant le potentiel d'action), et une structure sécrétrice (libérant des neurotransmetteurs). Les prolongements neuronaux sont les entrées et la sortie de l'information dans la cellule, et sont respectivement différenciés en tant que "dendrites" et "axone".

Les dendrites (entrées du neurone) forment la structure réceptrice, qui est la première des trois structures fonctionnelles énoncées plus haut, en transmettant les signaux électriques au corps cellulaire. La sortie du neurone (unique pour chacun d'entre eux) s'appelle donc l'axone. De diamètre constant sur toute leur longueur qui est variable (un mètre ou plus), les axones constituent les deux autres structures fonctionnelles évoquées. Ils propagent les influx nerveux et les transmettent à un autre neurone, à une fibre musculaire ou à une cellule glandulaire (structure conductrice). La transmission aux effecteurs est possible grâce aux corpuscules nerveux terminaux qui sont situés sur les terminaisons axonales (en bout d'axone) ces derniers secrètent des neurotransmetteurs (substances chimiques emmagasinées dans les vésicules des corpuscules nerveux terminaux) qui excitent ou inhibent les autres neurones (ou les cellules effectrices) avec lesquels l'axone est en contact étroit (structure sécrétrice).

Tout prolongement d'un neurone, que ce soit une dendrite ou un axone, est désigné par le terme général de fibre nerveuse. Il existe différents types de neurones Selon leurs fonctionnalités (unipolaires -neurones sensitifs-, bipolaires, multipolaires, ainsi qu'une famille d'inter neurones). [2].

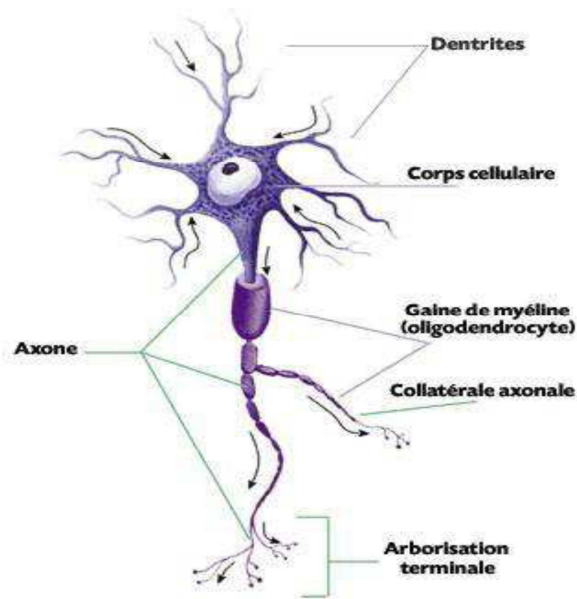


Fig. I.4 : le neurone

c. Myélinisation

Les axones de la plupart des neurones des mammifères sont entourés d'une enveloppe lipidique et protéinique disposée en plusieurs couches. Cette gaine, produite par les cellules gliales (cellule de Schwann dans le SNP et oligodendrocytes dans le SNC) et appelée gaine de myéline, isole électriquement l'axone et augmente la vitesse de propagation des potentiels d'action par la conduction saltatoire. Dans le SNP, chaque cellule de Schwann s'enroule plusieurs fois sur elle-même autour d'un segment d'axone d'environ 1mm de long, et l'ensemble de ces cellules forme ainsi une gaine présentant des intervalles appelés nœuds de Ranvier. Contrairement aux cellules de Schwann, un unique oligodendrocyte myélinisé certaines parties de plusieurs axones à la fois dans le SNC. La Sclérose en plaques est une pathologie témoignant des conséquences de la dégénérescence progressive des gaines de myéline autour des axones du SNC (les gaines de myéline des patients atteints par cette maladie se sclérosent et forment des plaques ou cicatrices durcies).

IV.5. Fonctionnement du neurone :

Les neurones, comme les fibres musculaires, sont des cellules excitables électriquement. Les messages nerveux sont véhiculés par deux types de signaux électriques : le potentiel d'action (pour les communications sur distances courtes et longues) et le potentiel gradué (uniquement pour les communications sur distances courtes). La membrane plasmique du neurone possède, comme la plupart des cellules de l'organisme, un potentiel de membrane qui se définit comme la différence de potentiel existant entre l'intérieur et l'extérieur de la Membrane. Chez le neurone et les autres cellules excitables, cette différence de potentiel est appelée potentiel de repos en absence d'activité. Un message nerveux (potentiel d'action ou potentiel gradué) sera observé comme une variation de la différence de potentiel membranaire par rapport au potentiel de repos.

IV.5.1. Canaux ioniques :

La production ainsi que la propagation des potentiels d'action et des potentiels gradués sont rendues possibles grâce à la présence de canaux ioniques dans la membrane plasmique du neurone. Ces canaux permettent la migration d'ions de part et d'autre de la membrane plasmique du neurone et sont à l'origine des variations de potentiel observées lors du passage d'un message nerveux. La bicouche lipidique de la membrane plasmique étant un bon isolant électrique, le courant lié à la migration ionique emprunte surtout les canaux ioniques pour traverser la membrane. Les canaux ioniques sont séparés en deux grandes catégories : les canaux à fonction passive et les canaux à fonctionnement commandé.

1. Les canaux à fonction passive (ou canaux de fuite): restent toujours ouverts et les membranes plasmiques sont généralement plus perméables aux ions potassium (K^+) qu'aux ions sodium (Na^+).

2. Les canaux à fonctionnement commandé : s'ouvrent et se referment en réponse à un certain stimulus. La propriété d'excitabilité électrique des neurones et des fibres musculaires est directement liée à la présence de ces canaux sur leurs membranes plasmiques.

Selon le type de stimulus auquel ils réagissent, les canaux ioniques à fonctionnement commande sont dits voltage-dépendants, ligand-dépendants ou mécanique-dépendants.

Les canaux ioniques à fonctionnement commande voltage-dépendants répondent à une variation du potentiel de membrane et interviennent dans la production et la propagation des potentiels d'action. Les canaux ioniques a fonctionnement commande ligand-dépendants répondent a un stimulus chimique particulier. Les canaux ioniques à fonctionnement commande mécanique dépendants répondent à une stimulation mécanique sous forme de vibrations (telle une onde acoustique), de pressions (comme le toucher) ou d'étirements des tissus. Ce dernier type de canal est présent dans les récepteurs auditifs, cutanés du toucher, ou encore les récepteurs détectant les étirements de l'estomac. Les canaux ioniques a fonctionnement commande ligand-dépendants et mécanique-dépendants sont responsables de la production des potentiels gradués.

IV.5.2 Potentiels gradués

Les potentiels gradués, ou potentiels électro-toniques, sont une faible déviation du potentiel membranaire ayant pour but d'augmenter ou de diminuer la polarisation de la membrane (selon le cas, les potentiels gradués sont qualifiés d'hyperpolarisant ou de dépolarisant). Leur amplitude dépend de la force du stimulus qui les crée, et est directement corrélée au nombre de canaux ioniques qui se sont ouverts et à leurs durées d'ouverture. L'ouverture et la fermeture de ces canaux ioniques ne produisent qu'un courant localise se propageant sur quelques micromètres le long de la membrane plasmique avant de disparaître (communications sur de courtes distances). Rarement présents sur les axones, les canaux ioniques à fonctionnement commandé ligand-dépendants et mécanique-dépendants se trouvent essentiellement sur les dendrites des neurones sensitifs ou sur les dendrites et Corps cellulaires de l'inter neurones et des neurones moteurs. [3]

IV.5.3 Potentiels d'action

Le potentiel d'action, ou influx nerveux, est une succession rapide d'événements faisant varier la différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane d'un axone. Au cours du passage d'un potentiel d'action, cette différence de potentiel va augmenter jusqu'à une amplitude maximum, puis diminuera jusqu'à sa valeur de repos.

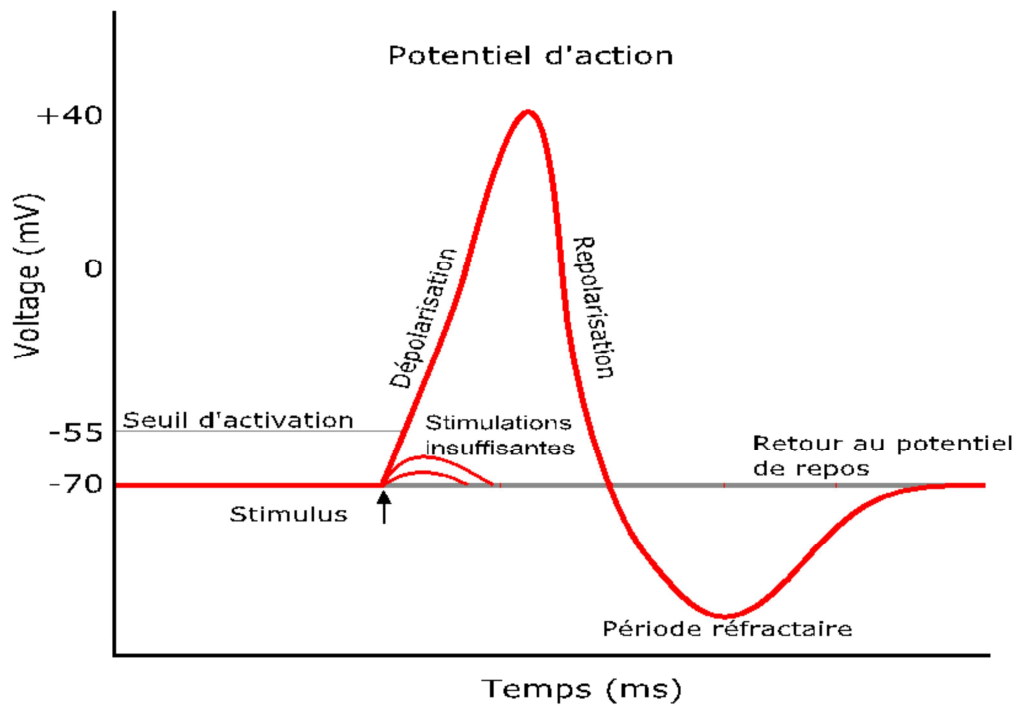


Fig. I.5 : le potentiel d'action.

IV.5.4 Le déclenchement du potentiel d'action :

Le neurone ne déclenche un potentiel d'action sur l'axone que lorsque la somme des informations fournies par les dendrites (informations excitatrices moins les informations inhibitrices) est supérieure ou égale à un certain potentiel de membrane appelé seuil d'excitation. Cette somme peut être soit spatiale (le corps cellulaire somme les informations excitatrices moins les informations inhibitrices à un instant donné), soit temporelle (une même dendrite fournit plusieurs informations excitatrices rapprochées dans le temps).

Une fois déclenché dans sa zone gâchette (en général au niveau du cône d'implantation de l'axone), le potentiel d'action sera toujours de même amplitude sur un axone donné. Il en découle que l'information portée par un axone est de type "tout ou rien" et que seule la fréquence des potentiels d'action a un sens en termes d'information. [3].

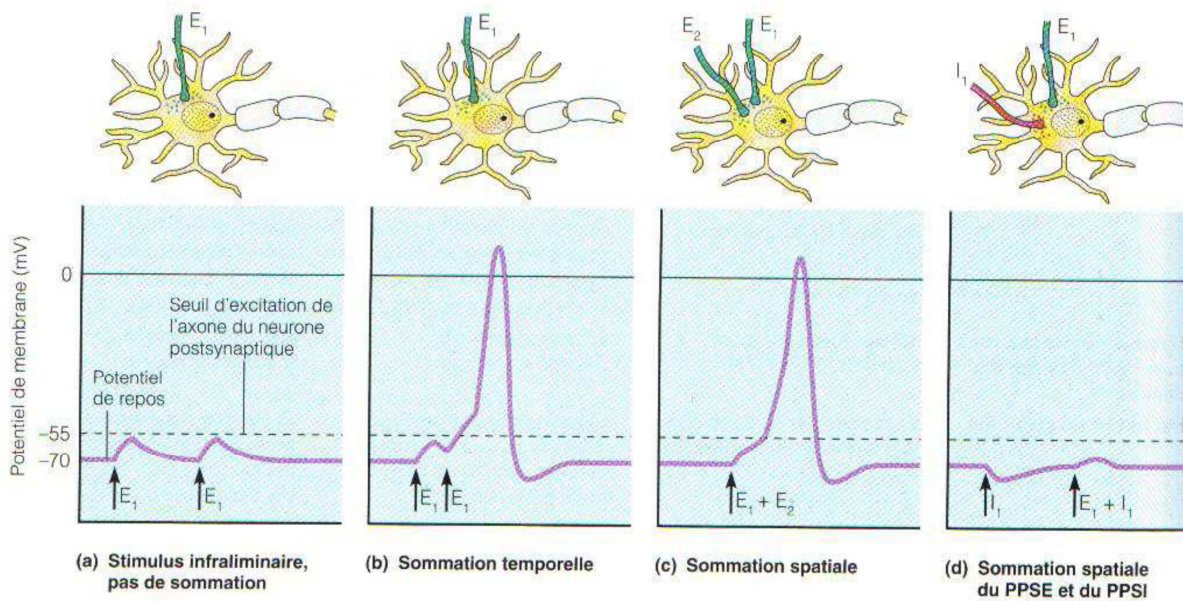


Fig. I.6 : potentiel de membrane.

IV.6 Architecture de la cellule nerveuse et cheminement de l'influx nerveux :

Le neurone possède une architecture spécifique lui permettant :

- (i) d'intégrer l'information provenant en amont d'autres neurones ou de cellules sensorielles.
- (ii) de propager cette information sous forme d'un potentiel d'action le long de sa membrane cellulaire.
- (iii) de transmettre l'influx nerveux à d'autres neurones ou cellules effectrices (ex. : les musculaires).

L'influx nerveux des cellules en amont du neurone est réceptionné au niveau du soma et des dendrites par l'intermédiaire de synapses. Les informations transmises par le biais de ces synapses sont ensuite intégrées dans le corps neuronal suivant une sommation spatio-temporelle. Chaque neurone amont va donc influencer la réponse d'un neurone. Un potentiel d'action est alors déclenché sous réserve que la somme des influx transmis par les neurones en amont soit suffisante. Il est initié au niveau de la zone du neurone appelée segment initial, zone se situant au début de l'axone après le cône axonal une fois le potentiel d'action déclenché, celui-ci s'auto propage dans tout le neurone le long de sa membrane cellulaire. Néanmoins, l'influx nerveux ne transite que dans une seule direction. Il n'est en effet transmis qu'aux cellules en aval par l'intermédiaire des synapses situées au bout de l'axone au niveau de son arborisation. [4].

I. Introduction

L'Electromyogramme ainsi que les autres examens neurophysiologiques (potentiels évoqués somesthésiques et potentiels évoqués moteurs) consistent à évaluer le fonctionnement des Muscles et des nerfs des quatre membres et de la face, mais aussi le fonctionnement de la moelle épinière jusqu'au cerveau. Actuellement seules ces techniques permettent d'explorer de façon précise le fonctionnement de ces structures.

Cet examen est particulièrement utile pour étudier les fourmillements, les engourdissements, Les pertes de la sensibilité, les faiblesses musculaires ou les paralysies. Il est aussi utile pour rechercher la cause de certaines douleurs d'origine névralgique. Cet examen permet d'affirmer un fonctionnement normal ou de mettre en évidence des maladies des muscles (myopathies) ou des maladies des nerfs (neuropathies) traduisant un dysfonctionnement global ou limité à un ou deux nerfs du fait d'une compression ou d'un autre phénomène. Cet examen est aussi important pour objectiver l'amélioration du fonctionnement de ces nerfs sous traitement, par exemple après libération chirurgicale d'un nerf comprimé. [1]



Fig. II. 1 : équipements d'un électromyogramme

II. Description de L'EMG :

L'électromyographie ou EMG est un examen électro-physiologique qui mesure la capacité de contraction d'un muscle, en appréciant également les caractéristiques des conductions nerveuses, au cours d'une stimulation nerveuse.

