

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد- تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd-Tlemcen

كلية التكنولوجيا

Faculté de Technologie

Département de Génie Electrique et Electronique (GEE)

Filière : **Electronique**



MASTER INSTRUMENTATION

PROJET DE FIN D'ETUDES

Présenté par : **ROUIGUEB Khaled & MELLAH Sidi Mohammed**

Intitulé du Sujet

Réalisation d'une électromyographie : appareil pour mesurer les mouvements des muscles.

Soutenu le 30 septembre 2020, devant le jury composé de :

M^{me} BOUAZZA Née GUEN Ahlam

Professeur

Univ. Tlemcen

Présidente

M^r BOUAZZA Benyounes

Professeur

Univ. Tlemcen

Encadreur

M^r MASSOUM Nouredine

M.C.B

Univ. Tlemcen

Examineur

Année Universitaire 2019-2020

REMERCEMENTS:

*On saisit cette occasion pour exprimer notre profonde reconnaissance et nos vifs remerciements à notre éminemment encadreur, monsieur **BOUAZZA Benyounes**, Professeur à l'université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, pour avoir accepté d'être notre rapporteur. Nous tenons également à exprimer notre vive gratitude pour toutes ses remarques et ses propos utiles durant la réalisation de ce travail.*

*Nous tenons à remercier vivement madame **BOUAZZA Née GUEN Ahlam** d'avoir acceptée de présider le jury de ce projet de fin d'étude.*

*Nous adresserons nos vifs remerciements à monsieur **MASSOUM Noureddine** d'avoir accepté de participer dans ce jury et d'examiner ce travail.*

Nos remerciements vont également à tous les enseignants et les responsables de notre département qui ont contribués à notre formation.

TABLE DES MATIERES:

Liste des figures	6
Liste des abréviations	9
Introduction générale	10
Chapitre I – Anatomie et physiologie musculaire	12
I.1 Introduction	13
I.2 Les types de muscles	14
I.3 Les propriétés des muscles	15
I.4 L’innervation musculaire	16
I.5 L’Unité Motrice (UM)	16
I.6 La contraction musculaire par le système nerveux	17
I.7 Phénomène électrique de la contraction musculaire	18
I.7.1 Potentiel d’action (PA)	18
I.7.2 Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM)	19
I.7.3 La propagation d’un potentiel d’action	20
I.7.4 Le potentiel de repos de la membrane	21
I.8 Electromyographie	22
I.8.1 Description du signal EMG	23
I.8.2 Caractéristique du signal EMG	24
I.9 Conclusion	25
Chapitre II – Les Capteurs	26
II.1 Introduction	27

II.2 Généralité sur le capteur	27
II.2.1 Définition	27
II.2.2 Classification	28
II.2.3 Type de sortie	28
II.2.4 Caractéristiques du capteur	30
II.2.5 Les conditionneurs des capteurs	31
II.2.6 Classification des conditionneurs	32
II.2.7 Principales grandeurs d'influence	33
II.2.8 Corps d'épreuve et Capteurs composites	33
II.2.9 Chaîne de mesure	33
II.2.10 Exemple de capteurs	34
II.3 Les électrodes	35
II.3.1 Définition	35
II.3.2 Différents types d'électrodes de détection	36
II.3.3 Placement des électrodes	38
II.3.4 Préparation de la peau	38
II.4 Conclusion	39
Chapitre III – Les filtres actifs	40
III.1 Introduction	41
III.2 Généralités sur les filtres actifs	41
III.2.1 Définition d'un filtre actif	41
III.2.2 Les caractéristiques d'un filtre actif.....	41
III.2.3 Les avantages de l'utilisation des filtres actifs	41
III.2.4 Les inconvénients de l'utilisation des filtres actifs	42

III.3 L'intérêt de l'utilisation des filtres actifs dans l'EMG	42
Source du bruit du signal EMG	42
III.4 La structure des filtres actifs	42
III.4.1 Les filtres actifs du premier ordre	42
III.4.2 Les filtres actifs du second ordre	47
III.5 Conclusion	49
Chapitre IV – Simulations et résultats	50
IV.1 Généralités	51
IV.2 Structure d'un muscle	51
IV.3 Prélèvement des signaux	53
IV.4 Schéma de principe	54
IV.5 Essais, réglage	56
IV.6 Utilisation	57
IV.7 Amélioration possible	58
IV.8 Résultats de la simulation	59
IV.9 Conclusion	60
Conclusion générale	61
Bibliographie	62

LISTE DES FIGURES:

Introduction Générale :

Figure 1: Le schéma synoptique de notre EMG11

Chapitre I :

Figure I.1 : Vue antérieure et postérieure des muscles du corps humain13

Figure I.2: Anatomie macroscopique du muscle.14

Figure I.3: Les types de muscles.15

Figure I.4: L'unité motrice.17

Figure I.5: Contraction musculaire.18

Figure I.6: Exemple d'un potentiel d'action.19

Figure I.7: Décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles. 20

Figure I.8: La propagation d'un potentiel d'action.21

Figure I.9: Le potentiel de repos de la membrane.22

Figure I.10: Exemple d'étude de la conduction d'un nerf par EMG.23

Figure I.11: Exemple d'étude du fonctionnement d'un muscle par EMG23

Figure I.12: Exemple d'un signal EMG.24

Chapitre II :

Figure II.1 : Définition d'un capteur.27

Figure II.2 : Signaux électriques des capteurs.29

Figure II.3 : Courbe d'étalonnage d'un capteur.30

Figure II.4 : Exemple de linéarisation de caractéristique.31

Figure II.5 : Le conditionnement.32

Figure II.6 : Amplificateur non inverseur pour un capteur délivrant une tension.32

Figure II.7 : Capteur composite.33

Figure II.8 :	Constitution d'une chaîne de mesure classique.	34
Figure II.9 :	Electrode de surface (Biceps électrode).	35
Figure II.10 :	Détection du signal par les électrodes.	36
Figure II.11 :	Exemple de type des électrodes aiguilles.	37
Figure II.12 :	Exemple de type des électrodes de surface.	37
Figure II.13 :	Emplacement des électrodes.	38
<u>Chapitre III :</u>		
Figure III.1.a :	Structure électronique d'un filtre actif passe-bas du premier ordre sur ISIS	43
Figure III.1.b :	Courbes de gain et de phase d'un filtre actif passe-bas du premier ordre sur ISIS	43
Figure III.2.a :	Structure électronique d'un filtre actif passe-haut du premier ordre sur ISIS	44
Figure III.2.b :	Courbes de gain et de phase d'un filtre actif passe-haut du premier ordre sur ISIS	44
Figure III.3.a :	Structure électronique d'un filtre actif passe-bande du premier ordre sur ISIS	45
Figure III.3.b :	Courbes de gain et de phase d'un filtre actif passe-bande du premier ordre sur ISIS	45
Figure III.4.a :	Structure électronique d'un filtre actif coupe-bande du premier ordre sur ISIS	46
Figure III.4.b :	Courbes de gain et de phase d'un filtre actif coupe-bande du premier ordre sur ISIS	46
Figure III.5.a :	Filtre passe-bas du second ordre avec $m=0.3$ et $\omega_0=1$	47
Figure III.5.b :	Filtre passe-bas du second ordre avec $m= 0.707$ et $\omega_0=1$	48
<u>Chapitre IV :</u>		
Figure IV.1:	Constitution d'un muscle	52
Figure IV.2:	Force développée par une unité motrice selon la fréquence de la stimulation	52

Figure IV.3:	Les tensions sont recueillies à travers la peau	53
Figure IV.4.a:	Circuit électrique de l'électromyographie	55
Figure IV.4.b:	Circuit électrique de l'amplificateur audio	55
Figure IV.4.c:	Circuit électrique de l'alimentation	56
Figure IV.5:	Réglage du mode commun	57
Figure IV.6:	Placement des électrodes sur l'avant-bras	57
Figure IV.7.a:	Résultats de simulation à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation composé de U1A , U1B et U2A	59
Figure IV.7.b:	Résultats de simulation à la sortie des filtres actifs composés de U2B, U3 et U4	60

LISTE DES ABREVIATIONS :

EMG	Electromyogramme ou électromyographie
UM	Unité Motrice
PA	Potentiel d'Action
PAUM	Potentiel d'Action d'une Unité Motrice
TPAUM	Train du Potentiel d'une Unité Motrice
A.L.I	Amplificateur linéaire intégré

Introduction Générale :

L'électromyogramme dont l'abréviation est notée EMG, est une exploration psychophysiological permettant d'analyser le fonctionnement des nerfs et des muscles.

L'électromyogramme, consiste à donner un faible courant électrique dans un laps de temps, (quelques millièmes d'Ampère/ d'un millième à un dixième de seconde) sur la surface des fibres nerveuses du système nerveux voulu ou périphérique, ce même faible courant électrique provoque un influx de nerfs qui sera enregistré par les capteurs nommés électrodes placés sur la peau.

La réponse à l'influx de nerfs sera enregistrée sous forme de potentiels d'action des contractions musculaires qui sera convertit en signaux visuels ou sonores transmis à un ordinateur, et c'est grâce à ces signaux que le patient aura les informations et détails nécessaires à savoir pour le contrôle des activités musculaires perdues ou perturbées.

Au moment de l'examen le patient doit contracter volontairement le muscle voulu à la demande du médecin. Le patient peut aussi éventuellement ressentir quelques douleurs au moment de l'émission du faible courant électrique.

Les risques liés à cet examen sont très faibles et touche seulement quelques cas particuliers de patients : ça peut être par exemple un faible saignement à l'endroit de la pique.

Le but de notre projet est de réaliser un circuit électronique d'une électromyographie et de faire aussi son étude théorique.

Le schéma synoptique de notre réalisation est représenté par la figure ci-dessous :

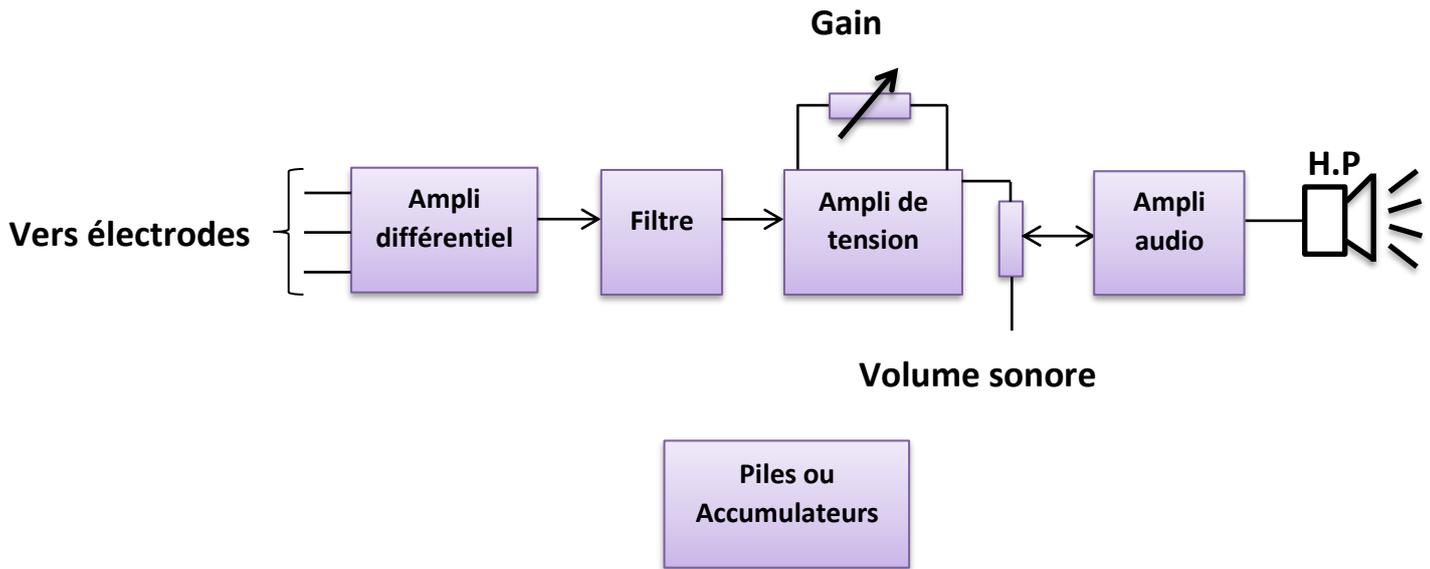


Figure 1: Le schéma synoptique de notre EMG.

Nous trouvons tout d'abord des électrodes qui attaquent un amplificateur différentiel. Cet amplificateur permet d'atténuer considérablement les inévitables tensions de mode commun à 50 Hz, dues au champ électromagnétique du secteur 220V, dont le gain est important et réglable par un potentiomètre. Celui-ci permet de s'adapter aux différents niveaux de tensions pouvant être prélevés. Le signal amplifié est ensuite traité de façon classique par un amplificateur audio avant d'être appliqué à un haut-parleur.