L'examen est réalisé par un électro-myographe. Mais il est souvent effectué par un médecin neurologue ou par un médecin rhumatologue lors d'une simple consultation.

Le tracé obtenu est un électromyogramme.

II.1. L'appareil :

L'appareil utilisé est l'Électromyographe. Il s'agit d'une machine constituée d'électrodes autocollantes sur la peau, qui vont recueillir les influx nerveux au niveau du muscle. Les caractéristiques des contractions produites vont être étudiées par l'appareil pour être traduites en tracé sur un papier déroulant ou sur l'écran d'un ordinateur.

L'appareil est également muni d'aiguilles fines réceptrices d'ondes électriques. Ces aiguilles sont introduites à travers la peau pour atteindre le muscle à étudier. Les conductions nerveuses recueillies par l'aiguille sont transmises à une électrode, pour ensuite donner un graphique sur l'écran. C'est une méthode invasive.

L'activité électrique d'un muscle est de faible amplitude et nécessite donc d'être amplifiée. On utilise à cet effet un amplificateur différentiel qui doit être physiquement séparé de tout matériel alimenté par le secteur en raison des contraintes de sécurité. L'amplificateur, alimenté par des piles, est connecté à une interface d'acquisition qui transmet les données à l'ordinateur.

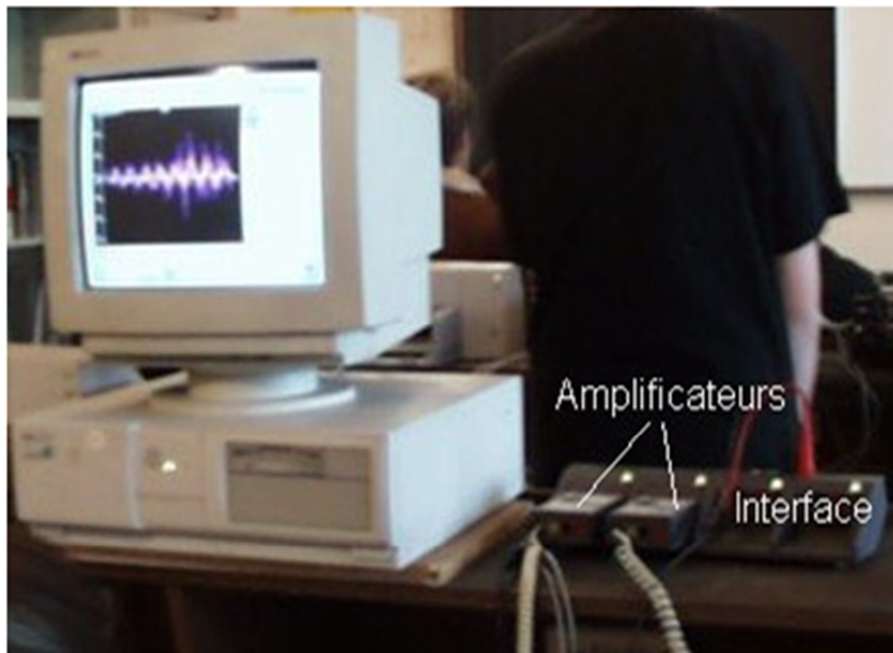


Fig. II.2 : les éléments de l'EMG

II.2. Mécanisme :

Chaque muscle est formé de plusieurs fibres musculaires. Les cellules des fibres musculaires sont appelées « myocytes », constituées de fibres de collagène. Ces fibres sont innervées par une fibre nerveuse, contrôlant les contractions et les relâchements.

Une stimulation de la fibre nerveuse entraîne donc une contraction des fibres musculaires, à l'origine de la contraction de tout le muscle. La transmission de l'influx nerveux s'effectue au niveau de la jonction neuromusculaire. Cette transmission est facilitée par l'action d'un neurotransmetteur appelé «acétylcholine».

- La stimulation nerveuse peut être obtenue soit par stimulation extérieure, soit par mouvement volontaire commandée par le cerveau.

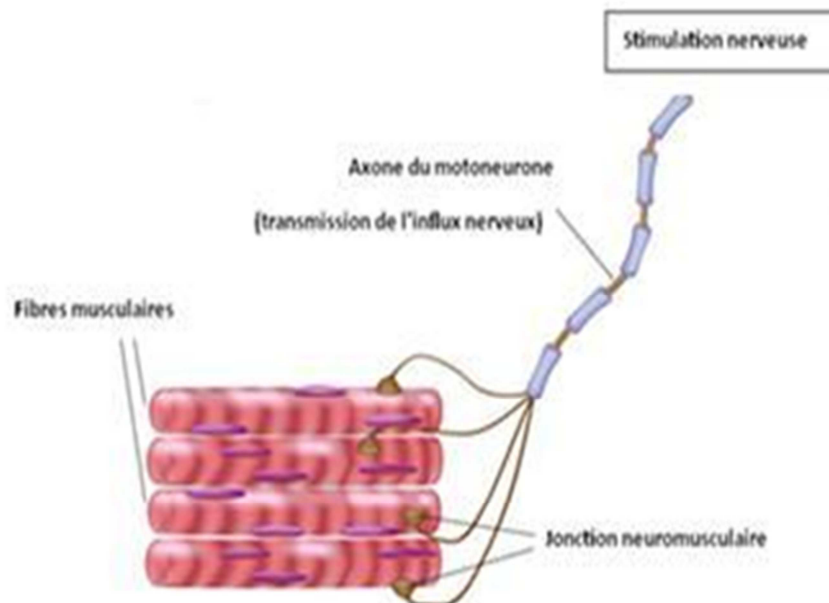
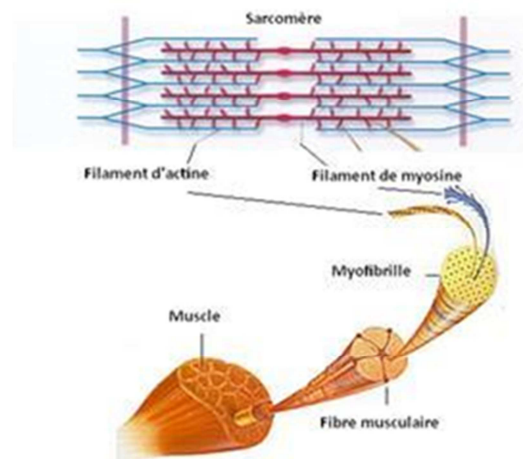


Fig. II.3 : jonction neuromusculaire

- Arrivé au niveau de la jonction neuromusculaire, l'influx nerveux atteint les myofibrilles et provoque :

- Une interaction des filaments d'actine et des filaments de myosine
- Une entrée de calcium à l'intérieur des cellules des myofibrilles

Ces deux phénomènes sont à l'origine d'un raccourcissement du sarcomère, provoquant ainsi une contraction des fibres musculaires [5].



III. Domaine d'application de l'EMG:

L'EMG peut être définie comme "l'étude fonctionnelle du muscle à travers le recueil et l'analyse du signal électrique généré au niveau des muscles en contraction". Une fois bien maîtrisée, l'EMG a été et reste utilisée dans de nombreux domaines, en particulier celui du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Cet outil de mesure scientifique, très utilisé ces dernières 50 années, permet d'obtenir des informations sur les stratégies de Contrôle nerveux qui permettent à l'homme de s'adapter à l'environnement et de réaliser des Tâches motrices.

L'étude EMG a la particularité de pouvoir être réalisée de manière invasive ou non-invasive. La méthode non-invasive, dite « EMG de surface » (EMGs) présente une procédure simple d'utilisation et ne requière pas de qualifications médicales particulières, ce qui a contribué à son application dans de multiples champs de recherche, tels que l'ergonomie, l'analyse biomécanique du mouvement, la médecine du travail, les sciences du sport et de l'espace, ou bien encore la gynécologie [1].

ERROR: syntaxerror
OFFENDING COMMAND: %ztokenexec_continue

STACK:

/GpPBeg1
-dictionary-
true
false

Chapitre II:

Recherche sur l'EMG

I. Introduction

Le signal EMG correspond à la manifestation électrique de l'activation musculaire, qui est précurseur de la contraction d'un muscle. Dans un premier temps, il est important de revenir sur la composition du signal EMG, afin de bien comprendre son origine et sa complexité. Par la suite, nous nous intéresserons aux procédés de détection et de traitement de ce signal.

II. Composition du signal EMG

L'excitabilité de la cellule musculaire constitue le principe fondamental de la technique D'EMG, dans la mesure où le signal EMGs correspond à la somme des potentiels d'action (PA) produits par les UM actives et détectées à la surface de la peau.

La contraction d'un muscle est obtenue par un PA musculaire (dépolariation membranaire) lié à un déplacement d'ions et causée par une stimulation de la cellule musculaire par un motoneurone.

Lors d'une contraction musculaire, l'EMG va précisément mesurer cette activité électrique. Dès lors, la définition suivante de l'EMG prend tout son sens : "L'électromyographie est l'étude de la fonction du muscle au travers de l'analyse du signal électrique émanant de celui-ci".

A la base du signal EMG, le potentiel d'action de fibre (PAF) provient de la propagation d'un PA le long de la membrane excitable d'une fibre musculaire (FM). Dans des conditions naturelles, l'excitation d'un muscle ne correspond pas réellement à celle d'une FM, mais renvoie à celle d'une UM. Or, un PA d'une UM (PAUM) correspond à la sommation spatiotemporelle des PA de chaque FM qui la composent (Figure III.1).

Par conséquent, en théorie, la taille du PAUM pourrait être estimée avec le nombre de FM. Toutefois, en réalité, la forme d'un PAUM est déterminée par le délai de propagation des PAF, le nombre et le diamètre des FM situées près de l'électrode de détection, du fait notamment de l'influence de la distance à l'électrode sur les PAF. [7].

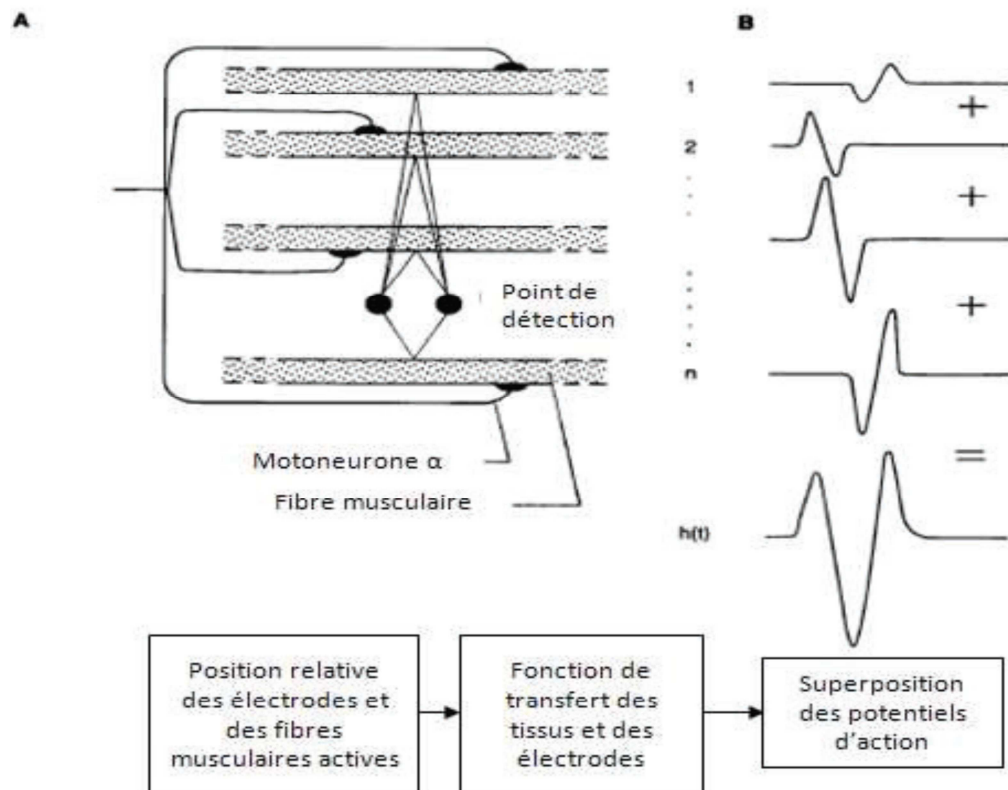


Fig. III.1 : Composition du potentiel d'unité motrice, à partir des potentiels Extra-cellulaires de fibres musculaires. D'après De Luca (1979).

A : disposition relative des fibres musculaires, de l'unité motrice, des plaques motrices et d'une électrode bipolaire.

B : potentiel que détecterait l'électrode si chaque fibre était seule active.

h(t) : potentiel d'unité motrice résultant de la somme des potentiels de fibre, 1, 2, ...n.

L'ensemble des PAUM produits par une UM constitue un train de PAUM. Le modèle de l'EMG proposé par De Luca (Fig.III 2) met en évidence cette notion de train d'impulsions $h(t)$, dont la fréquence varie aléatoirement.

Les signaux des différentes UM recrutées sont sommés pour donner lieu à un signal myoélectrique global non observable. Cette sommation est déterminée par l'intensité et la durée de la contraction.

La chaîne d'enregistrement EMG introduit ensuite un bruit $n(t)$ au signal, puis un filtre $r(t)$, afin d'aboutir à un signal EMG observable $m(t,F)$, où t est le temps et F la force.

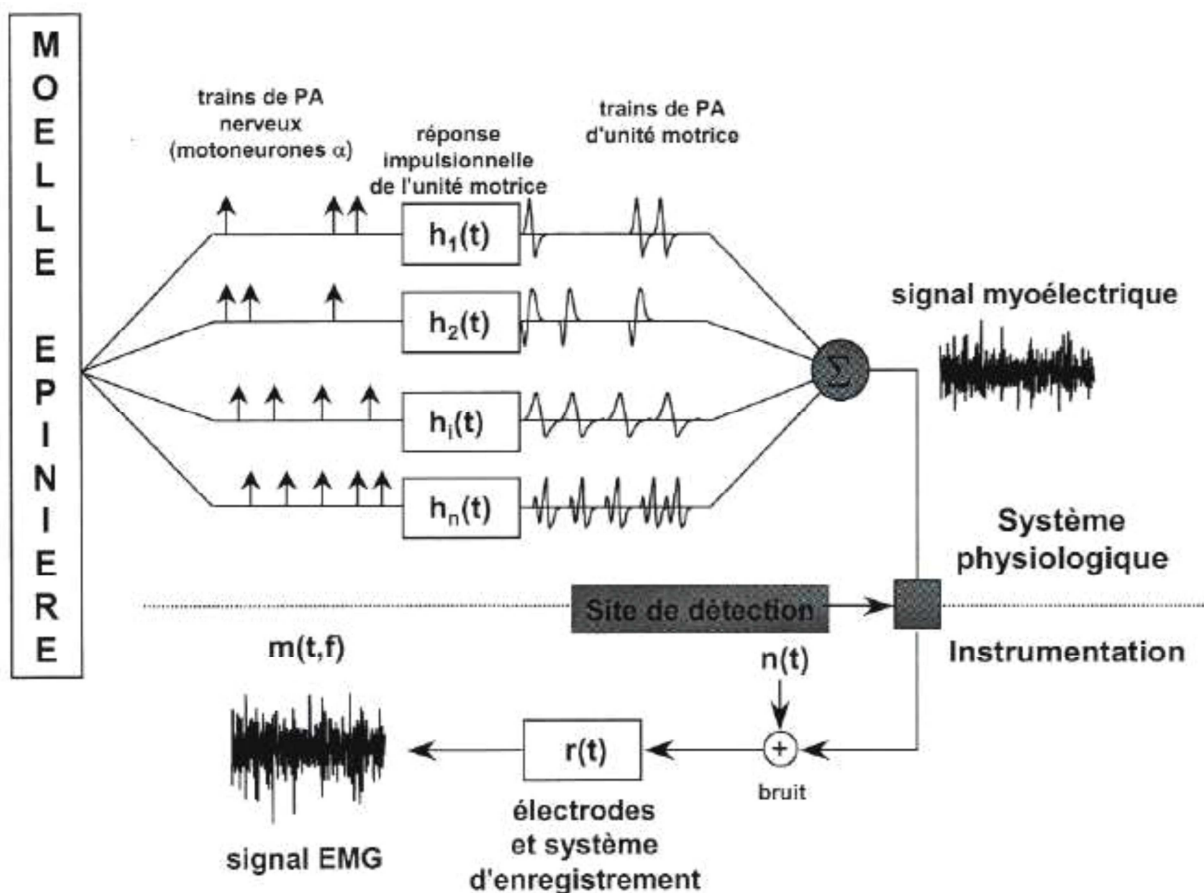


Fig. III.2 : Représentation schématique de la production du signal EMGs.