L'alimentation ne peut se faire que par piles ou batterie. En effet, les électrodes sont faites pour faciliter le contact avec la peau. Par principe de sécurité du patient, il est donc hors de question de relier cet appareil au secteur d'une quelconque façon. Même si la probabilité est faible, un transformateur peut toujours présenter un défaut et même les appareils de mesure doivent être sur batterie.

Notre travail se présente de la manière suivante :

Introduction générale.

Chapitre I : Rappel sur l'anatomie des muscles squelettiques et explication théorique de ses caractéristiques.

Chapitre II : Généralité sur Les capteurs et les capteurs utilisés (électrodes).

Chapitre III : Filtres actifs.

Chapitre IV : Simulations et résultats.

Conclusion générale.

Chapitre I

Anatomie et physiologie musculaire

I.1 Introduction :

Le corps humain possède 639 muscles, ils constituent 40 % du poids du corps et ils sont considérés comme les moteurs de l'organisme car l'humain peut faire des activités par la seule utilisation de ses muscles, mais pas seulement des activités de mouvements ou manuelles. Ces activités peuvent être intellectuelles ce qui rend les muscles un sujet d'études très important pour le neurophysiologiste. [1]

Pour générer cette force, les muscles possèdent cinq propriétés : l'excitabilité, contractilité, élasticité, extensibilité et plasticité. Le système nerveux est indispensable pour leur fonctionnement. [2]

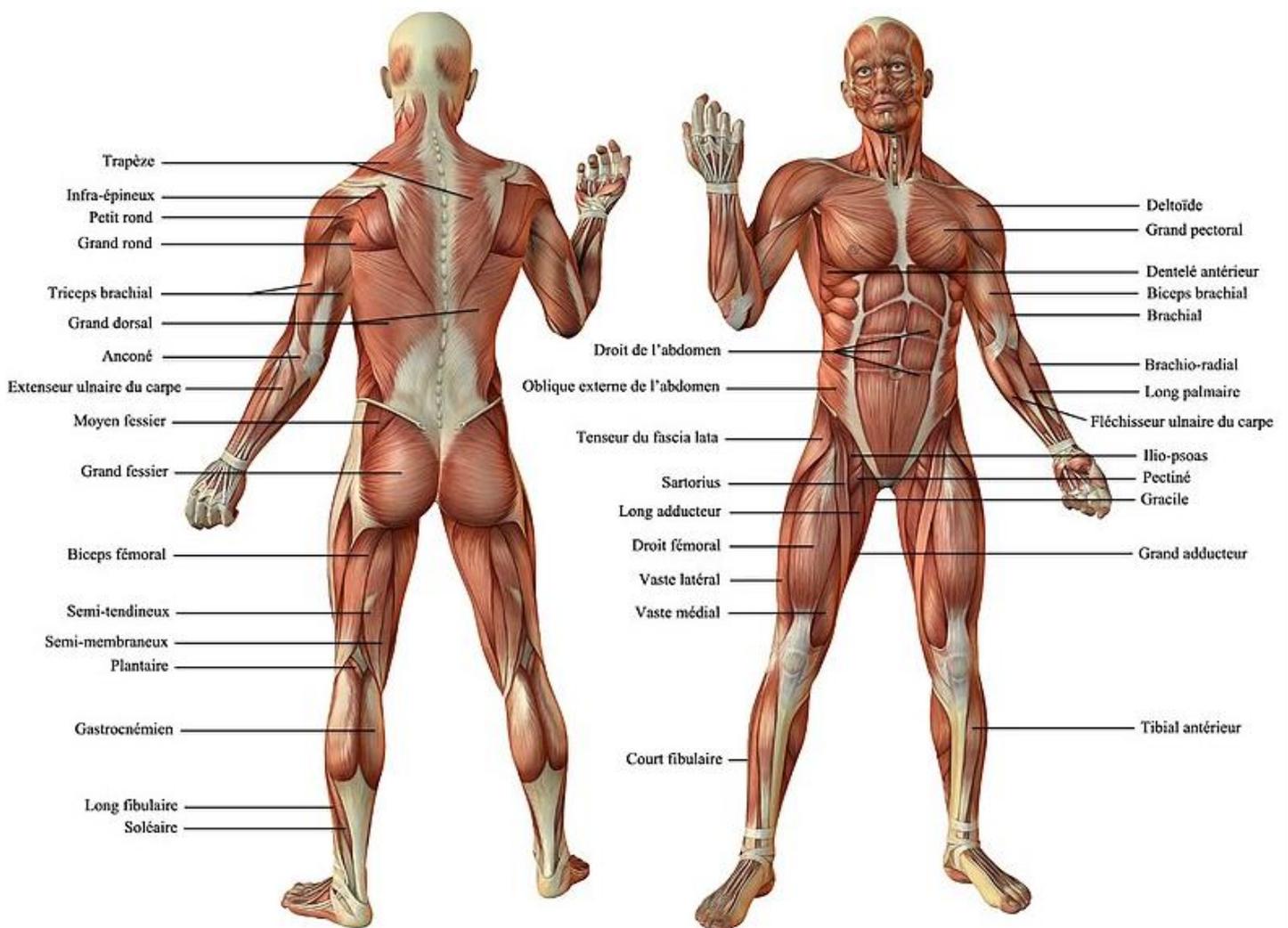


Figure I.1: Vue antérieure et postérieure des muscles du corps humain. [3]

I.2 Les types de muscles : [4]

- Les muscles squelettiques :

Les muscles squelettiques sont fixés sur les os et les font bouger à l'aide de la contraction et décontraction reçu volontairement par le système nerveux. Ces muscles sont très puissants et peuvent répondre à la contraction d'une façon immédiate, leur tissu musculaire est composé de longues cellules nommés fibres musculaires.

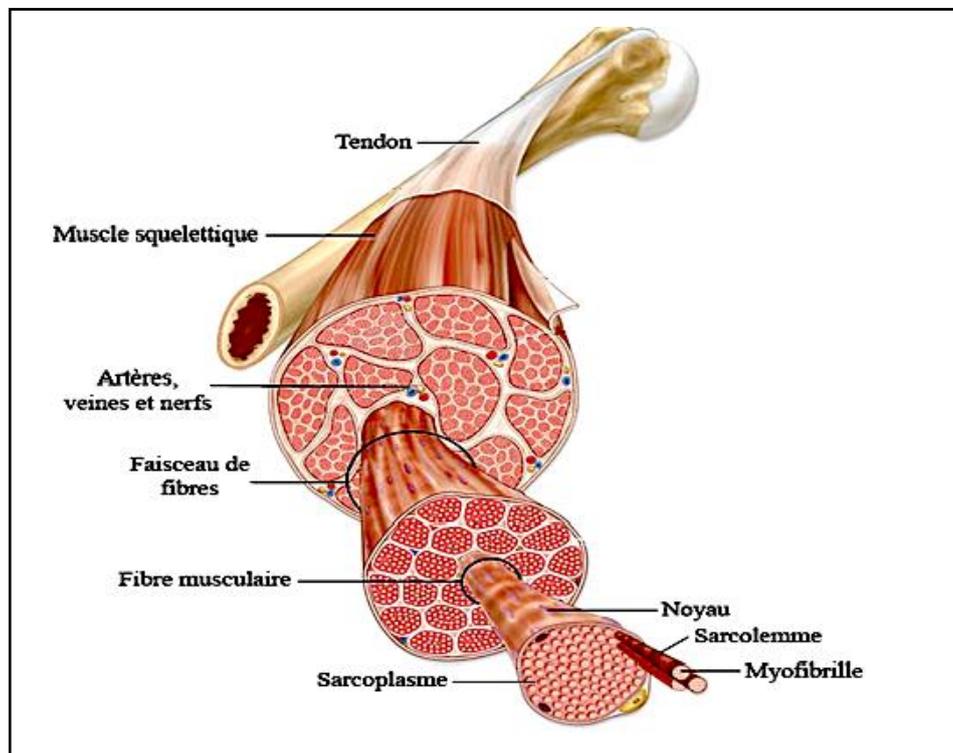


Figure I.2: Anatomie macroscopique du muscle. [5]

- Les muscles lisses :

Le tissu musculaire lisse existe dans l'ensemble du corps humain, et il se trouve exactement dans les parois des organes creux. Leurs mouvements involontaires sont déclenchés grâce à des impulsions qui se déplacent par l'aspect du système nerveux et atteignent le tissu musculaire. Les muscles lisse sont présent sur des organes tel que la vessie ou l'utérus ou encore l'œil. La contraction de ces fibres musculaires lisses est lente et continue.

- Les muscles cardiaques :

Ils sont situés seulement sur le cœur, et sa paroi est composé de trois couches : le myocarde qui sert au pompage au niveau du cœur. La couche intermédiaire, et le muscle cardiaque qui n'est pas volontaire, la plupart d'entre nous, nous ne faisons aucune action consciente sur notre activité cardiaque. [2]

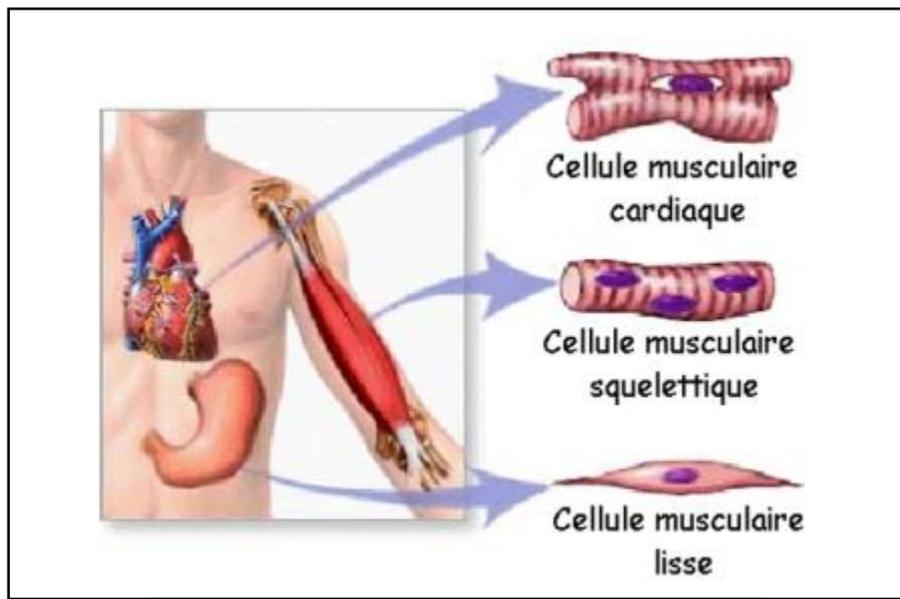


Figure I.3: Les types de muscles. [6]

I.3 Les propriétés des muscles :

Les muscles possèdent cinq propriétés [2]:

- Excitabilités :

Propriété d'une cellule, en particulier nerveuse ou musculaire, de réagir à une stimulation et d'y répondre. La réponse de la fibre musculaire produit et propage le courant électrique qui est la cause de la contraction musculaire.

- Extensibilité :

C'est la qualité ou propriété d'un muscle capable d'être étendu, étiré ou allongé. Quand les muscles sont relâchés on peut les étirer plus qu'ils le sont à leur état de repos.

- Elasticité :

L'élasticité musculaire, est la faculté d'étirement d'un muscle, cette propriété est considérée comme un amortisseur dans la contraction des muscles car il peut s'étirer et revenir rapidement à son état initial, comme il peut aussi rester un moment donné dans son état d'étirement.

- Contractilité :

C'est physiologique représentant la faculté de se contracter, pour un muscle ou un organe. C'est cette propriété qui rend les muscles si différents des autres tissus. Pour cette contractilité il existe différentes phases :

- Phase de latence : C'est la marge de temps entre la stimulation nerveuse et le commencement de la contraction musculaire.
- Phase de contraction : rétraction ou diminution du muscle.
- Phase réfractaire : récupération du muscle et retour à son état normal quand il ne répond pas.

- Plasticité :

Propriété qui modifie la structure du muscle en fonction du travail demandé.

I.4 L'innervation musculaire :

C'est l'action de propagation des nerfs dans un organe dans une partie de l'organisme qui peut être soit partielle ou entière, telle que l'innervation du bras ou du cœur. Cette action peut aussi être appelée insertion ou intégration. [7]

I.5 L'Unité Motrice (UM) :

L'unité motrice est faite d'un neurone moteur aussi nommé motoneurone qui est situé sur la moelle épinière, c'est son allongement (axone) ou sa suite qui passe dans tous ses fibres musculaires et son nerf périphérique qu'il innerve. Une fois l'axone arrivé au muscle, il se divise pour pouvoir innerver parfois jusqu'à des centaines de fibres musculaires grâce à des jonctions nommés plaques motrices qui sont des jonctions neuromusculaires. Une fibre musculaire contient seulement une plaque motrice et n'est innervée que par un seul motoneurone.

L'unité motrice est donc faite de l'ensemble constitué par le motoneurone, son axone, l'ensemble des fibres musculaire qu'il innerve, et de la plaque motrice. Les atteintes ou dommages causées sur l'unité motrice sont à l'origine des maladies neuromusculaires. [8]

En fonction des propriétés physiologiques comme la vitesse de contraction, la sensibilité à la fatigue et selon les fibres commandées on a pu classer les unités motrices en différents types :

- **Type I** : contraction lente, résistant à la fatigue.
- **Type IIa** : contraction rapide, résistance moyenne à la fatigue.
- **Type IIb** : contraction rapide, très fatigable. [4]

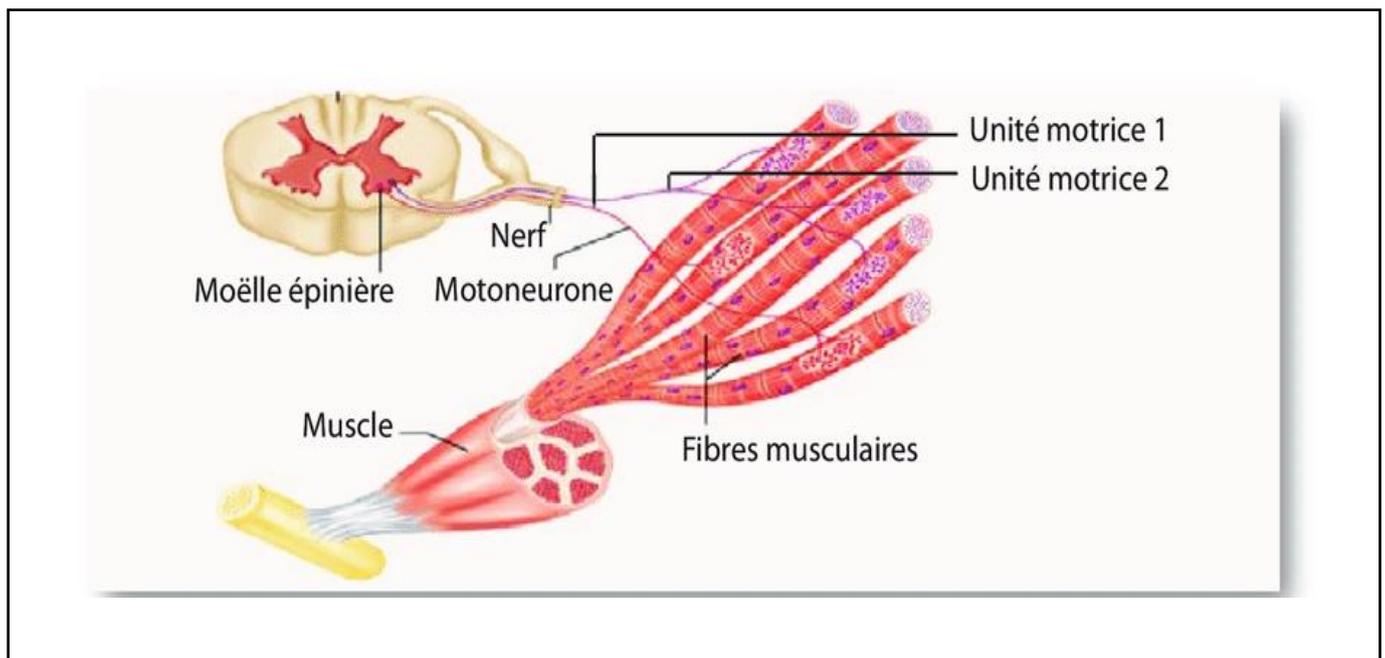


Figure I.4: L'unité motrice. [9]

I.6 La contraction musculaire par le système nerveux :

Suite à l'arrive d'un message nerveux à la fibre musculaire, elle est donc excitée ou stimulée, ce qui engendre des modifications alternatives et successives pour produire de la force par le muscle. Il existe trois positions de contractilité qui dépendent de l'allongement, raccourcissement et maintien de longueur. [10]

1. **L'isométrique** : écartement égal entres les filaments (fibres), donc la longueur du tendon musculaire ne se modifie pas.
2. **Le concentrique** : le muscle se raccourcit et cause un rapprochement des filaments. Cette activité musculaire est appelée mobilisatrice.
3. **L'excentrique** : le muscle s'allonge et cause un éloignement des filaments. C'est une activité musculaire frénatrice.

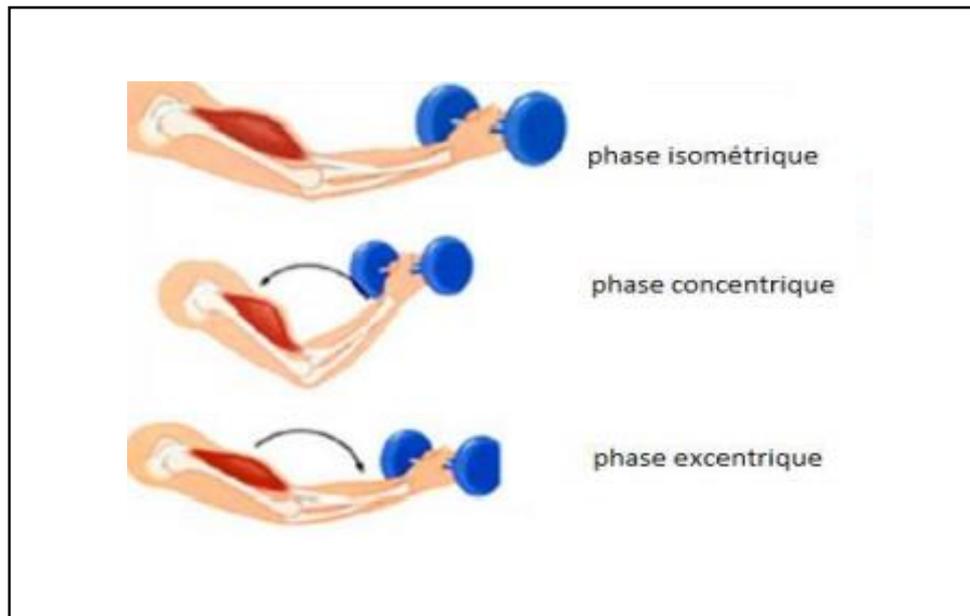


Figure I.5: Contraction musculaire. [11]

I.7 Phénomène électrique de la contraction musculaire :

I.7.1 Potentiel d'action (PA) :

Le potentiel d'action aussi appelé influx nerveux est un signal électrique qui passe à travers les axones des neurones. Le potentiel d'action se déclenche grâce à une dépolarisation qui atteint un certain seuil, nommé seuil d'excitation. Le seuil d'excitation est de 15 à 20mV et le potentiel de repos d'un neurone se situe vers -50mV à -55mV.

Les échanges d'ions entre l'intérieur et l'extérieur des neurones génèrent les potentiels d'action. Ceci se produit grâce à des canaux de sodium et potassium (Na^+ et K) sensibles aux changements du potentiel électrique. Ces canaux tensiodépendants s'ouvrent et se ferment selon le potentiel de la membrane. Un PA comprend quatre phases [12] :

1. Au repos : les canaux tensiodépendants sont fermés.
2. La dépolarisation : les canaux à sodium s'ouvrent.
3. La repolarisation : les canaux à potassium s'ouvrent et les canaux à sodium se ferment.
4. L'hyperpolarisation : les canaux à sodium sont fermés et les canaux à potassium toujours ouverts.

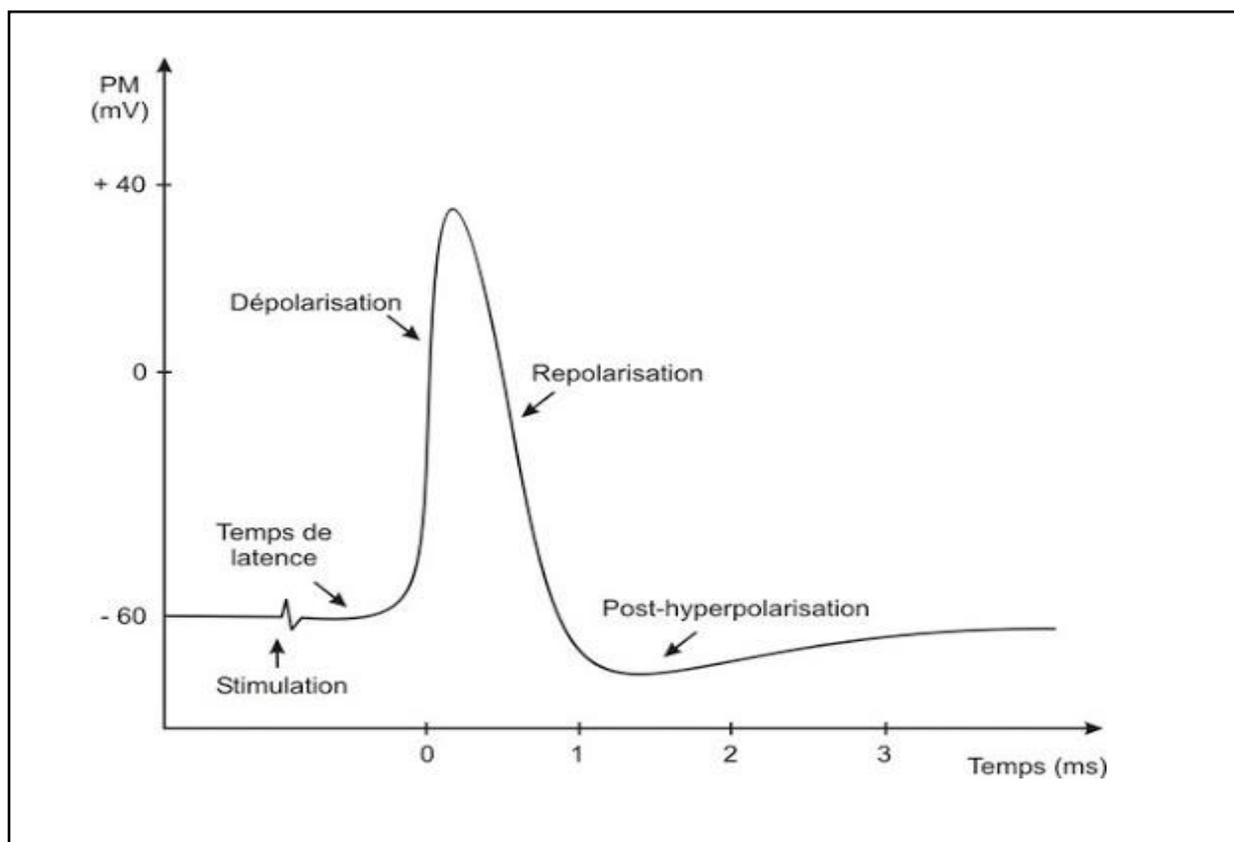


Figure I.6: Exemple d'un potentiel d'action. [13]

Le potentiel d'action résultant, circule dans les deux directions de la fibre grâce à la nature du tissu musculaire qui est considérée comme volume conducteur. Une fois que ce potentiel atteint les tendons, il crée un courant électrique dans le voisinage de la fibre, et crée alors un champ électrique dans tout le volume conducteur qui est la source du signal EMG capté par les électrodes de surfaces.

1.7.2 Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) :

Quand le motoneurone active l'unité motrice à partir de la moelle épinière à la plaque motrice, les fibres de cette UM sont alors toutes contractées et excitées ensemble.

Le PAUM créé correspond à la combinaison de tous les potentiels d'action (PA). Pour le maintien de la contraction musculaire, les unités motrices doivent être activées d'une façon répétitive. Chaque unité motrice génère divers PAUMs, et l'ensemble de tous ces PAUMs produit un « train du potentiel d'une unité motrice » TPAUM.