D'après De Luca (1979).

Dans le cadre de l'enregistrement d'un signal EMGs, les contributions de toutes les UM actives se mélangent pour former un « pattern d'interférence » (Figure 3).

L'EMGs apparaît alors comme une sommation de plusieurs PAUM asynchrones et aléatoirement répartis.

Les paramètres du signal EMG sont donc déterminés par les propriétés et la fréquence de décharge des UM actives, ainsi que par leur interdépendance [8].

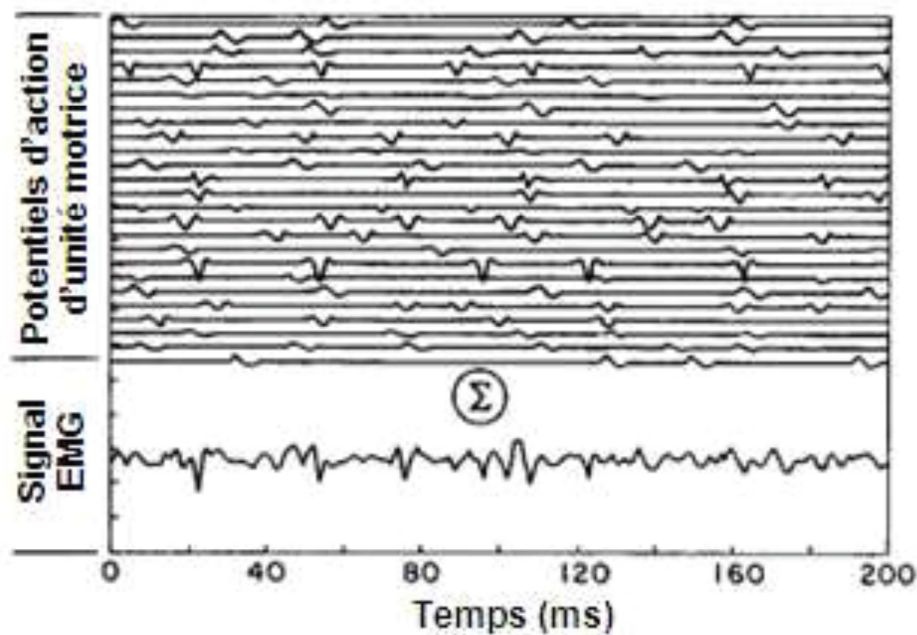


Fig. III.3 : Illustration d'un signal EMG formé par l'addition (superposition) de 25 Potentiels d'action d'unité motrice mathématiquement générés. D'après De Luca (2006).

❖ L'EMG est reconnue comme un outil attrayant en raison de sa capacité à donner facilement accès aux processus physiologiques qui sont à l'origine de la production de force et de mouvement. Toutefois, cette simplicité d'utilisation peut parfois conduire à un mauvais usage et à une interprétation incorrecte des résultats. De ce fait, il est essentiel pour les utilisateurs de l'EMG de bien comprendre les principes régissant la détection, l'enregistrement et le traitement du signal EMG, afin d'optimiser la qualité des informations issues du signal.

III. Détection et enregistrement du signal EMG :

La première grande étape méthodologique de l'analyse EMG est la détection du signal, qui s'effectue grâce une chaîne EMG et des électrodes. Il existe deux grandes familles d'électrodes : intramusculaires et de surface. Ainsi, l'EMG peut se réaliser selon deux Méthodes, soit de manière invasive par le biais d'une électrode-aiguille (ou filaire) insérée Dans le muscle, soit de façon non-invasive avec des électrodes collées à la surface de la peau. (Qui sont plus détaillée dans le chapitre précédant).

Les caractéristiques des signaux EMG enregistrés sont dépendantes de la technique de détection. D'après la Figure 4, le nombre de PAUM semble globalement plus élevé avec les électrodes de surface.



Fig. III.4 : Différences de signal EMG entre les électrodes à aiguille et les électrodes de surface. D'après Hogrel (2005).

A: signal EMG détecté par les électrodes à aiguille.

B : signal EMG détecté par les électrodes de surface.

Malgré certaines limites les électrodes de surface apparaissent moins contraignantes et beaucoup plus adaptées à notre sujet d'étude.

C'est la raison pour laquelle, elles ont été exclusivement utilisées lors de notre travail. L'objectif principal lors de l'étape d'enregistrement est de réduire le bruit dans le signal EMG. Pour ce faire, il est possible d'agir à différents niveaux.

III.1. Matériel : choix des électrodes

Un enregistrement EMGs est influencé par la forme, la taille, la position, l'orientation des électrodes et la distance inter-électrode. En effet, ces paramètres sont à prendre en considération car ils affectent l'amplitude et la fréquence du signal EMG. Ceci s'explique par le fait qu'ils déterminent le nombre de FM vues par les électrodes. Or, plus ce nombre est élevé, plus l'amplitude EMG le sera, et inversement.

1.1 Forme et taille de l'électrode :

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

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

1.2 Distance inter-électrode :

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

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

1.3 Conception de l'électrode :

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

III.2 Préparation de la peau :

Les principales critiques que l'on peut faire à l'EMGs sont inhérentes à la technique elle-même. Les modifications du signal engendrées par les tissus entre la source du signal et le site de détection à la surface de la peau demeurent inévitables. La qualité du signal est soumise à l'influence des propriétés anisotropiques et conductrices des différents tissus qu'il traverse et qui agissent comme différents filtres. Le ratio signal/bruit dépend en grande partie des propriétés électriques du volume conducteur et de l'impédance électrode-peau. En effet, l'épiderme présente une résistance pouvant fortement altérer le recueil des signaux électrophysiologiques. Ainsi, afin d'obtenir un enregistrement EMGs de qualité il est essentiel de tenir compte des propriétés électriques de la peau. Complexe et variable, la résistance de la peau dépend de beaucoup de paramètres, tels que l'état physiologique et morphologique de l'individu, de la température et humidité de la peau, ainsi que de la région anatomique

concernée. Dans le cadre de l'EMGs, il est recommandé d'avoir la résistance cutanée la plus faible et la plus stable possible.

Il est donc nécessaire de procéder à une préparation de la peau en contact avec les électrodes, afin de réduire l'impédance électrode-peau et d'obtenir une meilleure fixation des électrodes. Dans un premier temps, il convient de raser la peau lorsque cela est nécessaire. Ensuite, la peau doit être abrasée avec du papier de verre ou une pierre ponce, dans le but de créer des micro-érosions où s'accumulent des électrolytes.

La seconde étape consiste à nettoyer et dégraisser la peau au moyen d'une solution adaptée (alcool, éther, acétone) pour favoriser l'adhérence des électrodes à la peau. En supprimant ainsi la couche superficielle de peau morte, cette préparation permet de réduire les variations du signal EMG et de limiter l'impact des facteurs non physiologiques. Le gel et la pâte pour électrode sont aussi utilisés pour réduire l'impédance électrode-peau. Il est primordial d'obtenir un contact optimal entre la peau et la surface de détection de l'électrode, afin d'éviter que le signal EMG soit affecté par des mouvements d'électrode. Par ailleurs, une préparation minutieuse de la peau aura pour bénéfices d'obtenir un rapport signal/bruit correct et d'amplifier les PA musculaires sans les altérer. L'emploi d'un amplificateur de signal est également un moyen pour minimiser le problème d'une impédance élevée.

Après avoir souligné l'importance de la préparation cutanée, il est tout aussi primordial de se concentrer sur la position des électrodes, dont l'influence sur le signal EMG est dépendante du type d'analyse réalisée.

III.3 Placement des électrodes

Quel que soit l'analyse réalisée, les paramètres physiologiques dérivés du signal EMG sont fondamentalement dépendants de la position de l'électrode. Cette dernière apparaît donc comme une variable significative de l'EMG, qui dépend des caractéristiques morphologiques et anatomiques de chaque sujet. En effet, le signal EMG est influencé par la position relative de l'électrode par rapport aux zones d'innervation (ZI) et aux tendons, induisant ainsi une variation des caractéristiques des signaux enregistrés selon la position des électrodes par rapport aux FM (Figure 5). De plus, il a été montré que le placement des électrodes détermine la forme des PA et la contribution des PAUM [9].

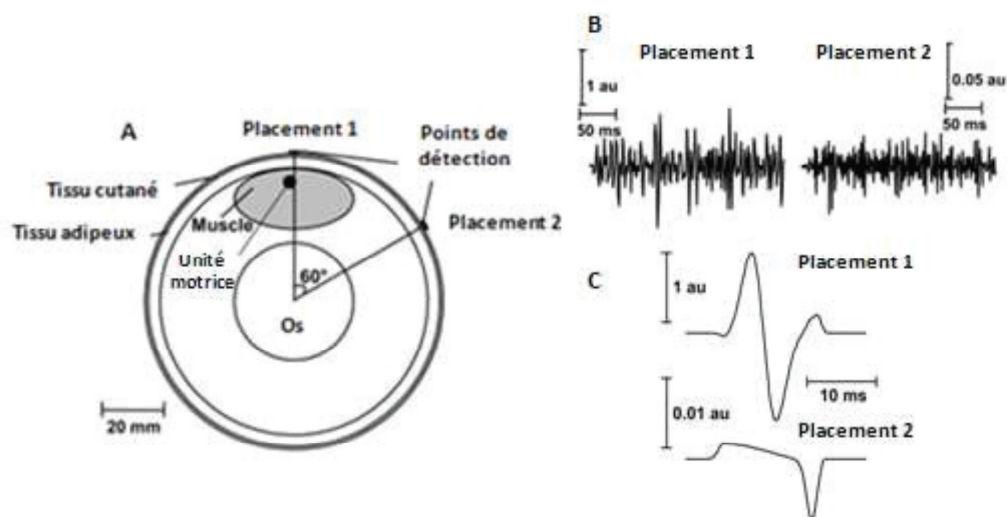


Fig. III.5 : Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires actives sur l'électromyogramme de surface. D'après Farina et al. (2004).

A : section d'un volume conducteur composé d'os, de muscle, de tissus adipeux et cutané, avec une paire d'électrodes placées sur la peau à deux endroits.

B : signaux EMG de surface filtrés détectés au dessus (placement 1) et éloigné (placement 2) du muscle actif.

C : potentiels d'action d'une simple unité motrice à deux lieux de détection.

L'amplitude et la fréquence du spectre du signal EMG sont affectés par le placement de l'électrode par rapport à la ZI

ERROR: syntaxerror
OFFENDING COMMAND: --nostringval--

STACK:

Chapitre III:

Le signal EMG

I. Introduction :

Ce chapitre est consacré à la conception et la réalisation d'un **EMG** à base d'un amplificateur d'instrumentation **AD 622an** avec 3 électrodes de surfaces qui permettent de capter le signal de l'avant bras, On ajoutant un offset, la tension se décale vers le haut de 2 volts. Une fois capter il sera converti en numérique grâce au convertisseur analogique/numérique de la carte Arduino (résolution de 10bits), cette résolution représente une excellente précision pour le projet. En fin il sera visualisé sur le pc.

II. Matériels et logiciel utilisés :

II.1. Les électrodes d'enregistrements :

Le signal généré par la contraction musculaire résulte d'un déplacement d'ions, il est nécessaire de convertir ce mouvement ionique en un mouvement d'électrons de manière à pouvoir le traiter avec de l'équipement électronique. C'est le rôle de conversion que les électrodes effectuent, dans ce projet j'ai utilisé les électrodes de surfaces suivantes (Fig. III.1)



Fig. IV.1 : les électrodes de surface

II.2. Amplificateur d'instrumentation AD622AN.

L'étage du préamplificateur est le module le plus critique lors de la conception de la chaîne de mesure du signal. Sa tâche principale est d'amplifier la tension entre deux électrodes de mesure pendant qu'il rejette le signal de mode commun.

L'amplificateur d'instrumentation utilisé pour ce projet est **AD622AN**. Ce dernier est un composant à gain en tension différentiel, il amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses bornes. Sa fonction principale est d'amplifier les petits signaux, superposés à des tensions communes élevées. (**fig.III.2**)

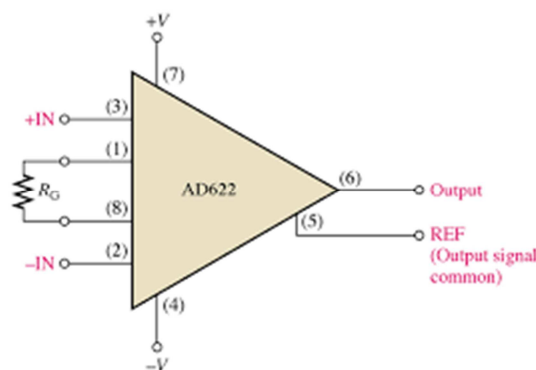


Fig. IV. 2 : schéma électrique d'un AD 622AN

II.2. a) Les caractéristiques d'AD622AN [10].

- une impédance d'entrée élevée, un fort rejet en mode commun, une tension d'offset et une impédance de sortie faibles. Il comprend 3 ampli-Op et quelques résistances.
- Il est utilisé dans des environnements où le bruit en mode commun est élevé, tels que les systèmes d'acquisition de données où l'on requiert une perception à distance des variables d'entrée. Le signal d'entrée issu des électrodes, est de l'ordre de millivolt, il s'achemine vers l'étage de préamplificateur, le rôle de ce dernier est d'amplifier tout simplement la différence de potentiel entre deux électrodes, par rapport à une troisième.
- Facile à utiliser.
- Large gamme d'alimentation: $\pm 2,6 \text{ V} \pm 15 \text{ V}$.

- Faible puissance, courant d'alimentation maximale de 1,5 mA

II.2.b) Performances DC

0,15% de précision de gain: $G = 1$

125 mV de tension de décalage d'entrée maximale

1,0 mV / ° C dérive de décalage d'entrée maximale

5 nA entrée maximale de courant de polarisation

Mode commun Taux de réjection 66 dB minimum: $G = 1$

II.2.d) Bruit :

0,60 uV bruit p-p: 0,1 Hz à 10 Hz, $G = 10$

II.2.c) Les Caractéristiques AC

800 kHz de bande passante: $G = 10$

10 ms temps de stabilisation à 0,1% @ $G = 1$ à 100

1,2 V / uS vitesse de balayage



Fig. IV.3: amplificateur d'instrumentation
AD622AN.

- ❖ L'AD622 est à faible coût, l'instrumentation modérément précise amplificateur dans la configuration traditionnelle de broche qui ne nécessite qu'une résistance externe pour régler le gain entre 2 et 1000.
 - suite à plusieurs réflexions du l'avant bras dans ce projet le gain est réglé à 800 avec une résistance interne de 62.57ohms.
- ❖ La fonction de transfert qui permet de sélectionner le gain de l'amplificateur est :

$$G = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad \dots\dots\dots (4)$$

II.3.Décalage offset de la tension :

Cet élément est utilisé pour modifier le signal pour qu'il soit possible de faire la conversion analogique numérique par le convertisseur de la carte Arduino.

Donc l'objectif est d'amener le signal de l'amplificateur qui varie entre 1 et 1V vers un signal dont la plage des valeurs va de 0 à 2V. L'élément utiliser pour cette fonction est un circuit de fixation de niveau qui ajoutera un décalage offset de la tension.