Le signal EMG est alors constitué à partir de l'accumulation des TPAUMs de toutes les unités motrices employées. [14]

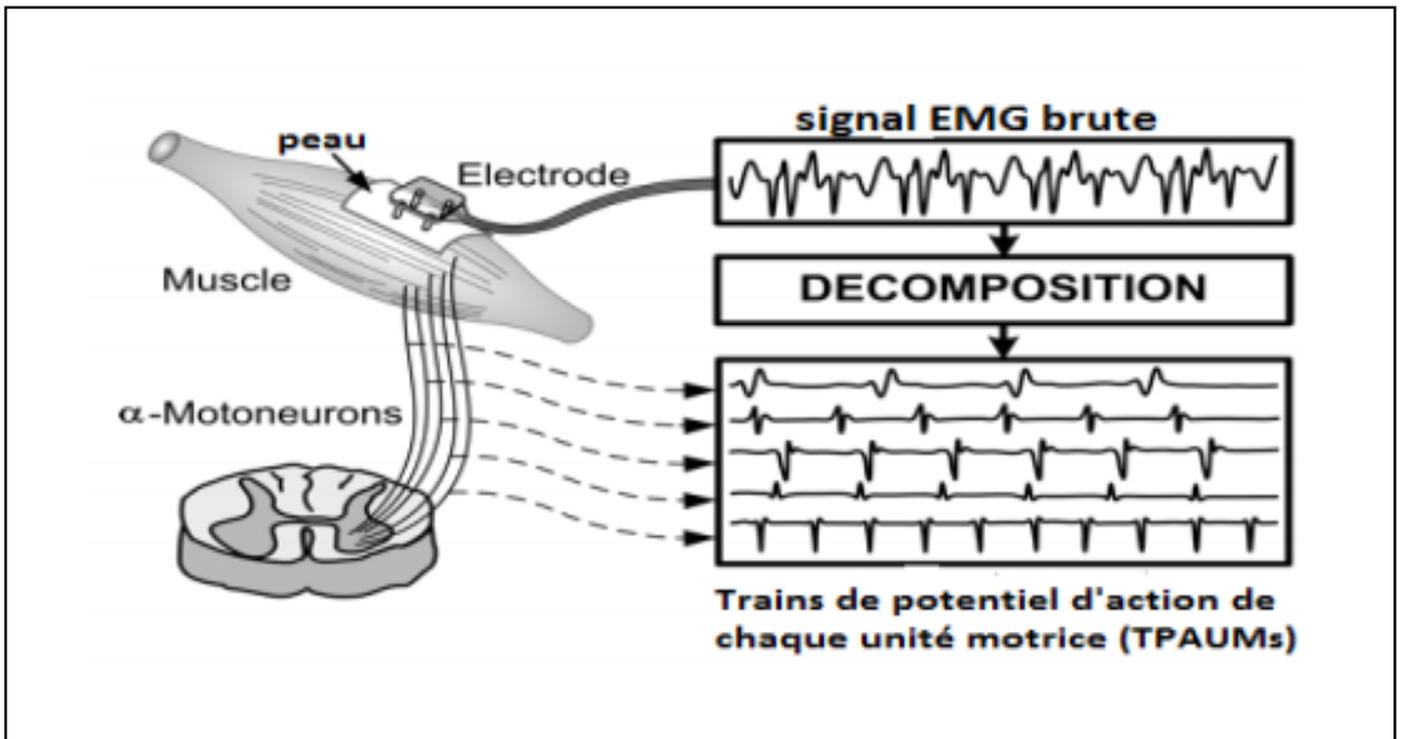


Figure I.7: Décomposition d'un signal EMG brut résulte des TPAUMs individuelles. [15]

I.7.3 La propagation d'un potentiel d'action :

Le potentiel d'action produit doit être propagé sur toute la longueur de l'axone, il est produit par l'affluence d'ions Na^+ qui traversent une portion de la membrane plasmique.

De ce fait la région adjacente de la membrane plasmique est alors dépolarisée à cause de la production des courants locaux, et on aura alors l'ouverture des canaux voltage dans cette région de la membrane et le déclenchement d'un potentiel d'action au même endroit.

Les canaux à Na^+ se referment et aucun nouveau potentiel d'action se propage dans la région où il vient de se produire, et il va s'éloigner de son point d'origine de propagation. [16]

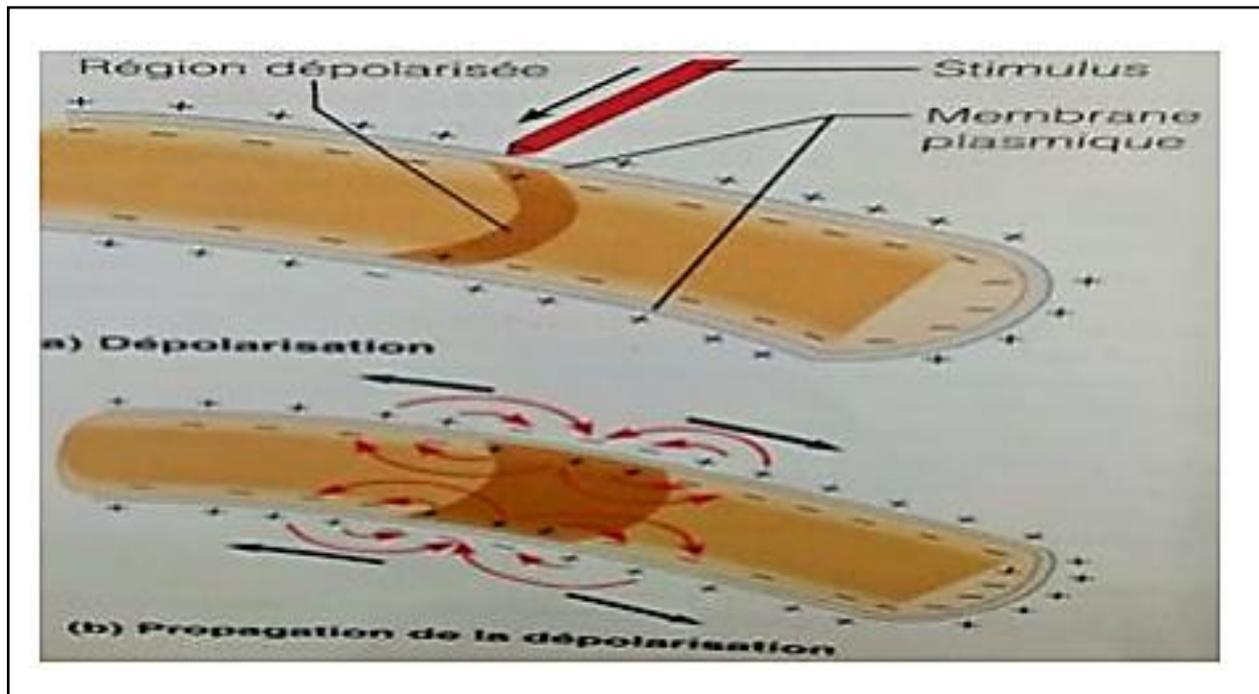


Figure I.8: La propagation d'un potentiel d'action.

[16]

I.7.4 Le potentiel de repos de la membrane :

La différence de potentiel dans un neurone au repos est appelée potentiel de repos, et on dit alors que la membrane est polarisée. La différence de potentiel entre deux points est mesurée à l'aide d'un voltmètre.

Lorsqu'on insère une des microélectrodes du voltmètre dans le cytoplasme d'un neurone et qu'on met l'autre sur sa face externe. On enregistre un voltage d'environ -70mv à travers la membrane.

Le signe « moins » indique que la face interne du cytoplasme de la membrane est chargée négativement et que la face externe du côté du liquide interstitiel est chargée positivement.

La mesure du potentiel de repos peut varier selon le type de neurone (entre -40 et -90mv).

[16]

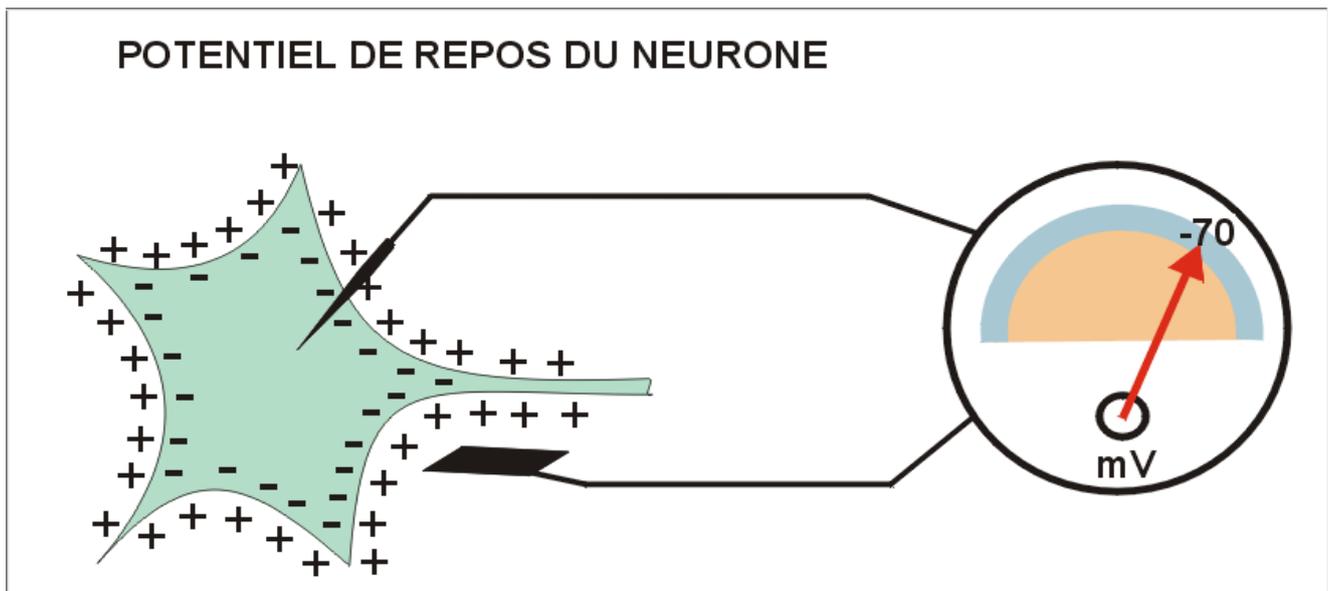


Figure I.9: Le potentiel de repos de la membrane. [17]

I.8 Electromyographie:

L'histoire de l'électromyographie (EMG) a commencé avec la découverte de l'électricité, elle fait partie des explorations électro-physiologiques du système nerveux. Cela signifie exactement l'enregistrement de l'activité électrique de la membrane de la cellule musculaire.

L'EMG permet d'étudier le système nerveux périphérique, les muscles et la jonction neuromusculaire qui est aussi appelée plaque motrice.

Ce phénomène a débuté en 1773 quand Walsh a clairement démontré que le tissu musculaire peut générer une étincelle d'électricité. Puis en 1790 après une série d'expériences sur les muscles de la grenouille, Galvani a eu la preuve qu'il existe une relation entre l'électricité et la contraction des muscles.

En 1838, Carlo Matteucci a démontré en utilisant les premiers galvanomètres que les muscles génèrent des courants électriques pendant leur contraction. C'est de là que cette activité électrique est alors appelée Électromyographie (EMG).

L'électromyographie (EMG) s'accomplit grâce à l'utilisation des électrodes qui sont positionnées à la surface du corps, ou constituées de fines aiguilles. L'enregistrement de l'activité d'un muscle (EMG) permet de mesurer la vitesse de conduction du nerf et étudier le fonctionnement du muscle.

Les électromyogrammes sont désormais un appareil fondamental à l'élaboration de la commande artificiel au mouvement d'organe. [18]

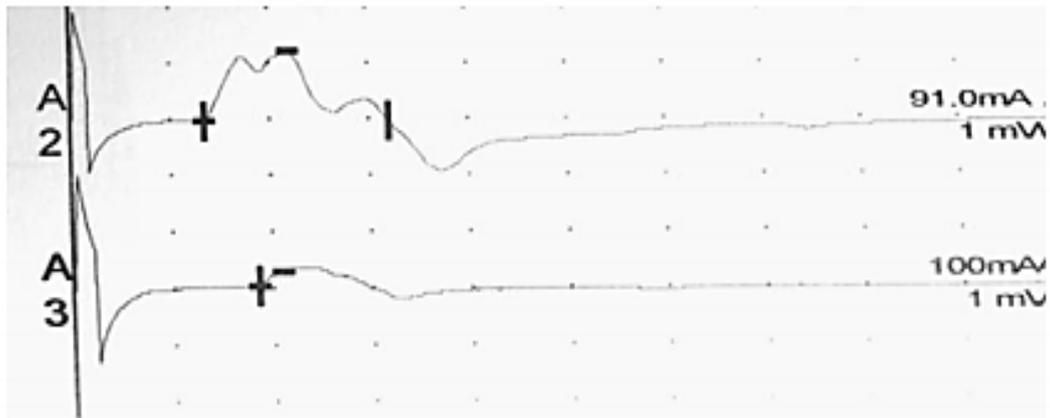


Figure I.10: Exemple d'étude de la conduction d'un nerf par Électromyogramme. [19]

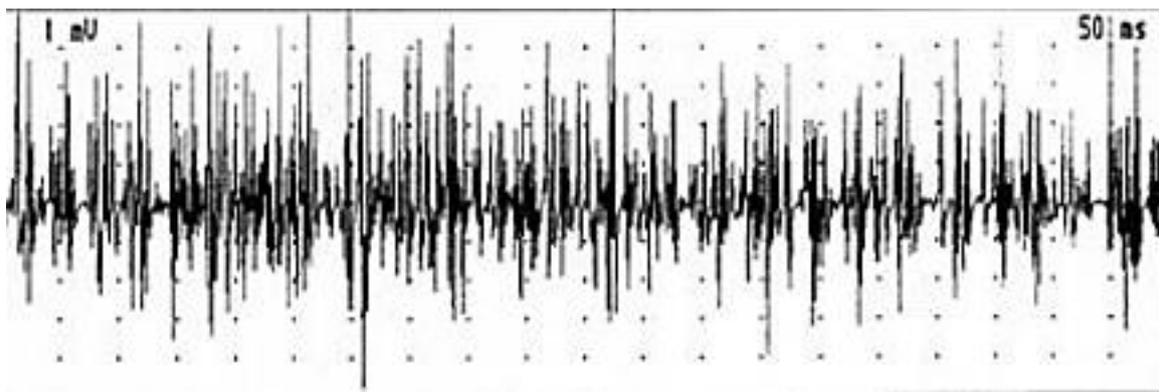


Figure I.11: Exemple d'étude du fonctionnement d'un muscle par électromyogramme. [19]

[I.8.1 Description du signal EMG:](#)

Le signal EMG est une perception de l'activité électrique produite par le tissu musculaire. Les sources de ce signal sont situées dans les zones dépolarisées des fibres musculaires.

La détection du signal EMG nécessite l'utilisation des électrodes invasives ou non invasives placées à une certaine distance par rapport aux sources.

L'appareil de lecture des signaux électriques provenant des muscles et des nerfs est alors appelé 'électromyogramme, il permet notamment de faire l'analyse de la conduction nerveuse du corps humain et de la contraction musculaire. [20]

Pour un électromyogramme, le signal envoyé sera plus fort quand la contraction musculaire est faible.

Ces analyses faites par l'électromyogramme sont essentielles pour des domaines tel que la fabrication des prothèses, les diagnostics biomécaniques, et même pouvoir réaliser des analyses de mouvements dans différents sports.

La contraction musculaire dépend de la fréquence de l'influx nerveux, la mesure de ces phénomènes électriques est faite en microvolts (μV). [21]

I.8.2 Caractéristique du signal EMG :

L'amplitude du signal d'EMG est aléatoire (stochastique), cette amplitude peut être représentée par une fonction de distribution gaussienne, et peut croître de 0 mV à 10mV crête à crête.

Le signal utilise une énergie qui est limitée à une plage de fréquence entre 0 et 500 hertz, l'énergie dominante se trouve entre 50 et 150 hertz mais peut aller jusqu'à 1000Hz.

Pour qu'un signal soit utilisable son énergie doit être au-dessus du niveau de bruit électrique. [7]

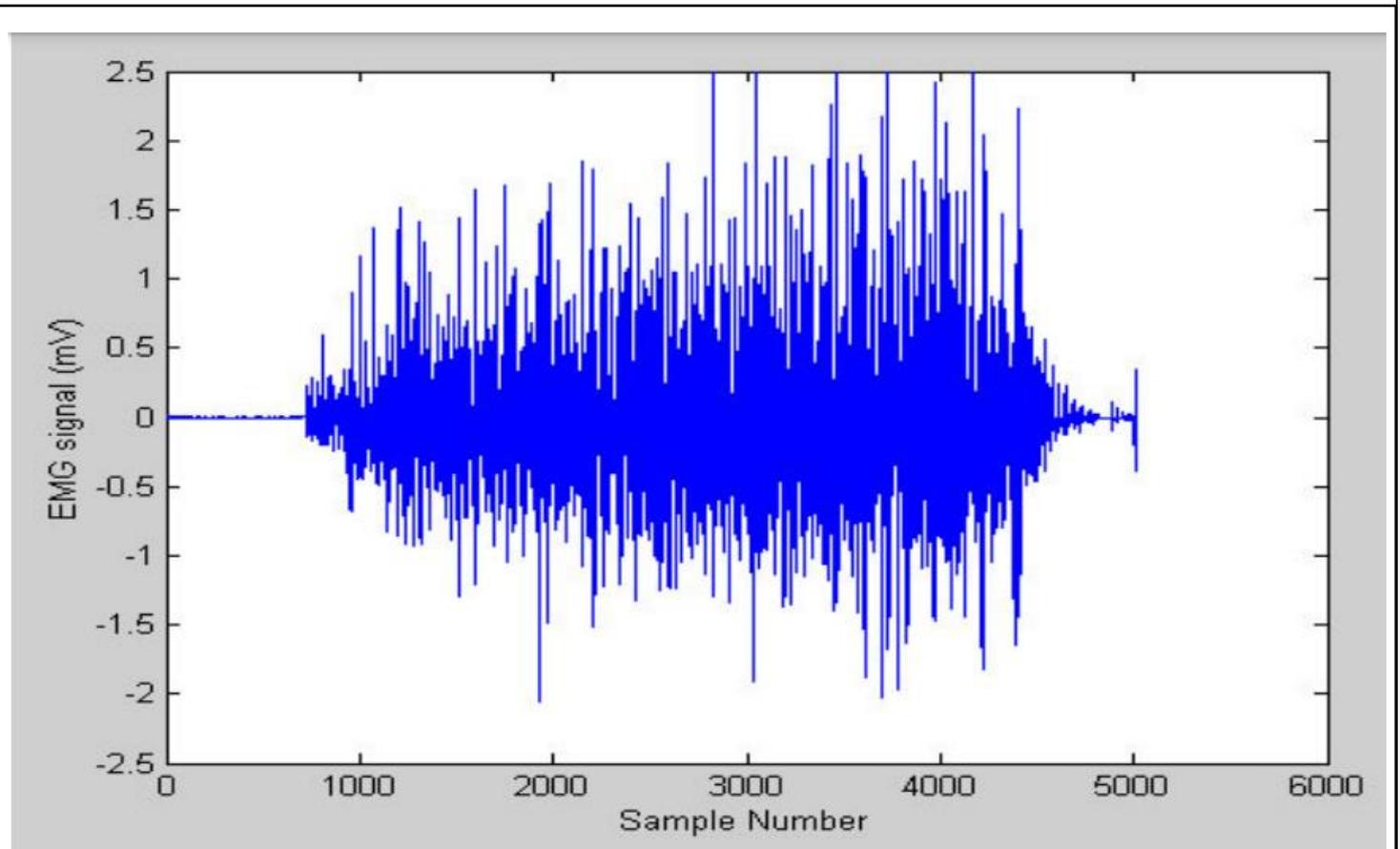


Figure I.12: Exemple d'un signal EMG. [7]

I.9 Conclusion :

Dans ce chapitre on a eu l'occasion de connaître l'anatomie et la physiologie du muscle qui sont des parties importantes pour ramener ce projet à la réalité et nous aider dans le chapitre suivant à développer sur les électrodes de détection et leurs emplacement sur les muscles pour créer un dispositif de mesure d'activité chez une personne.

Chapitre II

Les Capteurs

II.1 Introduction :

Au cours des précédentes décennies la technologie fait l'objet d'un très grand progrès notamment dans les techniques utilisées dans différents domaines tel que l'électronique et la médecine. Ce qui a poussé à utiliser des méthodes analytiques de plus en plus précises dont l'utilisation des capteurs tels que les électrodes. [22]

Dans ce chapitre nous allons commencer en première partie par donner une idée générale sur les capteurs et leurs définitions en particulier, dans la seconde partie du chapitre nous entamerons la présentation des électrodes, leur définition, leur utilisation, et les différentes classes qui les constituent.

II.2 Généralités sur le capteur :

II.2.1 Définition :

Un capteur est un dispositif qui transforme l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable, telle qu'une intensité ou une tension électrique.

Le capteur se différencie par rapport à l'instrument de mesure par le fait qu'il n'est qu'une simple interface entre un processus physique et une information utilisable et manipulable.

L'utilisation des capteurs est du domaine de l'instrumentation, ceux sont les éléments de base des systèmes d'acquisition de données. [23]

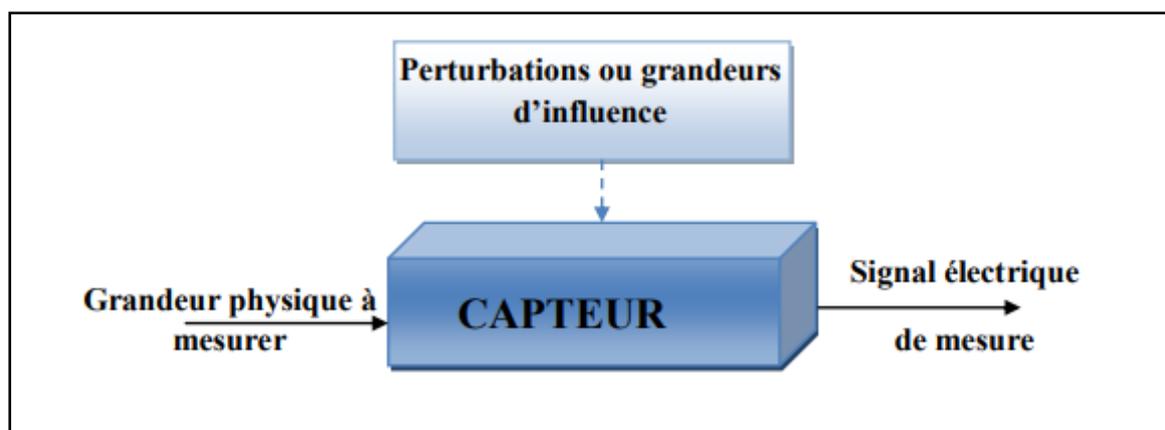


Figure II.1 : Définition d'un capteur. [24]

II.2.2 Classification :

- Capteur passif :

Pour fonctionner, les capteurs sont modélisés par une impédance, dans la plus part des cas ils ont besoin d'une énergie extérieure. A titre d'exemple la thermistance et la photorésistance, pour fonctionner il faut leur appliquer une tension pour obtenir un signal de sortie.

Une modification du phénomène physique étudié provoque une modification de l'impédance.

- Capteur Actif :

Les capteurs actifs fonctionnent souvent en électromoteurs et ils transforment directement le mesurande en grandeur électrique. On a pour exemple le Thermocouple comme un capteur actif. [23]

II.2.3 Type de sortie :

On peut classier les capteurs et leurs conditionneurs par type de sortie :

- Capteur analogique :

La sortie est une grandeur électrique progressive et d'une variation continue, sa valeur est une fonction de la grandeur physique mesurée par le capteur. Le signal du capteur analogique peut être:

- sortie tension.
- sortie courant.
- règle graduée, cadran, jauge (avec une aiguille ou un fluide), etc.

Exemple de capteur analogique : capteur à jauge de contrainte, LVDT, thermocouple.

- Capteur numérique :

La sortie est une séquence d'états logiques ne pouvant prendre qu'un nombre limité de valeurs distinctes, et le Signal numérique est codé sur n variables binaires. Le signal du capteur numérique peut être :

- Train d'impulsions, avec un nombre précis d'impulsions ou avec une fréquence précise.
- Code numérique binaire.
- Bus de terrain, etc.

Exemple de capteur numérique : Codeur rotatif incrémental, Codeurs référentiels AA34.

- Capteurs logiques :

Aussi appelés capteurs *TOR*. La sortie est un état logique binaire (Information vraie ou fausse) que l'on note 1 ou 0, capteur tout ou rien. Il existe quatre types de capteurs logiques :

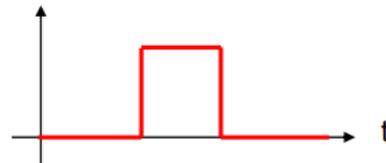
- Courant présent/absent dans un circuit.
- Potentiel, souvent 5 V/0 V.
- DEL allumée/éteinte.
- Signal pneumatique (pression normale/forte pression), etc.