L'ajout de décalage DC de 2V se fera avec un circuit de fixation composé d'un condensateur de 100 micros farad et d'un potentiomètre qui nous permet le bon réglage et on ajoutant un AOP 741 monté en suiveur pour que la tension soit fixe.

II.3 a) circuit de fixation de niveau

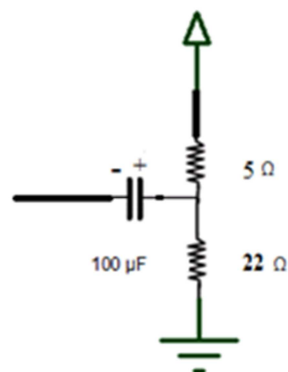


Fig. IV.4 : circuit de fixation de niveau.

II.3.b) Amplificateur 741 monté en suiveur :

Cet ampli a pour but de fixer la tension grâce à ses Caractéristiques suivantes :

- Gain de l'amplificateur : 1
- Résistance d'entrée : infinies
- Résistance de sortie : nulle.

Sa formule :

$$V_s = V_e$$

- Ce suiveur de tension permet de prélever une tension sans la perturber, car il possède un courant d'entrée nul et aussi grâce à ses caractéristique précédentes.

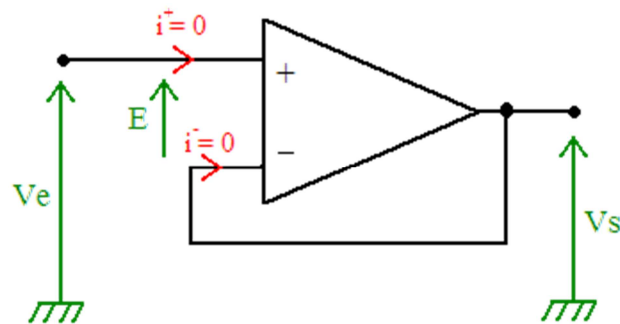


Fig.IV.5 : ampli 741 monté en suiveur de tension.

Calcule v_s en fonction de v_e :

L'amplificateur suiveur, est l'exemple le plus facile pour déterminé v_s en fonction de v_e .

Avec cet AOP en suiveur, l'AOP est en régime linéaire. De plus, l'en considère comme parfait, dans ce cas nous avons :

$E = 0v$. Ce qui nous donne :

$V_+ = v_-$ (entrée positive = entrée négative)

Maintenant, il nous reste qu'à déterminer les valeurs de v_+ et de v_-

Dans notre cas, les entrées de ce montage suiveur sont :

- $v+$ est reliée à v_e , donc : $v+=v_e$
- $v-$ est relié à v_s , donc : $v-=v_s$

Ainsi, en remplaçant la formule précédente ($v+=v-$) par les valeurs respectives de $v+$ et de $v-$, on obtient : $V_s=V_e$.

Ceci est la formule de notre montage suiveur.

II.3.c) Circuit de fixation avec amplificateur 741 monté en suiveur

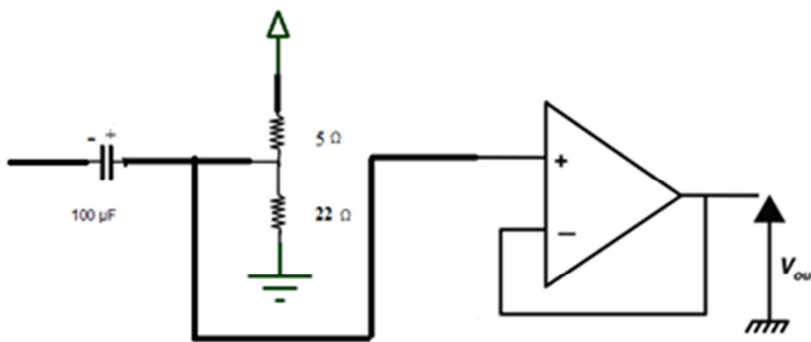


Fig.IV.6 : circuit de fixation de niveau avec un ampli 741.

➤ Donc grâce à ce circuit notre tension est décaler de 2 volts et stabilisée comme la montre la figure.III.7.

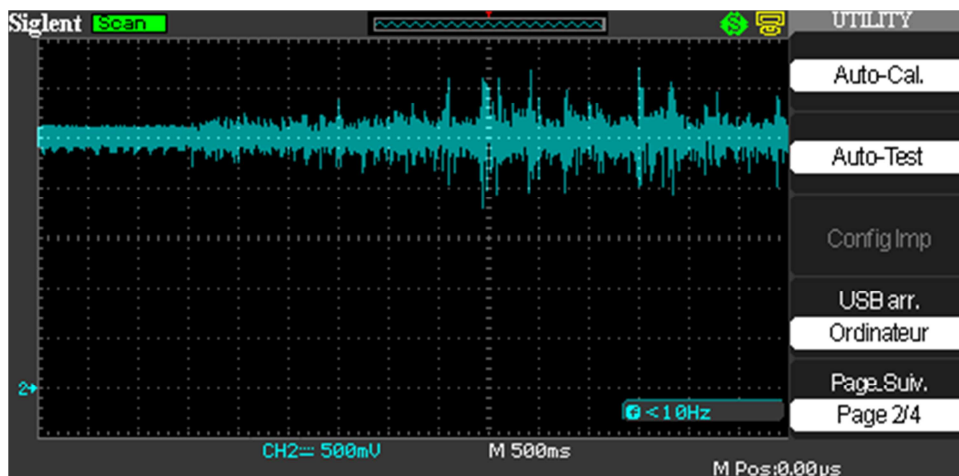


Fig.IV.7 : signal décalé vers le haut de 2 volts.

Schema bloc d'un EMG:

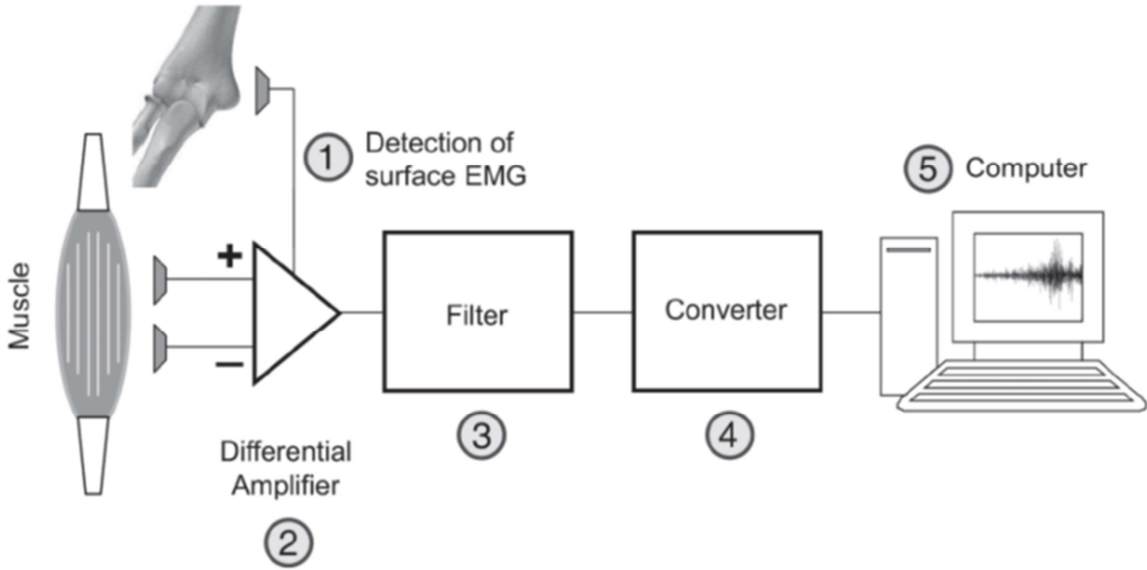
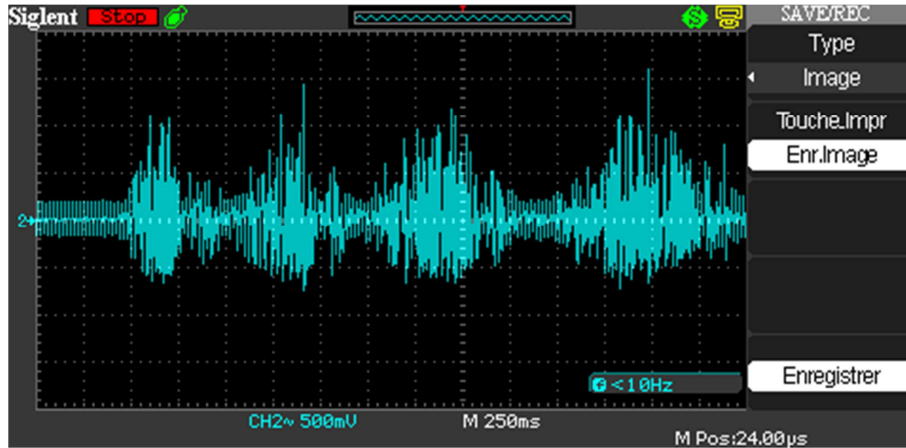


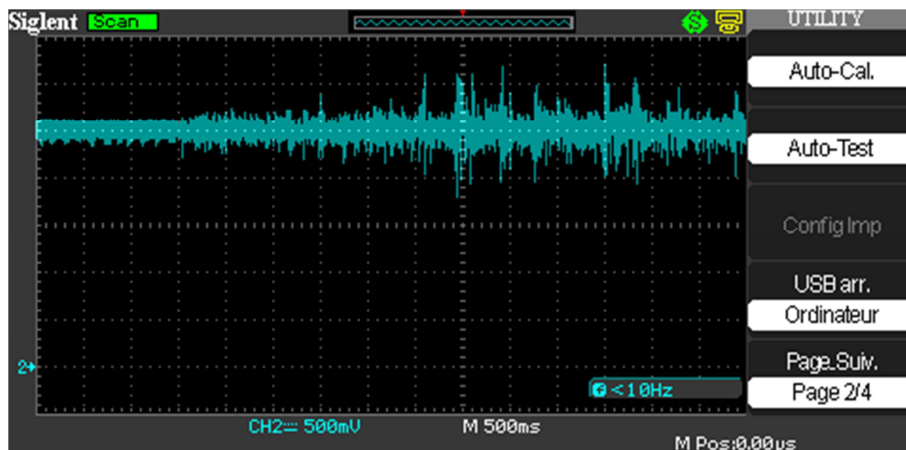
Fig VI.8: Schema bloc d'un EMG

II.4. Visualisation d'un signal EMG : Ces figures suivantes montrent les différentes contractions visualisées sur l'oscilloscope numérique.

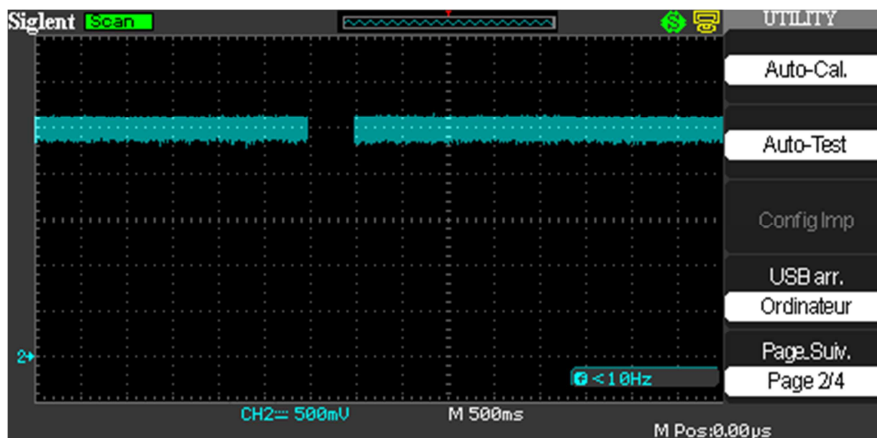
A-contraction forte : (Fig. IV.9 : contraction forte.)



B-contraction moyenne : (Fig. IV.10 : contraction moyenne.)



sC-pas de contraction : (Fig. IV.11 : pas de contraction.)



III- Les logiciels utilisés : [11]. Les logiciels Matlab et l'environnement Arduino ont été utilisés pour l'acquisition le développement et l'analyse des données.

III.1 La plateforme Arduino :

C'est une plateforme open-source d'électronique, basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR.), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré (IDE) pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour construire des objets interactifs indépendants (prototypage Rapide), ou bien peut être connecté à un ordinateur pour communiquer avec ses logiciels, dans mon projet elle se communique avec le **Matlab**.

III.1.1. Partie matérielle :

En effet, une carte Arduino est généralement construite autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (ATmega328 ou ATmega2560 pour les versions récentes ATmega168 ou ATmega8 pour les plus anciennes), et de composants complémentaires qui facilitent la programmation et l'interfaçage avec d'autres circuits. Chaque carte possède au moins un régulateur linéaire 5V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèles). Le microcontrôleur est pré-programmé avec un « bootloader » de façon à ce qu'un programme dédié ne soit pas nécessaire.

Treize versions des cartes de type Arduino ont été développées jusqu'à nos jours, à titre indicatif nous citons Arduino Uno et Arduino Mega2560 qui sont les plus utilisées.

- Dans mon projet c'est **Arduino-uno** qui est utilisé.

Le tableau suivant résume les principales caractéristiques de ces deux cartes :

Arduino	Uno	Mega2560
Processeur	ATmega328P	ATmega2560
Flash (KB)	32	256
EEPROM(KB)	1	4
SRAM(KB)	2	8
Broches d'E/S numériques	14 dont 6 PWM	54 dont 14 PWM
Broches entrées analogiques	6	16
Type d'interface USB	ATmega8U2	ATmega8U2
Dimensions (mm)	68,6 x 53,3	101,6 x 53,3

Tableau1 : Comparatif entre Arduino Uno et Mega2560

III.1.2.Partie logicielle :

L'environnement de programmation Arduino est en fait un Intégré de Développement (EDI) dédié au langage Arduino, le logiciel Arduino permet d'écrire les programmes, appelés « Sketch » de les compiler et de les transférer dans la carte Arduino à travers une liaison USB, Il intègre aussi un moniteur de port série, dans cette version que j'ai installé il intègre aussi le **traceur série**.

Pour écrire un programme avec le langage Arduino, il faut respecter certaines règles. En effet, l'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle, c'est-à-dire que les instructions sont exécutées les unes à la suite des autres, le compilateur vérifie l'existence de deux structures obligatoires à tout programme Arduino qui sont :

- la partie initialisation et configuration des entrées/sorties → la fonction `setup()`
- la partie principale qui s'exécute en boucle → la fonction `loop()`

Par contre, la partie déclaration des variables est optionnelle. La figure1 montre l'interface Graphique de l'EDI ainsi que la structure d'un programme réalisé avec le langage Arduino.

```

Analog0_vers_232_ISET_BIZERTE | Arduino 1.0.1
Fichier  Édition  Croquis  Outils  Aide

Analog0_vers_232_ISET_BIZERTE $

int out = 0;
byte in = 0;
byte pinOut = 13;

void setup() {
  // initialisation du port série
  Serial.begin(9600);
  // Configuration de la sortie
  pinMode(pinOut, OUTPUT);
}

void loop() {
  // lire l'entree analogique (PIN A0)
  out = analogRead(A0);
  // Convertir en format uint8
  out = map(out, 0, 1023, 0, 255);
  // Envoyer via le port serie en code |ASCII|
  Serial.write(out);
  // Si les données sont disponibles lire le port série
  if(Serial.available()){
    in = Serial.read();
    // transCere le contenu du port serie vers PIN 13
    analogWrite(pinOut, in);
  }
  // 20ms d'attente sont necessaires pour stabiliser le port serie...
  delay(20);
}

Téléversement annulé
Taille binaire du croquis : 2 936 octets (d'un max de 32 256 octets)

20 Arduino Uno en COM10
  
```

Fig. IV.12 : EDI Arduino et structure du programme.