Exemple de capteurs logiques : Capteurs de fin de course, Capteurs de rupture d'un faisceau lumineux, Divers capteurs de position. [23]

Sortie binaire

(Information vraie ou fausse)

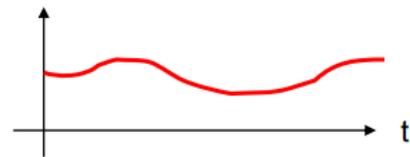
⇒ Capteur tout ou rien



Sortie progressive

(Variation continue)

⇒ Capteur analogique



Sortie digitale

(ne pouvant prendre qu'un nombre limité de valeurs distinctes) - Signal numérique codé sur n variables binaires (n Bits)

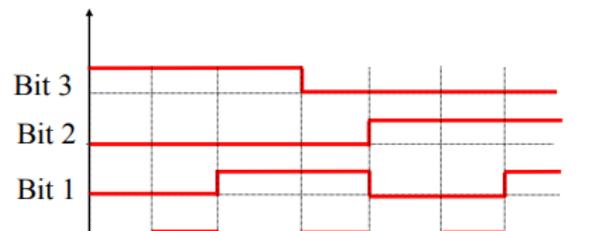


Figure II.2 : Signaux électriques des capteurs. [25]

II.2.4 Caractéristiques du capteur :

Les principaux paramètres métrologiques qui lient un capteur et la grandeur qu'il mesure sont [23]:

- La grandeur physique observée.
- Etendu de mesure : On examine la courbe d'entrée-sortie du capteur, appelée aussi courbe d'étalonnage. Elle exprime l'évolution de la grandeur de sortie en fonction de la grandeur d'entrée, on notera dans cette courbe l'étendu de mesure qui représente la différence entre les valeurs maximales prises par la grandeur à mesurer, pour laquelle les indications d'un capteur, obtenues en une seule mesure, ne doivent pas contenir d'erreur supérieure à la maximale acceptée. [26]

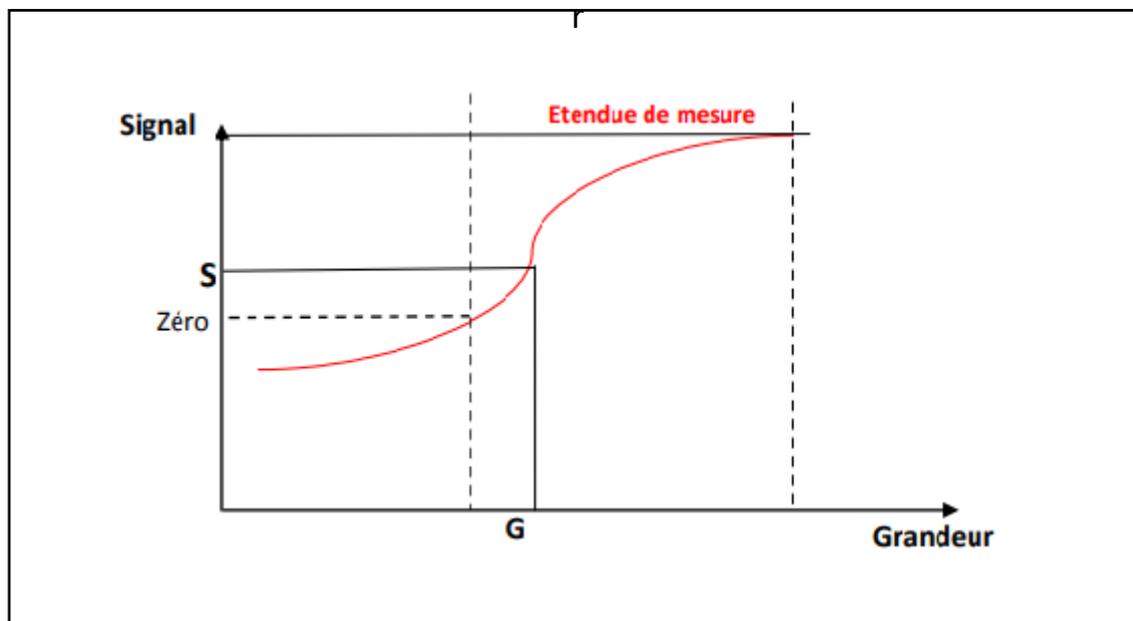


Figure II.3 : Courbe d'étalonnage d'un capteur. [26]

- La sensibilité : C'est l'évolution de la grandeur de sortie en fonction de la grandeur d'entrée en un point donné. La sensibilité d'un capteur linéaire est constante.
- La résolution.
- La précision : C'est l'écart qu'on obtient en % entre la valeur réelle et la valeur obtenue à la sortie du capteur. Un capteur précis aura à la fois une bonne fidélité et une bonne justesse.
- La reproductibilité.

- **La linéarité :** C'est la zone dans laquelle la sensibilité du capteur est indépendante de la valeur mesurande. Elle peut être définie à partir de la droite obtenue pour approcher au mieux la caractéristique réelle du capteur.

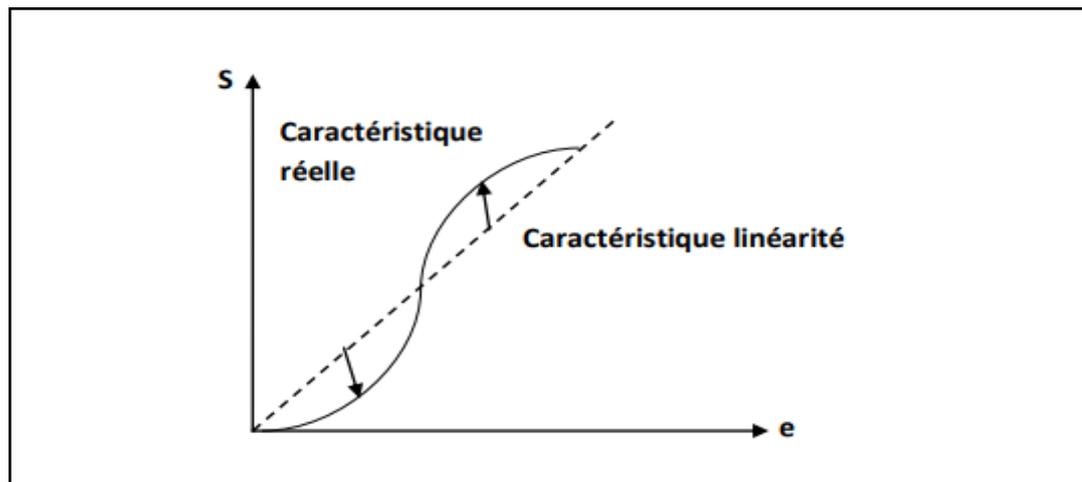


Figure II.4 : Exemple de linéarisation de caractéristique. [26]

- **Temps de réponse.**
- **La bande passante.**
- **La justesse :** C'est l'attitude du capteur à délivrer une réponse presque identique à la valeur vraie. Elle est liée à la valeur moyenne obtenue après un certain nombre de mesure par rapport à la valeur réelle. [24]

II.2.5 Les conditionneurs des capteurs :

Le conditionneur est un circuit électronique de traitement du signal issu d'un capteur. Dans la chaîne de mesure, le conditionneur opère entre le capteur et l'interface.

Le signal qui sort directement du capteur est soit trop bruité, soit trop faible, ou même peut contenir des composantes parasites ou des intrus.

Le signal obtenu par le capteur peut être incompatible avec les caractéristiques d'entrée d'une chaîne d'acquisition de données. [25] [27]

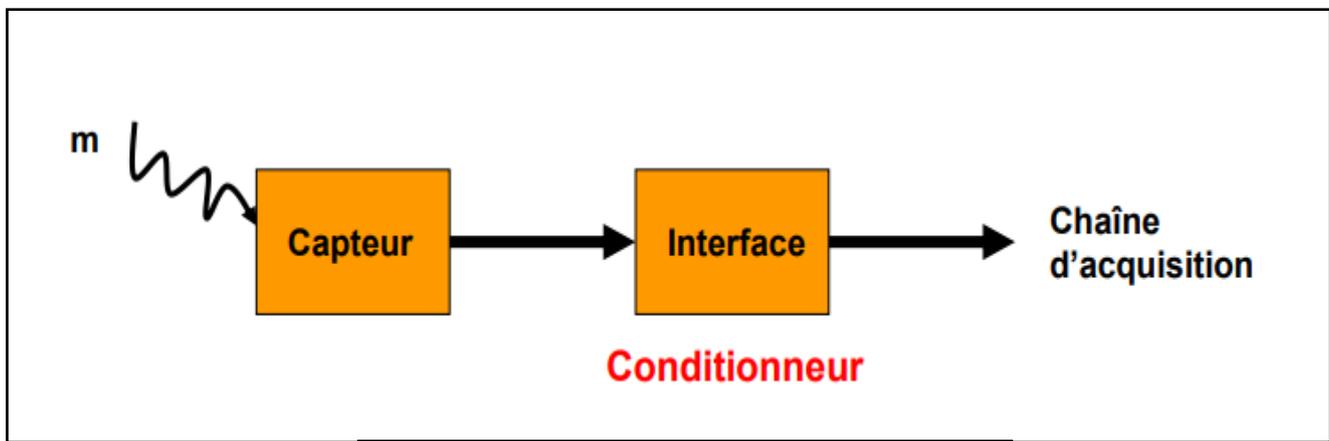


Figure II.5 : Le conditionnement. [25]

II.2.6 Classification des conditionneurs :

- Conditionneurs des capteurs passifs :

- Montages potentiométriques.
- Les ponts.
- Les oscillateurs.

- Conditionneurs des capteurs actifs :

- Amplis Opérationnels.

Exemple de conditionneurs : Amplificateur non inverseur pour un capteur délivrant une tension. [25]

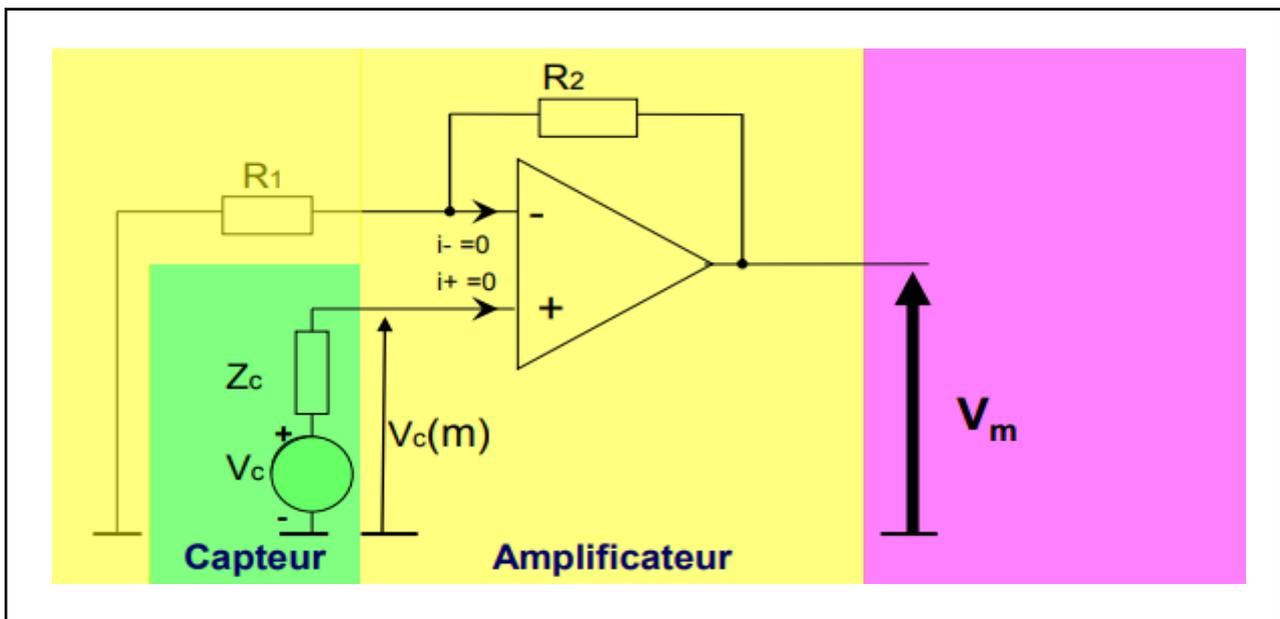


Figure II.6 : Amplificateur non inverseur pour un capteur délivrant une tension. [25]

II.2.7 Principales grandeurs d'influence :

- La température.
- La pression, l'accélération et les vibrations.
- L'humidité.
- Les champs magnétiques variables ou statiques.
- La tension d'alimentation (amplitude et fréquence). [25]

II.2.8 Corps d'épreuve et Capteurs composites :

Un corps d'épreuve est un dispositif qui fait la première traduction en une autre grandeur physique non électrique. Le mesurande secondaire est ensuite traduit en une grandeur électrique, le capteur composite quant à lui c'est un capteur constitué d'un corps d'épreuve et d'un capteur passif ou actif. [25]

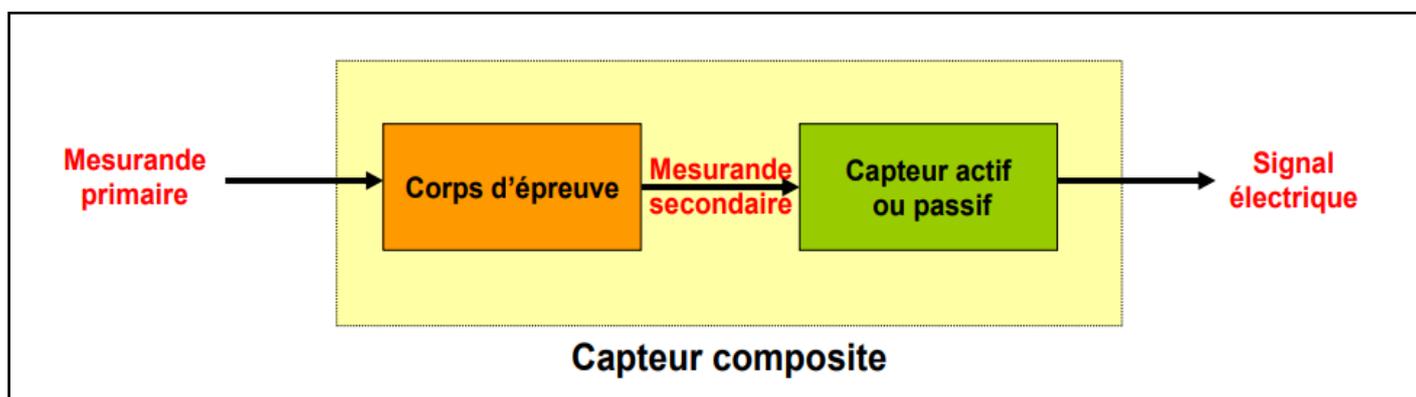


Figure II.7 : Capteur composite. [25]

Exemples de capteurs composites :

- La membrane d'un microphone.
- La thermopile.
- La masse sismique d'un accéléromètre.

II.2.9 Chaîne de mesure :

Une chaîne de mesure sert à obtenir une image d'une grandeur physique. On dit que la sortie d'une chaîne de mesure est électrique si cette chaîne fait intervenir plusieurs transducteurs (Dispositif assurant la transformation d'une grandeur physique en une autre).

La mesure d'un phénomène peut se faire en plusieurs étapes, et l'ensemble de ces étapes constituent la chaîne de mesure. [24]

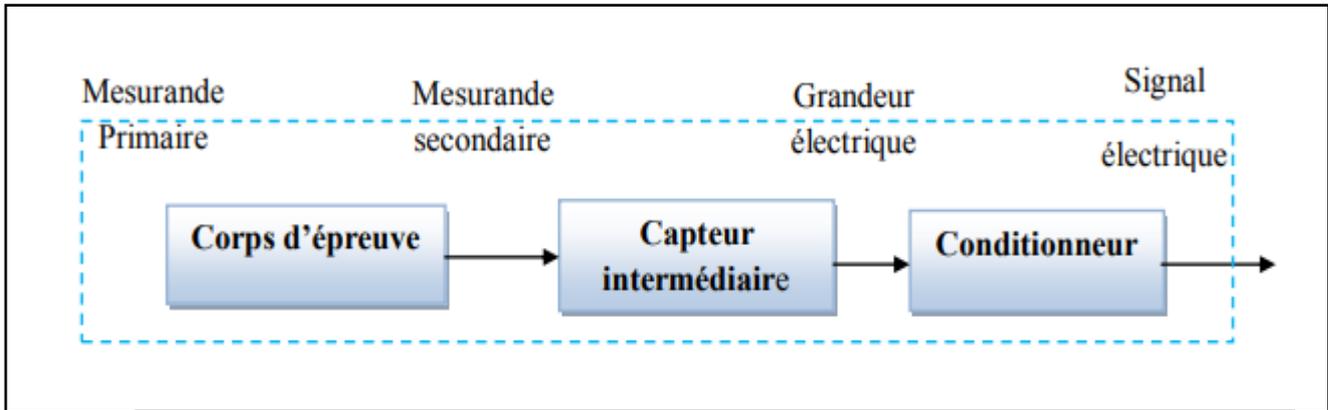


Figure II.8 : Constitution d'une chaîne de mesure classique. [24]

II.2.10 Exemple de capteurs :

Les 5 capteurs les plus utilisés par les professionnels sont [28]:

- Capteur de luminosité/lumière :

Ils sont destinés à garantir une protection contre la lumière, à améliorer l'éclairage de différents lieux ou même pour mesurer la luminosité. Ces capteurs sont devenus populaires grâce au fait qu'ils soient utilisés dans l'industrie automobile, avec un système qui permet l'allumage automatique des phares en fonction du niveau de luminosité extérieur.

- Capteur de mouvement :

Ils sont destinés notamment dans le domaine de la surveillance. C'est pourquoi ils sont souvent associés à des systèmes d'alarme. Ils peuvent être utilisés avec des capteurs de lumière, et de déclencher un éclairage en cas de détection de mouvement. La technologie la plus utilisée reste celle qui exploite le système des capteurs infrarouges passifs (PIR) : ils réagissent au rayonnement thermique qui se déplace rapidement, il convertit ces informations en signal électrique mesurable.

- Capteur de force :

Ils sont destinés à mesurer les efforts en traction ou en compression. Il existe plusieurs capteurs de force: capteurs de force électriques, capteurs de force hydrauliques, capteurs de force à flexion. Le plus utilisé des capteurs de force est le piézoélectrique.

- Capteur de vitesse :

Ils sont destinés à de nombreuses applications industrielles telles que les turbines, pompes ou compresseurs. Les capteurs de vitesse sont appelés également sous le nom industriel de tachymètres.

- Capteur d'humidité :

Ils ont un large domaine d'utilisation. Ils sont surtout destinés à l'utilisation dans le secteur du BTP (construction) ou encore dans le secteur alimentaire industriel.

II.3 Les électrodes :

II.3.1 Définition :

L'électrode est un conducteur électronique, ou ionique qui peut capter ou libérer des électrons. On parle d'électrodes pour désigner des composants de quelques appareils électriques tels que les lampes radio. [29]

Dans le cas de notre étude, on parle d'électrode en biologie pour représenter un dispositif conducteur qui permet de capter les variations de potentiel électrique chez un organisme vivant.

Les signaux captés par les électrodes reflètent l'activité physiologique faite par un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure du signal EMG, est effectuée au moyen de capteurs soit de façon non invasive ou invasive. [20]

La détection invasive s'effectue avec des aiguilles insérées à l'intérieur du muscle pour capter des signaux, alors que dans la détection non-invasive les électrodes sont placées sur la surface du muscle.

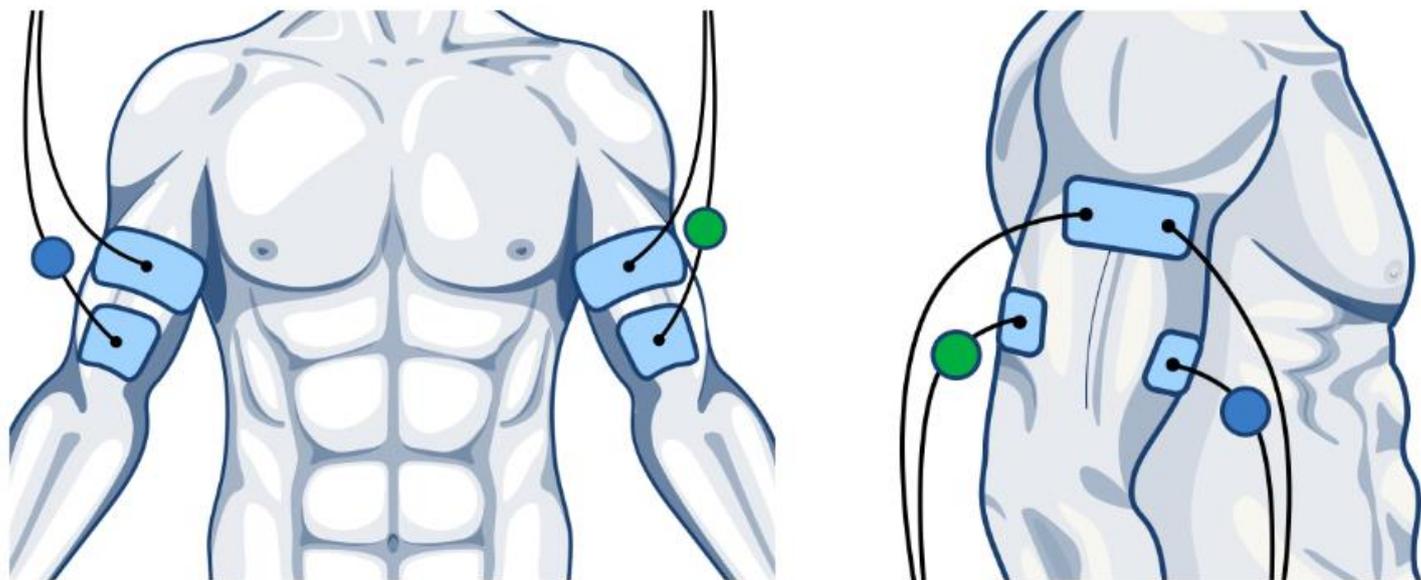


Figure II.9 : Electrode de surface (Biceps électrode). [30]

Les électrodes autocollantes identiques à celles utilisées pour les électrocardiogrammes sont les plus parfaites à utiliser pour notre cas. Mais la complication c'est qu'ils sont très rarement disponibles et surtout en petite quantité, pour cela on doit donc improviser pour avoir nos électrodes.

Il suffit juste d'utiliser des pièces de monnaie de 50 Centimes et de bien nettoyer le métal, de bien chauffer la pièce pendant environ 60 secondes et de souder un fil souple. Pour notre métal nous ne ferons pas appel à des platines ou autres métaux, mais plutôt à un alliage nickel chrome dont tout le monde dispose quasiment à volonté.

Une fois ce travail fait on doit appliquer du gel conducteur sur la surface de la peau et doit être fixées à l'aide de sparadrap. Ce gel conducteur pour électrodes est souvent très difficile à trouver, alors on a utilisé à sa place une simple crème pour les mains « NIVEA ». [31]

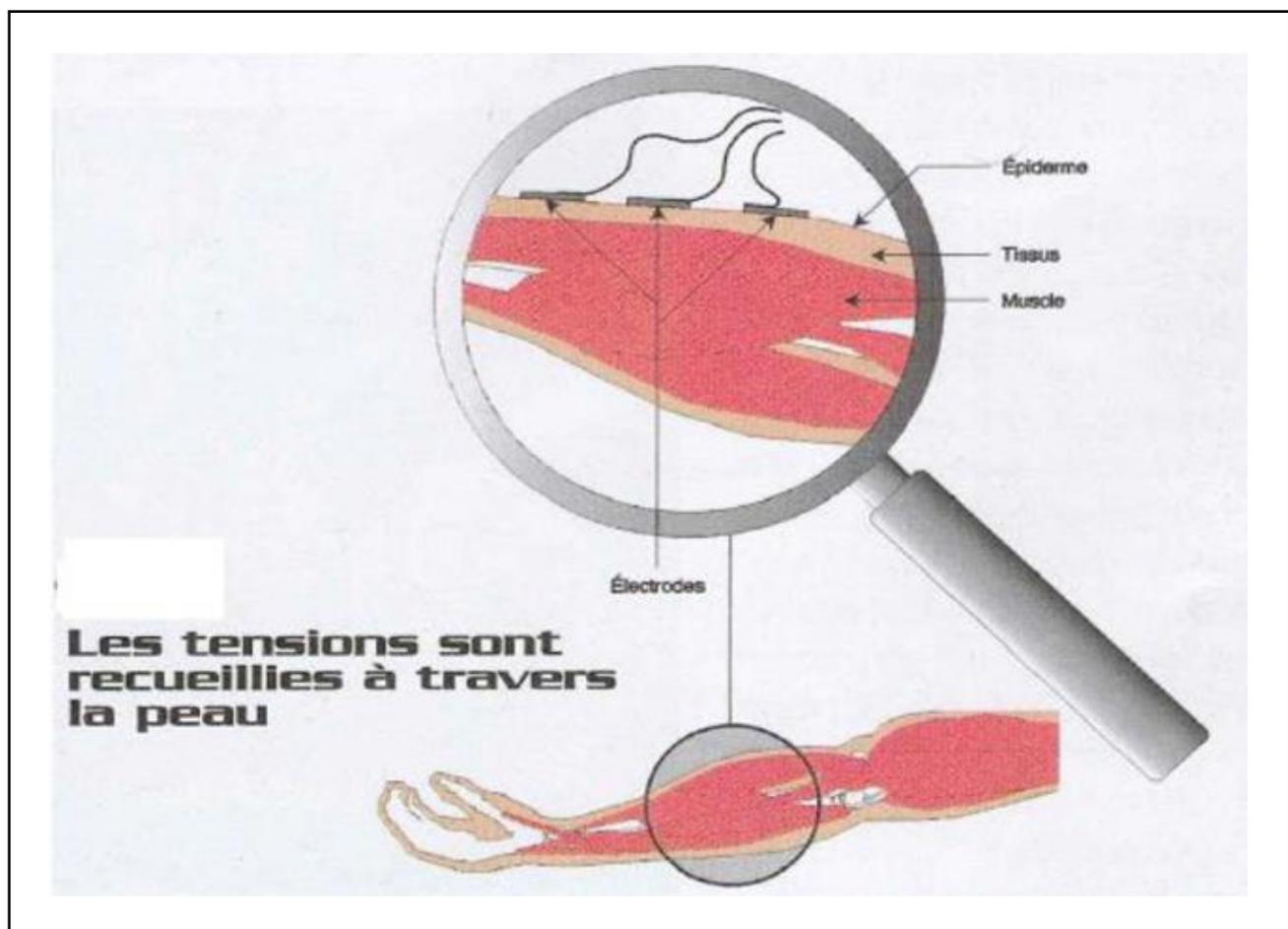


Figure II.10 : Détection du signal par les électrodes. [31]

II.3.2 Différents types d'électrodes de détection :

- Les électrodes aiguilles :