III.1.3. La carte Arduino Uno : [11].

Pour les essais pratiques et le prototypage, nous avons choisi d'utiliser la carte Arduino Uno pour trois raisons :

- Sa capacité de communication avec Simulink/Matlab
- Ses performances, 32kB de mémoire flash, 14 entrées/sorties dont 6 PWM, vitesse D'horloge 16Mhz et un port de communication USB. Ces performances sont largement Suffisantes pour les applications que nous comptons réaliser.
- Son prix abordable.

Une vue réelle de la carte est schématisée par la figure.III.12.

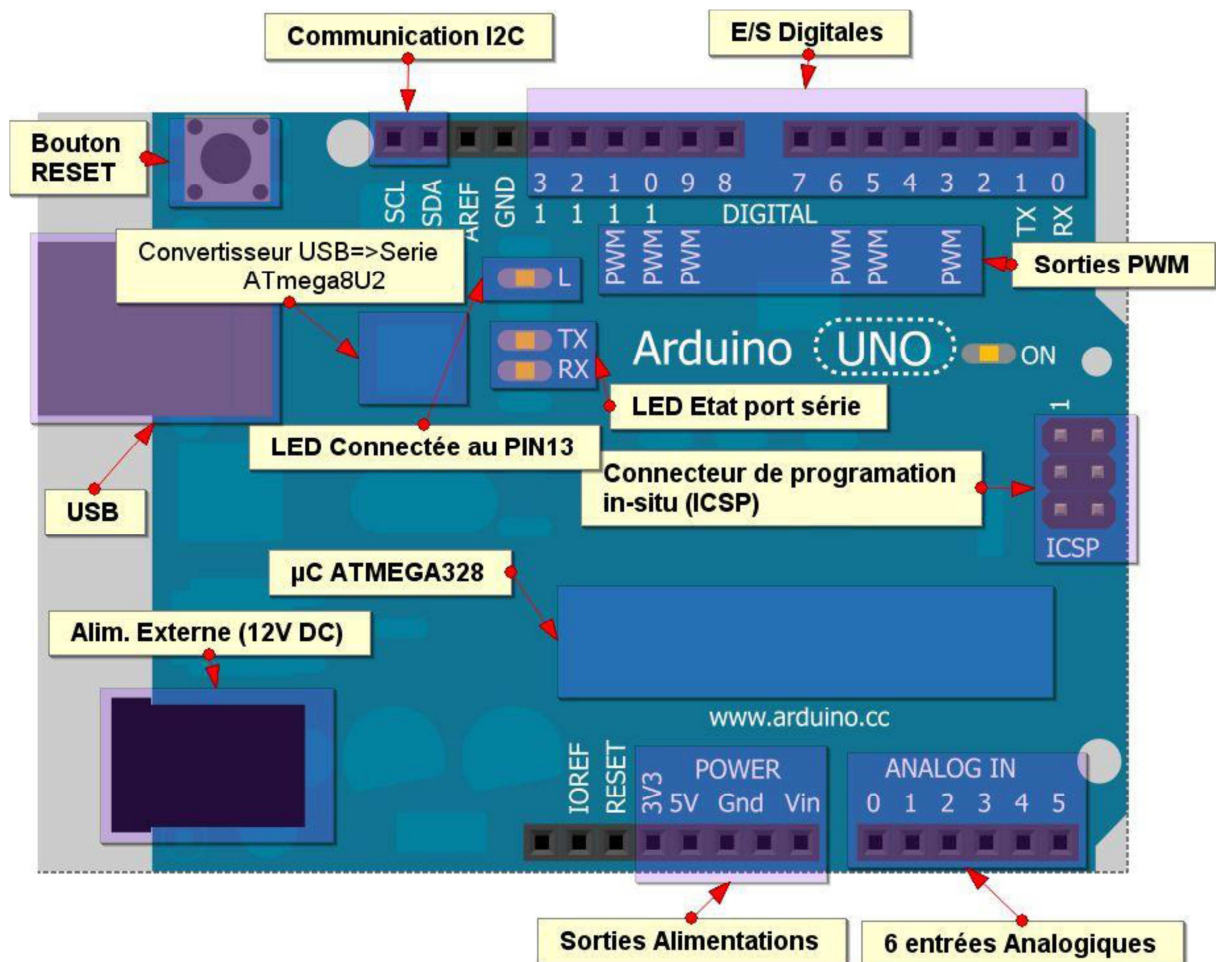


Fig. IV.13 : synoptique d'une carte Arduino uno.

On note bien la présence des bornes suivantes (PIN) :

- Entrée alimentation externe 12V DC.
 - IOREF est une réserve, non connectée, prévue pour être utilisée dans les prochaines versions.
 - Reset est une entrée pour un reset externe.
 - Gnd, 3.3V et 5V sont des sorties d'alimentations régulées.
 - Analog In (0..5) appelées aussi A0..5, sont des entrées analogiques 0-5V, la résolution du convertisseur ADC est 10bits, la référence de tension pour le convertisseur ADC est 5V par défaut.
 - ICSP (In-Circuit Serial Programming) permet la programmation du microcontrôleur in-situ, utile dans le cas d'une mise à jour du firmware du microcontrôleur.
 - 14 entrées/sorties digitales, dont 6 PWM.
 - AREF entrée pour une référence de tension externe pour le convertisseur analogique numérique (ADC).
- SDA, SCL lignes de communication I2C

III.1.4. Le matériel

Le signal EMG issue du circuit de décalage offset de tension est injecté directement sur Arduino comme suit :

- ✓ La sortie du circuit de fixation est reçue par l'entrée analogique A0 (PIN 0).
- ✓ La communication de la carte et le PC se fait à travers une liaison USB.

La fig. VI.13 schématise l'implantation du matériel.

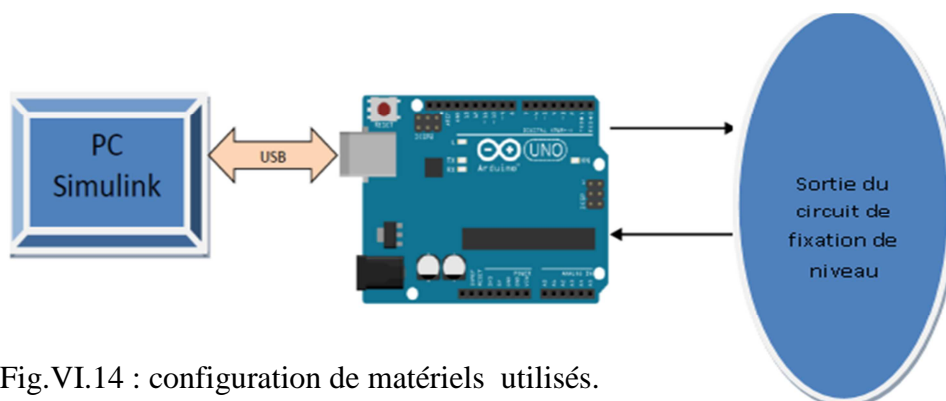
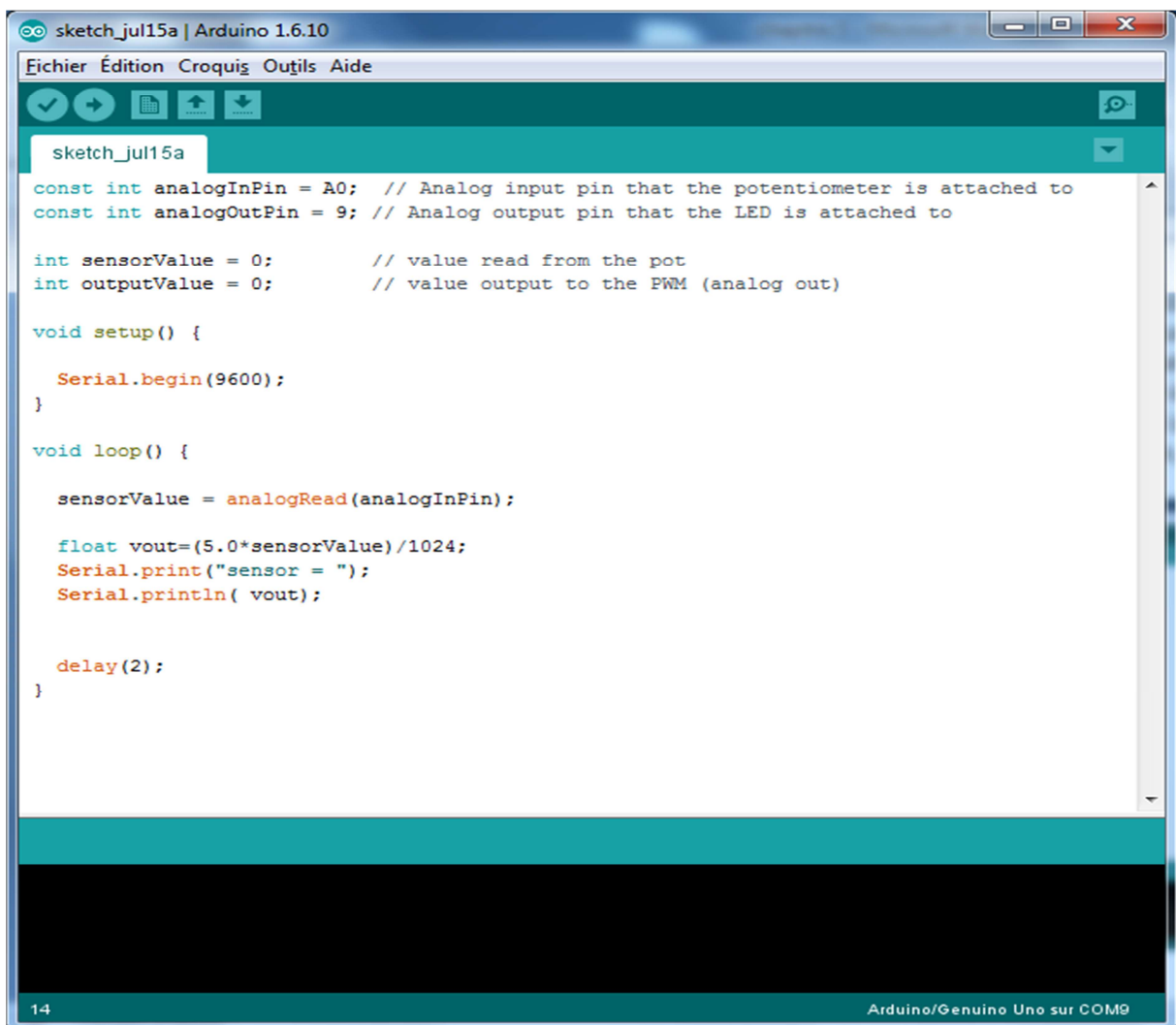


Fig.VI.14 : configuration de matériels utilisés.

III.1.5. Les étapes de développement :

En premier lieu, la carte Arduino est programmée pour être utilisée comme carte d'acquisition, le signal EMG issue de la sortie du circuit de décalage d'offset de tension est appliquée à l'entrée (A0) du convertisseur analogique numérique (résolution 10bits). Ainsi, il est convertie en une valeur numérique de 0 à 255 pour être transmise au PC à travers le convertisseur série (RS232)/USB intégré à la carte. La figure IV.14 détaille le programme, écrit avec l'EDI Arduino, qui sera chargé au microcontrôleur de la carte.

The image shows a screenshot of the Arduino IDE interface. The window title is "sketch_jul15a | Arduino 1.6.10". The menu bar includes "Fichier", "Édition", "Croquis", "Outils", and "Aide". The toolbar contains icons for saving, running, uploading, and downloading. The main editor area shows the following code:

```
sketch_jul15a
const int analogInPin = A0; // Analog input pin that the potentiometer is attached to
const int analogOutPin = 9; // Analog output pin that the LED is attached to

int sensorValue = 0; // value read from the pot
int outputValue = 0; // value output to the PWM (analog out)

void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  sensorValue = analogRead(analogInPin);

  float vout=(5.0*sensorValue)/1024;
  Serial.print("sensor = ");
  Serial.println( vout);

  delay(2);
}
```

The status bar at the bottom indicates "14" on the left and "Arduino/Genuino Uno sur COM9" on the right.

Fig. IV.15: programme assurant l'acquisition et le transfert des données vers le PC.

III.1.6 Résultats obtenus:**Visualisation des valeurs numériques sans et avec contractions :**

Sans la contraction	Avec la contraction
sensor = 1.90	sensor = 2.10
sensor = 1.92	sensor = 2.81
sensor = 1.96	sensor = 2.70
sensor = 1.94	sensor = 2.50
sensor = 1.97	sensor = 2.14
sensor = 1.93	sensor = 2.27
sensor = 1.94	sensor = 1.63
sensor = 1.92	sensor = 1.72
sensor = 1.95	sensor = 1.79
sensor = 1.93	sensor = 2.08
sensor = 1.92	sensor = 1.48
sensor = 1.95	sensor = 2.26
sensor = 1.92	sensor = 3.03
sensor = 1.97	sensor = 2.32
sensor = 1.91	sensor = 2.91
sensor = 1.93	sensor = 1.49
sensor = 1.89	sensor = 1.22
sensor = 1.97	sensor = 1.70
sensor = 1.96	sensor = 2.20
sensor = 1.91	sensor = 1.61
sensor = 1.93	sensor = 2.92
sensor = 1.94	sensor = 3.10
sensor = 1.98	sensor = 2.86

Tableau2 : les valeurs numériques du signal avant et après la contraction.

III.1.7. L'environnement Matlab/Simulink :

C'est un logiciel de calcul mathématique pour les ingénieurs et les scientifiques créé par Mathworks.

MATLAB est un environnement de programmation pour le développement d'algorithme, D'analyse de données, de visualisation, et de calcul numérique. En utilisant MATLAB, la résolution des problèmes de calcul complexes se fait plus rapidement qu'avec des langages de Programmation traditionnels, tels que C, C++, et le Fortran.

SIMULINK est un environnement pour la simulation multi-domaine. Il fournit un environnement graphique interactif et un ensemble de bibliothèques de bloc qui permettent de concevoir, simuler, mettre en application, et examiner une variété de systèmes, tel que les systèmes de communications, de commandes, de traitement des signaux, de traitement visuel, et de traitement d'image[12].

III.2 La partie traitement de signal EMG :

Analyse des données électromyographique à l'aide de Matlab et du signal processing toolbox associé :

III.2.A) Chargement des données EMG dans l'environnement MATLAB :

```
w=load ('emg.txt');
```

w est la variable (vecteur) qui contient les données EMG.

-Traçage des données

```
plot (w)
```

```
xlabel ('Numéro de l'échantillon')
```

```
ylabel ('signal EMG')
```

On obtient le graphique suivant.