Ce sont des électrodes techniquement invasives lors de la mesure et la détection du signal EMG. Ils servent à détecter l'activité locale dans le muscle. L'insertion d'électrodes dans le

muscle permet de détecter le potentiel électrique à côté des fibres musculaires. Le potentiel d'action des unités motrices individuelles (PAUM) peut être facilement détecté à partir du signal d'interférence. [19]

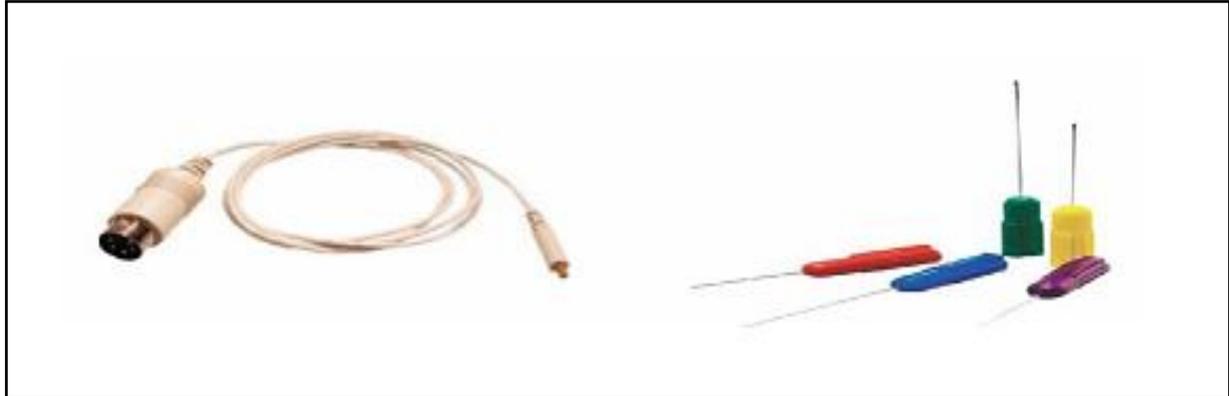


Figure II.11 : Exemple de type des électrodes aiguilles. [19]

- Les électrodes de surface :

Ce sont des électrodes techniquement non invasives lors de la mesure et la détection du signal EMG. Cette mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs tels que : La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau, Les propriétés du tissu tel que l'épaisseur de la peau, ou encore l'intensité de la contraction musculaire.

Donc on peut dire que la mesure du signal EMG dépend de l'interaction avec la peau et des propriétés des électrodes. [20]

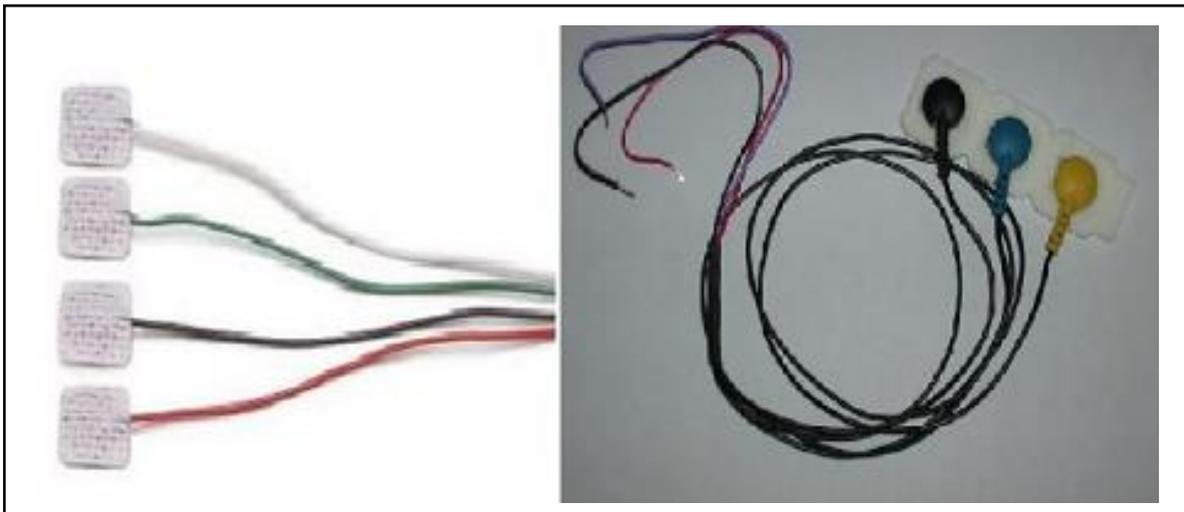


Figure II.12 : Exemple de type des électrodes de surface. [32]

II.3.3 Placement des électrodes :

Le placement le plus juste des électrodes est expliqué ci-dessous :

- L'électrode de référence doit être loin et placée dans une zone neutre électriquement comme l'os, il doit y avoir seulement une électrode de référence par personne.
- Les électrodes de détection doivent être placées au milieu du corps musculaire et non pas sur le bord.
- Entre l'électrode et un autre on met une distance approximative de 2cm.
- Les fils doivent être immobilisés sur la peau, jamais sur ou à côté de l'insertion tendineuse ni sur le point moteur (zone d'innervation).
- Le placement des électrodes doit être parallèle à la fibre musculaire pour augmenter la possibilité de lire le même signal.
- Le potentiel d'action (PA) se déplace bizarrement dans les 2 sens, et la détection EMG en est affectée : signal faible ou nul. [21]

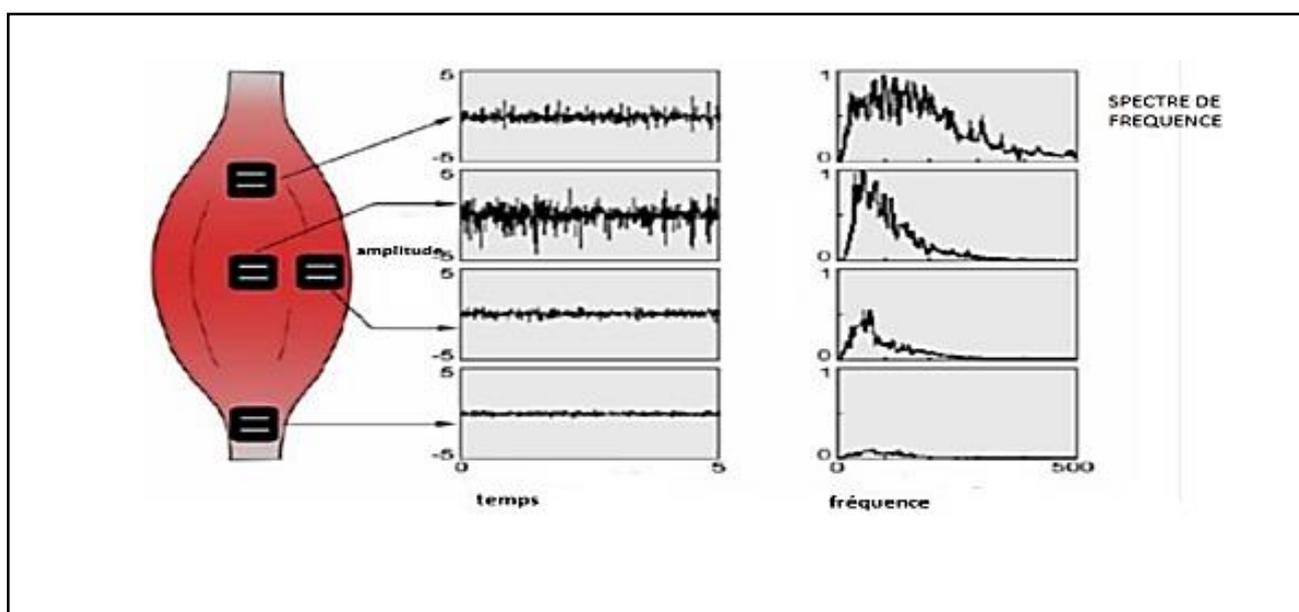


Figure II.13 : Emplacement des électrodes. [21]

II.3.4 Préparation de la peau :

Une bonne préparation de la peau est nécessaire avant l'utilisation des électrodes EMG de surface.

Pour avoir une bonne qualité du signal EMG, les cellules mortes de la peau telles que les cheveux doivent être complètement retiré de là où seront placées les électrodes EMG, afin de réduire l'impédance de la peau.

Un gel abrasif est utilisé pour réduire la couche sèche de la peau, Mais il ne faut pas qu'elle soit humidifiée.

L'alcool sert a nettoyé la peau pour éliminer toute l'humidité ou de sueur qui se trouve sur cette dernière. [33]

II.4 Conclusion :

De nos jours les capteurs sont très utilisés dans quasiment tous les domaines industriels, tel que la médecine, la chimie analytique et d'industrie agroalimentaire. Ces capteurs font l'objet de nombreuses recherches et développements surtout dans le domaine de la biologie et de la médecine. Comme on a vu précédemment, ce chapitre nous a permis d'avoir des connaissances sur les électrodes de détection, leurs utilisation et leurs emplacement, que les capteurs peuvent être miniaturisés et implantés dans des zones d'accès difficile du corps humain.

De nombreux nouveaux capteurs plus efficaces et plus intelligents devraient apparaitre dans le marché électronique dans les prochaines années.

Chapitre III

Filtres actifs

III.1 Introduction :

En 1923, Otto Zobel a inventé des filtres électriques qui ont contribué à une grande expansion des télécommunications. Jusqu'à ces dernières années, ils étaient presque uniquement réalisés à l'aide de composants passifs doués de propriétés résonnantes : inductances, capacités, quartz...etc.

Avec l'avènement récent du transistor et de l'amplificateur opérationnel intégré, un nouveau type de résonateur a été créé, en utilisant uniquement des résistances et des condensateurs associés à ces éléments actifs. [34]

III.2 Généralités sur les filtres actifs :

Le filtrage de fréquence sert à assurer la suppression des signaux de fréquences non désirée et conserver ou même amplifier les signaux de fréquence désirée.

Les filtres peuvent être classés selon leurs natures (analogiques, numériques), selon leurs composants (actifs, passifs) ou selon leurs degrés. Nous allons dans la suite de cette rubrique nous intéresser aux filtres de premier et de second ordre.

Les filtres actifs ayant généralement une impédance de sortie faible, la fonction de transfert de plusieurs filtres montés en cascade est égale au produit des fonctions de transfert de chacun des filtres.

III.2.1 Définition d'un filtre actif:

Un filtre actif est un type particulier de filtre électronique, il est construit au moins partiellement dans la boucle de contre réaction d'un amplificateur (souvent, un amplificateur opérationnel). [35]

III.2.2 Les caractéristiques d'un filtre actif:

Les principales caractéristiques d'un filtre actif sont :

- ✓ La fréquence de coupure.
- ✓ La bande passante (filtres passe-bande et coupe-bande).
- ✓ Le coefficient d'amplification en tension maximal et son gain maximum.

Elles ne dépendent en première approximation que des composants passifs utilisés. [36]

III.2.3 Les avantages de l'utilisation des filtres actifs:

Les filtres actifs présentent de nombreux avantages, notamment dans la gamme des basses fréquences. Ils sont légers, encombrant réduit et moins coûteux. Avec une impédance d'entrée élevée et une faible impédance de sortie (l'adaptation d'impédance) et un gain en tension > 1 .

III.2.4 Les inconvénients de l'utilisation des filtres actifs:

Par contre ils ne sont pas utilisables avec des signaux de fréquences trop élevées, le maximum pratique étant de quelques mégahertz. Les composants actifs nécessitent une source d'alimentation, introduisent du bruit et limitent la tension maximale traitable.

III.3 L'intérêt de l'utilisation des filtres actifs dans l'EMG :

Lorsqu'on effectue des mesures, le signal prélevé comporte plus ou moins du bruit. Dans un premier temps, il ne peut pas être exploité à cause du bruit, des parasites superposés au signal. C'est pour cela qu'il est important de le filtrer afin de séparer le signal utile c'est-à-dire les données à exploiter, des parasites.

Source du bruit du signal EMG:

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

1. Bruit bioélectrique :

- Bruit produit par le sujet (les fonctions biologiques)
 - Battement de cœur, respiration.
 - Elimination avec un bon placement d'électrode.

2. Bruit d'équipement :

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

3. Bruit externe :

- Toutes interférences électriques et électromagnétiques. [21]

III.4 La structure des filtres actifs:

Il existe un grand nombre de montages pour la réalisation des filtres actifs. Nous allons citer dans cette rubrique quelques structures typiques que l'on rencontre très fréquemment.

III.4.1 Les filtres actifs du premier ordre:

III.4.1.1 Filtre passe-bas : Sa fonction de transfert est sous la forme :

$$T(j\omega) = \frac{k}{1+j\frac{\omega}{\omega_0}} \quad , \text{ ou encore } \quad T(p) = \frac{k\omega_0}{\omega_0+p} \quad \text{avec } p = j\omega$$

Où k un réel (positif ou négatif), ω la pulsation et ω_0 la pulsation de coupure.