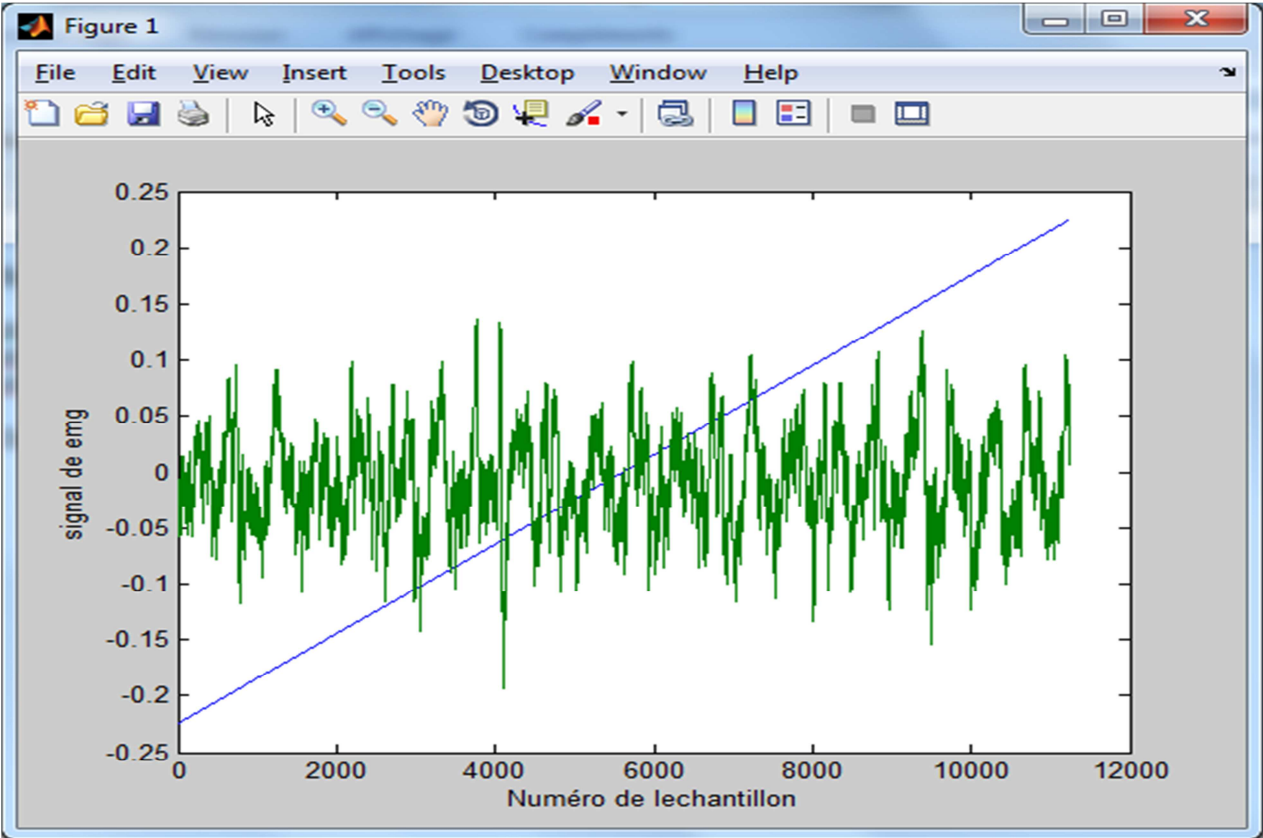


Fig.VI.16 : signal EMG brut.

III.2.B) Supprimer toute composante continue du signal

$W1 = \text{detrend}(w)$;

W1 est le signal sans décalage en courant continu (sans DC offset)

On obtient le graphique suivant :

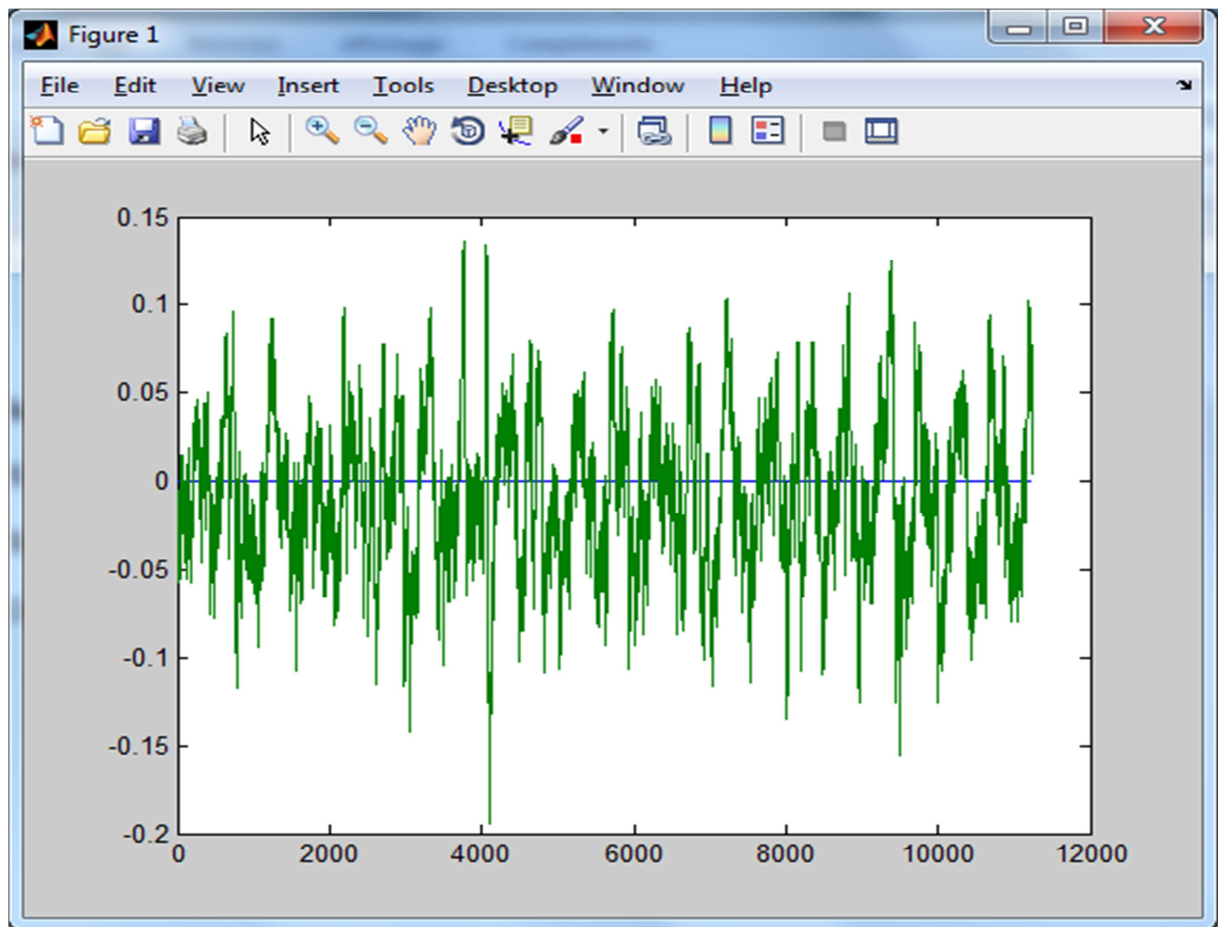


Fig. IV.17 : signal EMG sans DC offset.

III.2.C) Rectification du signal EMG

```
rec_w=abs(w1);s
```

```
plot(rec_w)
```

```
xlabel('Sample number')
```

```
ylabel('Rectified EMG signal')
```

On obtient le graphique suivant :

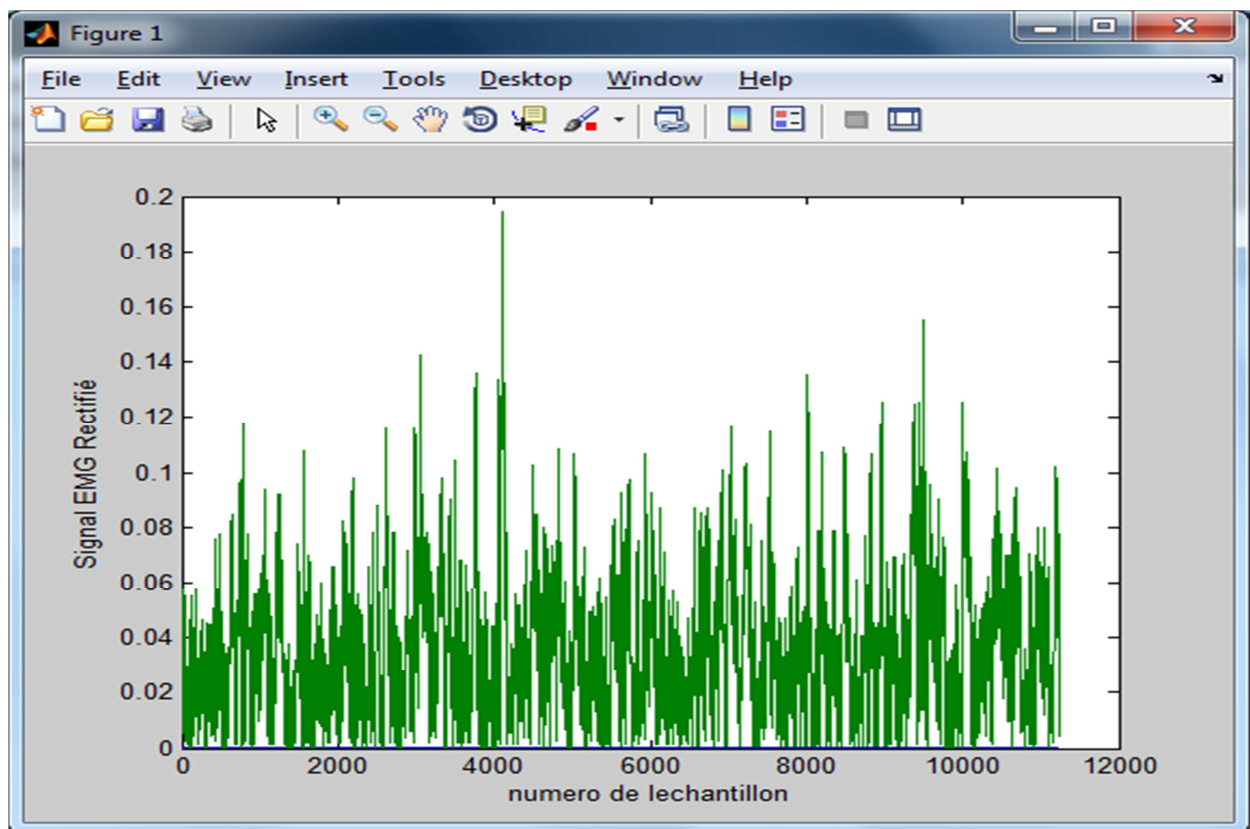


Fig.IV.18 : signal redressé.

rec_w est le signal redressé.

III.2.D) Enveloppe linéaire du signal EMG :

On a besoin de construire un filtre passe-bas d'une fréquence de coupure 10Hz. fréquence d'échantillonnage est de 1000 Hz, et on doit utiliser le filtre d'ordre 5.

```
[b,a]= butter(5,10/1000,'low');
```

L'étape suivante consiste à filtrer les signaux pour obtenir l'enveloppe linéaire. La commande `filtfilt` effectue le filtrage dans les deux directions pour éliminer tout déphasage du signal.

```
filter_w=filtfilt(b,a,rec_w);
```

```
plot(filter_w)
```

```
xlabel('Numéro de l'échantillon')
```

```
ylabel('filtre passe bas pour un signal emg')
```

`filter_w` est le signal filtré. On obtient ce graphique suivant

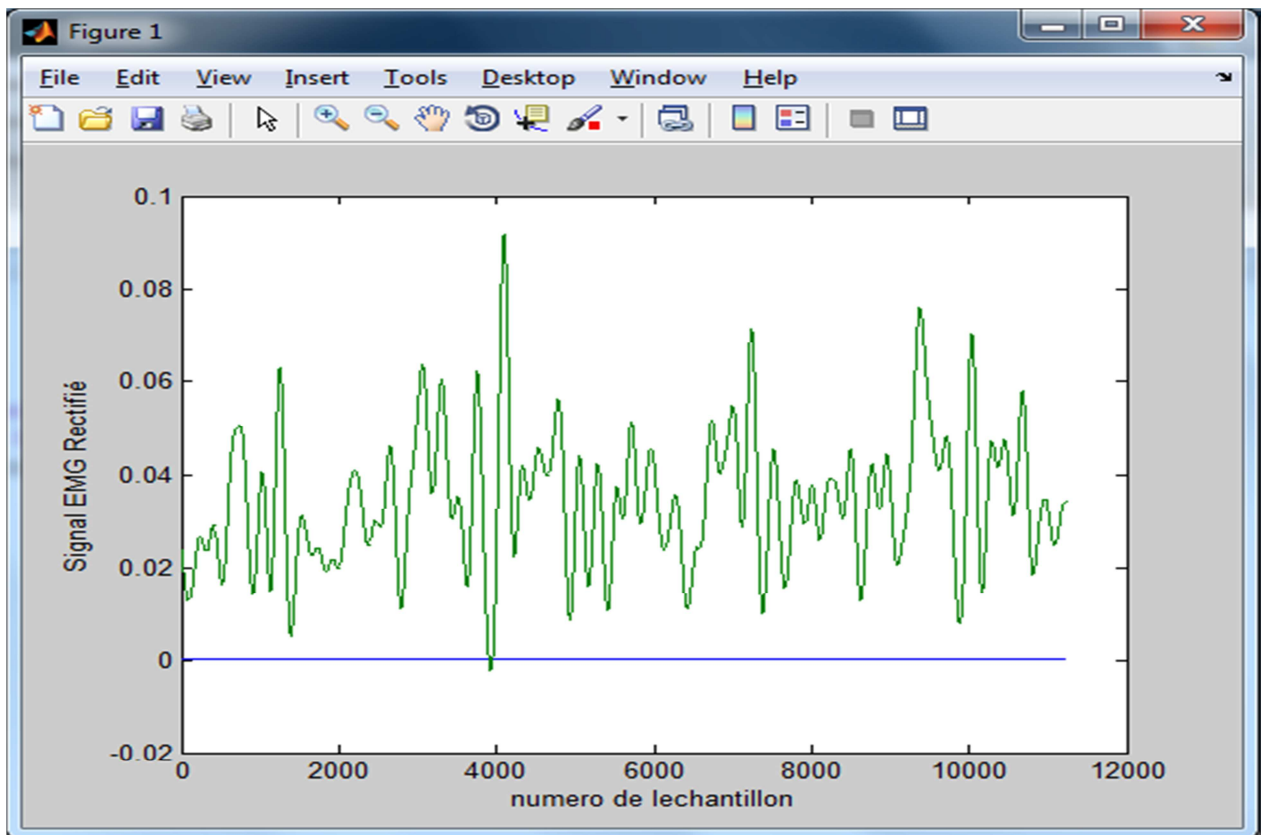


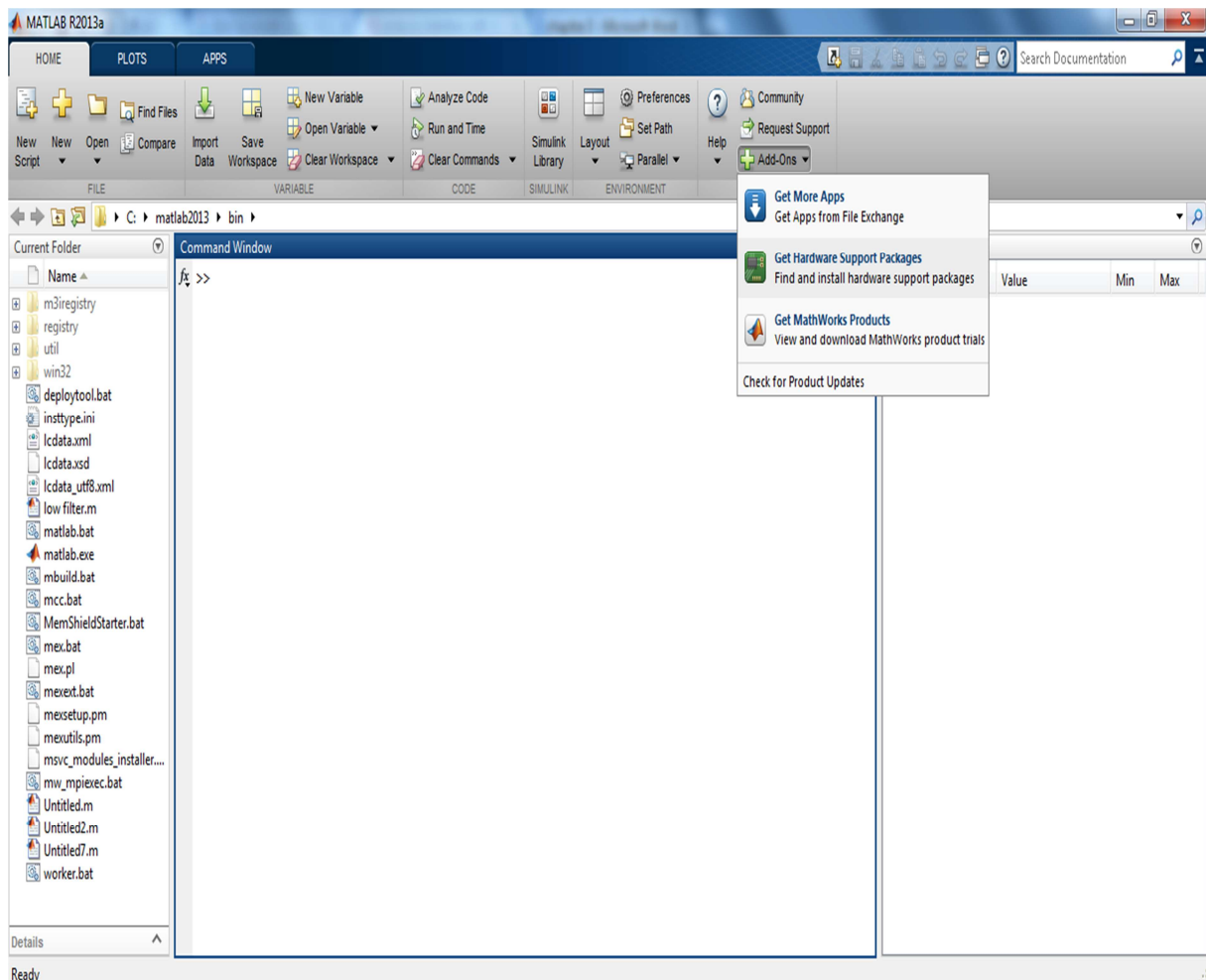
Fig. IV.19 : signal filtré.

IV. Arduino Interface avec MATLAB

Nous allons créer MATLAB m-fichiers simples pour parler à notre carte Arduino. Le support MATLAB Packages pour Arduino Hardware nous permet d'utiliser MATLAB pour communiquer avec notre conseil d'administration via un câble USB.

IV.1 Installation des packages

Nous pouvons facilement installer des paquets à travers notre MATLAB. Tout d'abord, commencer MATLAB et cliquez sur le menu Add-Ons déroulant. Dans le menu déroulant cliquez sur Obtenir Hardware Support Packages. Il va commencer à installer le package installer Windows. Ces figures suivantes montres les différentes étapes pour pouvoir installer les supports Packages Arduino.



ERROR: ioerror
OFFENDING COMMAND: image

STACK:

Chapitre IV:

Conception et réalisation d'un EMG

I. Introduction :

Ce chapitre est consacré à la conception et la réalisation d'un **EMG** à base d'un amplificateur d'instrumentation **AD 622an** avec 3 électrodes de surfaces qui permettent de capter le signal de l'avant bras, On ajoutant un offset, la tension se décale vers le haut de 2 volts. Une fois capter il sera converti en numérique grâce au convertisseur analogique/numérique de la carte Arduino (résolution de 10bits), cette résolution représente une excellente précision pour le projet. En fin il sera visualisé sur le pc.

II. Matériels et logiciel utilisés :

II.1. Les électrodes d'enregistrements :

Le signal généré par la contraction musculaire résulte d'un déplacement d'ions, il est nécessaire de convertir ce mouvement ionique en un mouvement d'électrons de manière à pouvoir le traiter avec de l'équipement électronique. C'est le rôle de conversion que les électrodes effectuent, dans ce projet j'ai utilisé les électrodes de surfaces suivantes (Fig. III.1)



Fig. IV.1 : les électrodes de surface

II.2. Amplificateur d'instrumentation AD622AN.

L'étage du préamplificateur est le module le plus critique lors de la conception de la chaîne de mesure du signal. Sa tâche principale est d'amplifier la tension entre deux électrodes de mesure pendant qu'il rejette le signal de mode commun.

L'amplificateur d'instrumentation utilisé pour ce projet est **AD622AN**. Ce dernier est un composant à gain en tension différentiel, il amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses bornes. Sa fonction principale est d'amplifier les petits signaux, superposés à des tensions communes élevées. (fig.III.2)

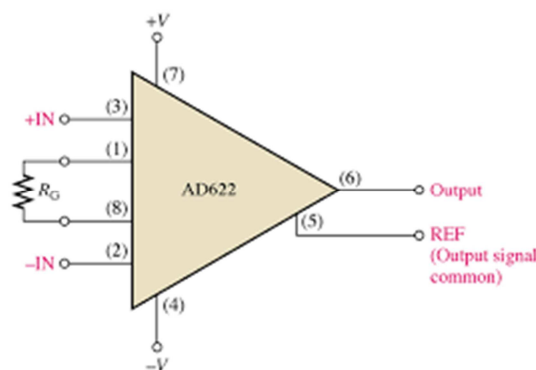


Fig. IV. 2 : schéma électrique d'un AD 622AN

II.2. a) Les caractéristiques d'AD622AN [10].

- une impédance d'entrée élevée, un fort rejet en mode commun, une tension d'offset et une impédance de sortie faibles. Il comprend 3 ampli-Op et quelques résistances.
- Il est utilisé dans des environnements où le bruit en mode commun est élevé, tels que les systèmes d'acquisition de données où l'on requiert une perception à distance des variables d'entrée. Le signal d'entrée issu des électrodes, est de l'ordre de millivolt, il s'achemine vers l'étage de préamplificateur, le rôle de ce dernier est d'amplifier tout simplement la différence de potentiel entre deux électrodes, par rapport à une troisième.
- Facile à utiliser.
- Large gamme d'alimentation: $\pm 2,6 \text{ V} \pm 15 \text{ V}$.

- Faible puissance, courant d'alimentation maximale de 1,5 mA

II.2.b) Performances DC

0,15% de précision de gain: $G = 1$

125 mV de tension de décalage d'entrée maximale

1,0 mV / ° C dérive de décalage d'entrée maximale

5 nA entrée maximale de courant de polarisation

Mode commun Taux de réjection 66 dB minimum: $G = 1$

II.2.d) Bruit :

0,60 uV bruit p-p: 0,1 Hz à 10 Hz, $G = 10$

II.2.c) Les Caractéristiques AC

800 kHz de bande passante: $G = 10$

10 ms temps de stabilisation à 0,1% @ $G = 1$ à 100

1,2 V / uS vitesse de balayage



Fig. IV.3: amplificateur d'instrumentation
AD622AN.

- ❖ L'AD622 est à faible coût, l'instrumentation modérément précise amplificateur dans la configuration traditionnelle de broche qui ne nécessite qu'une résistance externe pour régler le gain entre 2 et 1000.
- suite à plusieurs réflexions du l'avant bras dans ce projet le gain est réglé à 800 avec une résistance interne de 62.57ohms.
- ❖ La fonction de transfert qui permet de sélectionner le gain de l'amplificateur est :

$$G = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad \dots\dots\dots (4)$$

II.3.Décalage offset de la tension :

Cet élément est utilisé pour modifier le signal pour qu'il soit possible de faire la conversion analogique numérique par le convertisseur de la carte Arduino.

Donc l'objectif est d'amener le signal de l'amplificateur qui varie entre 1 et 1V vers un signal dont la plage des valeurs va de 0 à 2V. L'élément utiliser pour cette fonction est un circuit de fixation de niveau qui ajutera un décalage offset de la tension.

L'ajout de décalage DC de 2V se ferra avec un circuit de fixation composé d'un condensateur de 100 micros farad et d'un potentiomètre qui nous permet le bon réglage et on ajoutant un AOP 741 monté en suiveur pour que la tension soit fixe.

II.3 a) circuit de fixation de niveau

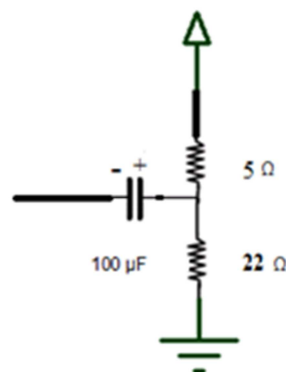


Fig. IV.4 : circuit de fixation de niveau.

II.3.b) Amplificateur 741 monté en suiveur :

Cet ampli a pour but de fixer la tension grâce à ses Caractéristiques suivantes :

- Gain de l'amplificateur : 1
- Résistance d'entrée : infinies
- Résistance de sortie : nulle.

Sa formule :

$$V_s = V_e$$

- Ce suiveur de tension permet de prélever une tension sans la perturber, car il possède un courant d'entrée nul et aussi grâce à ses caractéristique précédentes.

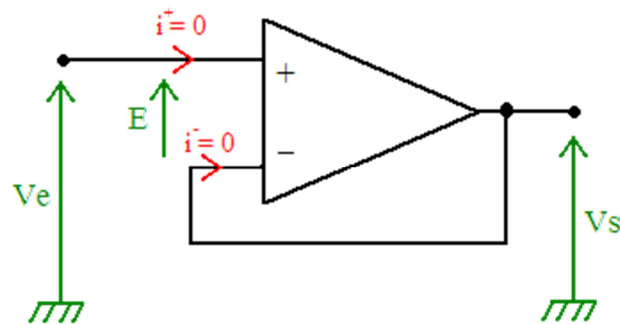


Fig.IV.5 : ampli 741 monté en suiveur de tension.

Calcule v_s en fonction de v_e :

L'amplificateur suiveur, est l'exemple le plus facile pour déterminé v_s en fonction de v_e .

Avec cet AOP en suiveur, l'AOP est en régime linéaire. De plus, l'en considère comme parfait, dans ce cas nous avons :

$E=0v$. Ce qui nous donne :

$V_+ = v_-$ (entrée positive = entrée négative)

Maintenant, il nous reste qu'à déterminer les valeurs de v_+ et de v_-

Dans notre cas, les entrées de ce montage suiveur sont :

- $v+$ est reliée à v_e , donc : $v+=v_e$
- $v-$ est relié à v_s , donc : $v-=v_s$

Ainsi, en remplaçant la formule précédente ($v+=v-$) par les valeurs respectives de $v+$ et de $v-$, on obtient : $V_s=V_e$.

Ceci est la formule de notre montage suiveur.

II.3.c) Circuit de fixation avec amplificateur 741 monté en suiveur

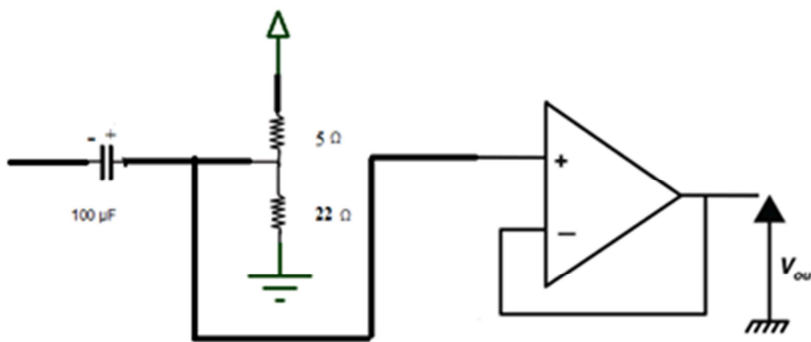


Fig.IV.6 : circuit de fixation de niveau avec un ampli 741.

➤ Donc grâce à ce circuit notre tension est décaler de 2 volts et stabilisée comme la montre la figure.III.7.

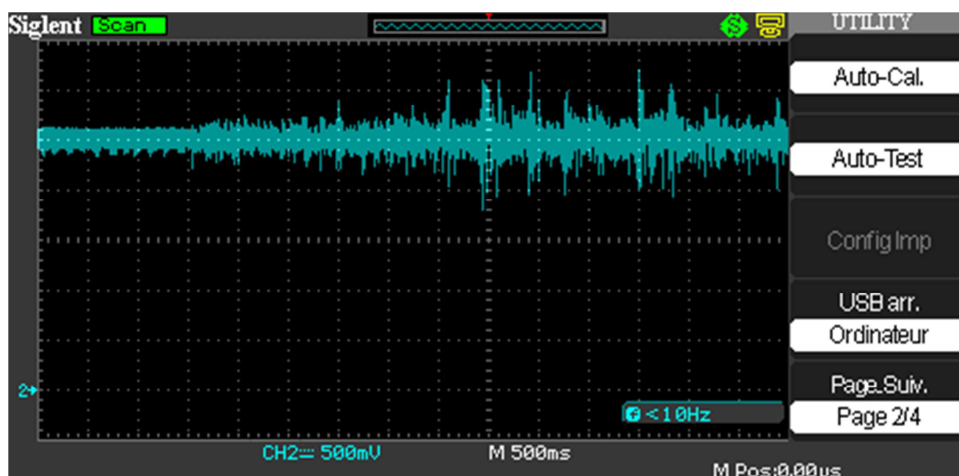
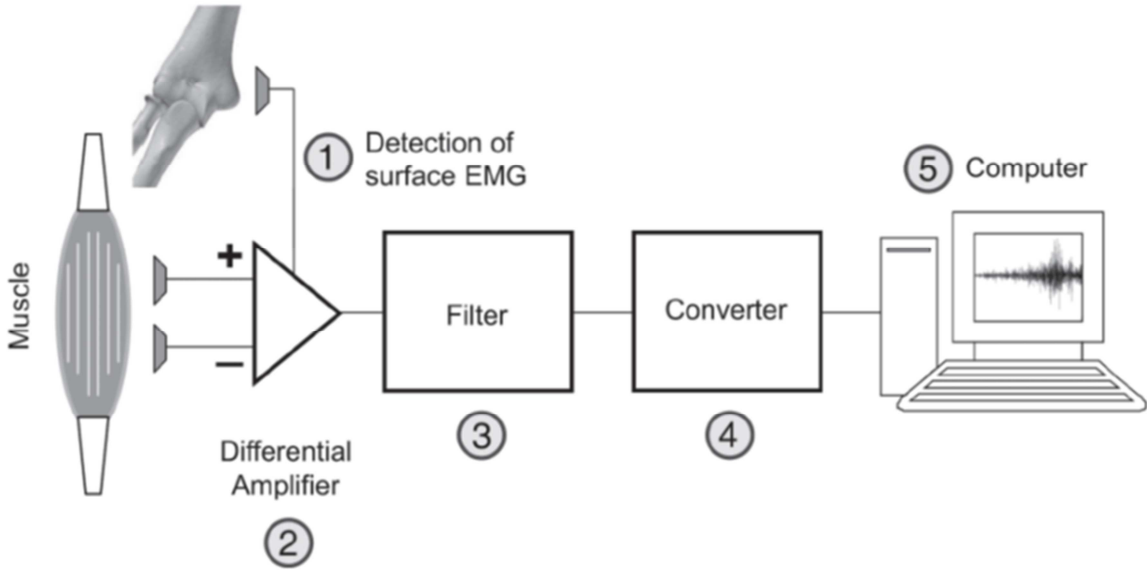


Fig.IV.7 : signal décalé vers le haut de 2 volts.

Schema bloc d'un EMG:



ERROR: ioerror
OFFENDING COMMAND: image

STACK:

Conclusion et perspectives

Tout au long de son développement, l'électromyographie de surface a notamment été utilisée pour rendre possible une approche non invasive des caractéristiques structurales et/ou fonctionnelles du système neuromusculaire et en quantifier l'implication et ses variations au cours de sollicitations diverses.

Les interprétations associées à l'analyse des paramètres EMG ont conduit à l'élaboration d'un système de connaissances dont la cohérence n'est pas encore atteinte. Cette remarque souligne l'influence des méthodes et techniques d'observation qui permettent d'appréhender la réalité sous-jacente pour tenter de la décrire et de la comprendre.

Contrairement à l'aiguille qui pénètre au cœur du muscle et qui permet de détecter le signal myo-électrique de façon peu dénaturée, les électrodes de surface ne voient le signal que d'une façon déformée par tous les tissus situés entre les sources multiples et dispersées du signal et la surface de contact des électrodes. Le capteur lui-même influe directement sur les propriétés du signal. Même si l'EMG de surface est en puissance beaucoup plus représentatif de l'activité de l'ensemble des fibres d'un muscle, il est encore très ardu d'en tirer de informations en lien direct avec la physiologie à cause des nombreuses variables influentes dont ce signal est tributaire.

Ce que l'on recherche à travers l'EMG de surface dépend également de l'utilisation que l'on veut faire des résultats. L'amélioration des connaissances physiologiques ou physiopathologiques peut être un objectif en soi. Par exemple par le biais de protocoles expérimentaux visant à évaluer la fatigue musculaire ou le recrutement des unités motrices. En termes de diagnostic, il a récemment été montré que l'EMG de surface à haute résolution spatiale apportait des diagnostics aussi fiables que ceux déduits des signaux mesurés à l'aiguille, moyennant la mise en œuvre de méthodes de traitement du signal appropriées et assez complexes. Le troisième type d'utilisation de l'EMG de surface concerne l'évaluation et le suivi individuel dans le cadre soit de l'évolution naturelle de la maladie, soit d'un traitement, soit de la conception de suppléances ou de techniques de rééducation ; dans ce cadre, les techniques invasives d'EMG peuvent être mises en œuvre mais la répétition de tels examens peut être mal acceptée par le patient. A notre avis, l'enjeu fondamental de l'EMG de surface se situe à ce dernier niveau, celui de suivi des patients dans le cadre de protocole cliniques. De fait, l'apport de solutions non invasives reste attirant d'autant que le signal

défecté est représentatif d'un volume musculaire généralement plus large que celui détecté par les techniques invasives à l'aiguille.

Quoi qu'il en soit, l'intérêt d'une technique EMG non invasive d'exploration de la fonction neuromusculaire n'est plus à démontrer. L'objectif consiste à faire émerger un système de connaissances de plus en plus robuste et exploitable par l'ensemble de la communauté scientifique. Ce genre d'approche inclut une réflexion sur les capteurs leurs placements sur le muscle, les protocoles de mesures et les méthodes de traitement du signal. La simulation peut aider également à la compréhension des mécanismes physiologiques sous-jacents à la génération du signal, ainsi qu'à l'évaluation des méthodes de traitement du signal.[1]

Depuis le début des années 2000, de plus en plus de travaux portant sur l'utilisation de l'EMG de surface ont contribué à son développement dans des domaines inimaginables il ya encore quelques années. Le fait que de plus en plus de systèmes multi-électrodes soient maintenant commercialement disponibles, devrait entraîner une multiplication des études portant sur leur utilisation afin d'en tirer parti au niveau physiologique et physiopathologique comme plusieurs travaux le laissent déjà suggérer. Toutefois, la valorisation des systèmes d'EMG de surface n'est pas encore supportée pas l'industrie biomédicale qui est la seule à pouvoir porter ce matériel vers la pratique clinique quotidienne. Il s'agit dans un premier temps de mettre à mal une idée fausse, notamment auprès des industriels, selon laquelle l'EMG de surface peut remplacer l'EMG à l'aiguille. Ce n'est pas le cas. Au contraire, l'EMG de surface doit être considérée comme une technique complémentaire à l'EMG invasif car cette technique peut apporter des informations sur le système neuromusculaires.

Conclusion

Bibliographie

- [1] L'électrodiagnostic neuromusculaire et l'électromyogramme, H.GOUNELLE, ALBERT DE VISSCHER – EDITEUR 8, Mont. Aux Herbes potagère –BRUXELLE 1970.
- [2] Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurements investigated by physical and numerical modeling, Schneider J, Silny J, and Rau G. IEEE Trans Biomed Engng 38: 851–860, 1991.
- [3] Relationship of intracellular and extracellular action potentials of skeletal muscle fibers, Andreassen S, and Rosenfalck A. , Crit Rev Bioeng 6: 267-306, 1981.
- [4] Conception d'un système pour l'acquisition sélective de signaux neurophysiologiques. Électrode multipolaire, prétraitement analogique et circuit d'application, Lionel Gouyet, Thèse, 2008.
- [5] Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement, MEBARKIA KAMEL, Thèse, Novembre 2014
- [6] électroneuromyographie et la conduction nerveuses les techniques, les pièges, leurs solutions, Paul SEROR, thèse, 1997.
- [7] Électromyographie de surface : Détection et enregistrement, Luca CJ, Delsys Inc, 2002.
- [8] Muscles Alive, Basmajian J, De Luca CJ, (5th Ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins 1985.
- [9] Le filtrage du signal EMG de surface, Luca CJ, Gilmore LD, Kouznetsov M, Roy SH 1979.
- [10] Data sheet AD 622an.
- [11] Site officiel de la plateforme Arduino : www.arduino.cc .
- [12] Ressources officielles Matlab/Simulink et Arduino
<http://www.mathworks.com/academia/arduino-software/arduino-simulink.html>.

Bibliographie

Introduction

Chapitre I:

Les Rappel anatomiques

Chapitre II:

Recherche sur l'EMG

Chapitre III:

Le signal EMG

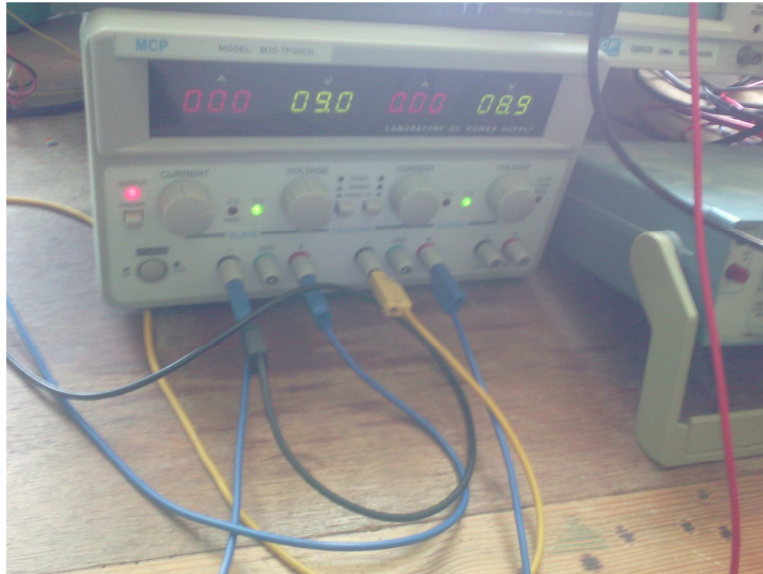
Chapitre IV:

Conception et réalisation d'un EMG

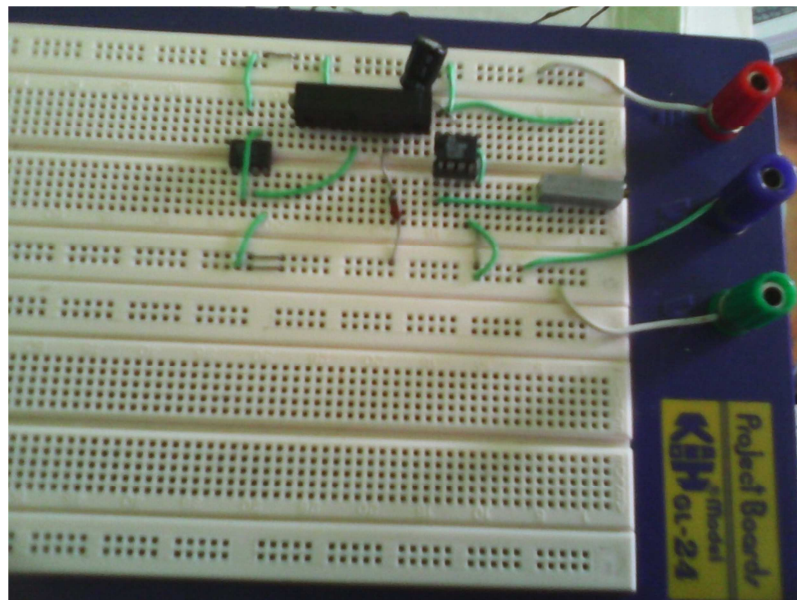
Conclusion

Bibliographie

Annexe



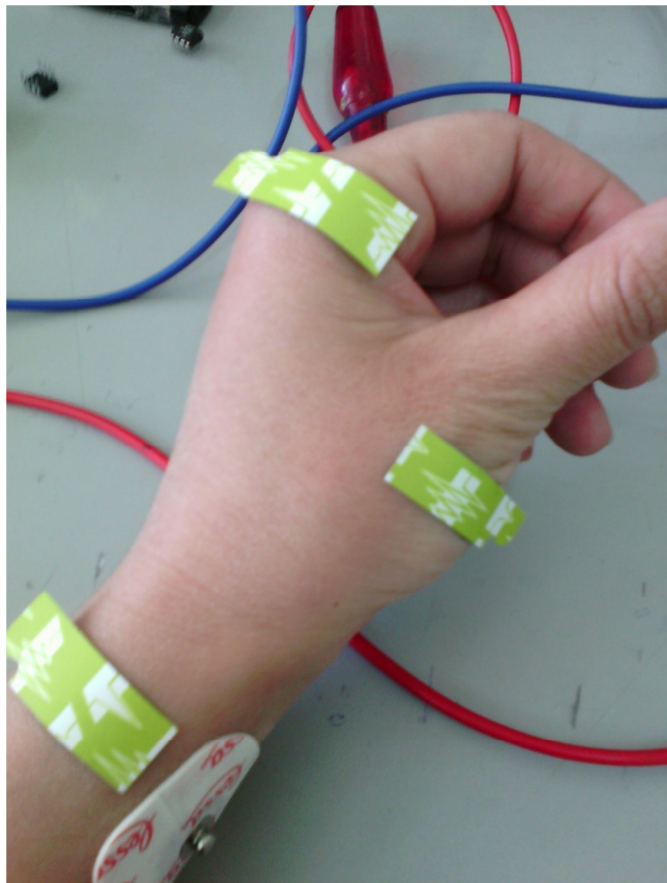
Alimentation symétrique de 9 volts



Les composants électroniques sur la plaque d'essai

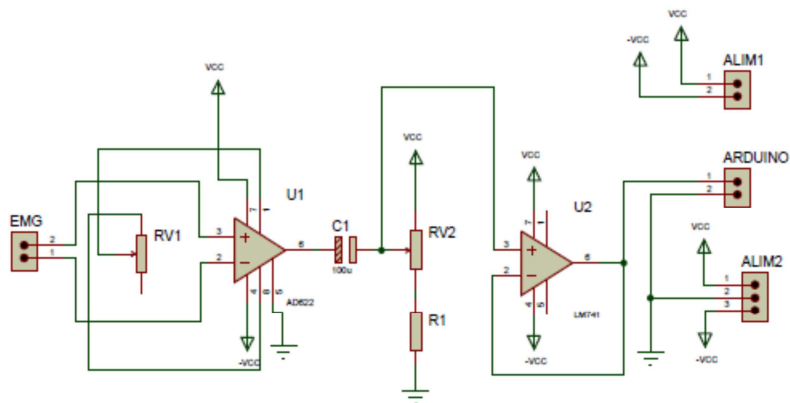


Les électrodes de surfaces

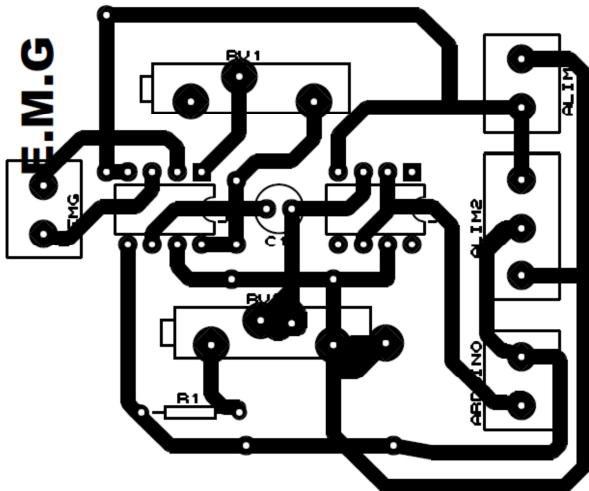


Positionnement des électrodes de surfaces sur la main

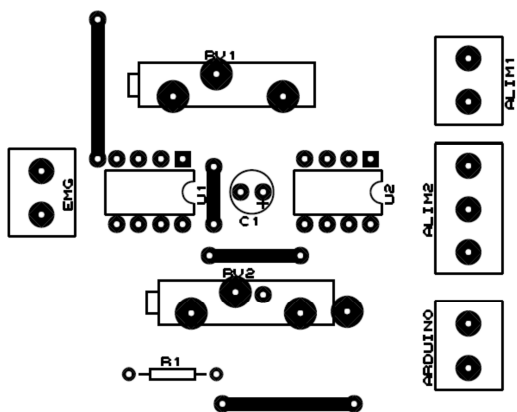
Le schéma électrique du L'EMG



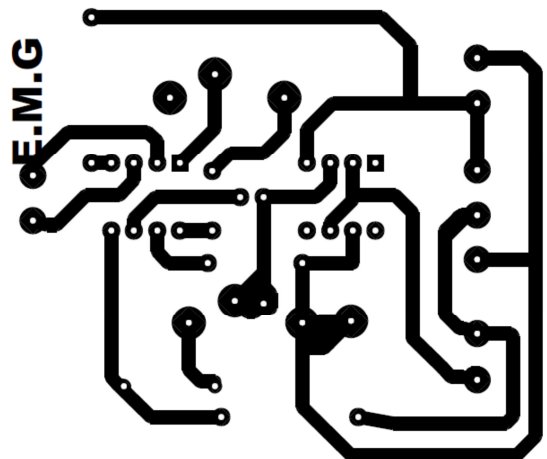
Implantation de composants



Coté composants

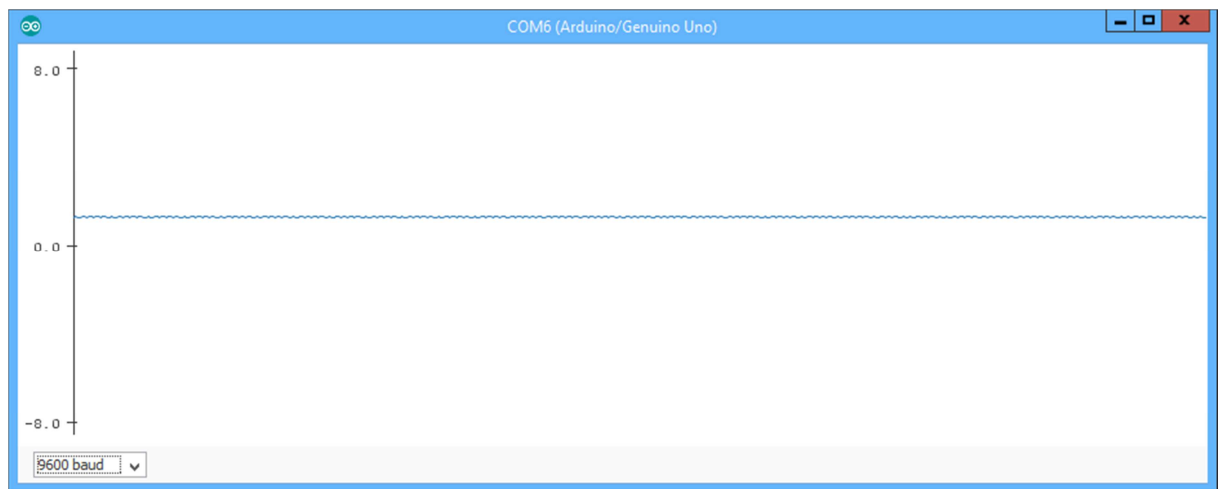


coté cuivre

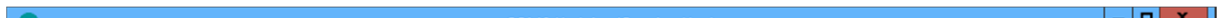


Le signal enregistré dans l'environnement Arduino :

Pas de contraction musculaire



Une faible contraction



Une forte contraction

ERROR: ioerror
OFFENDING COMMAND: image

STACK: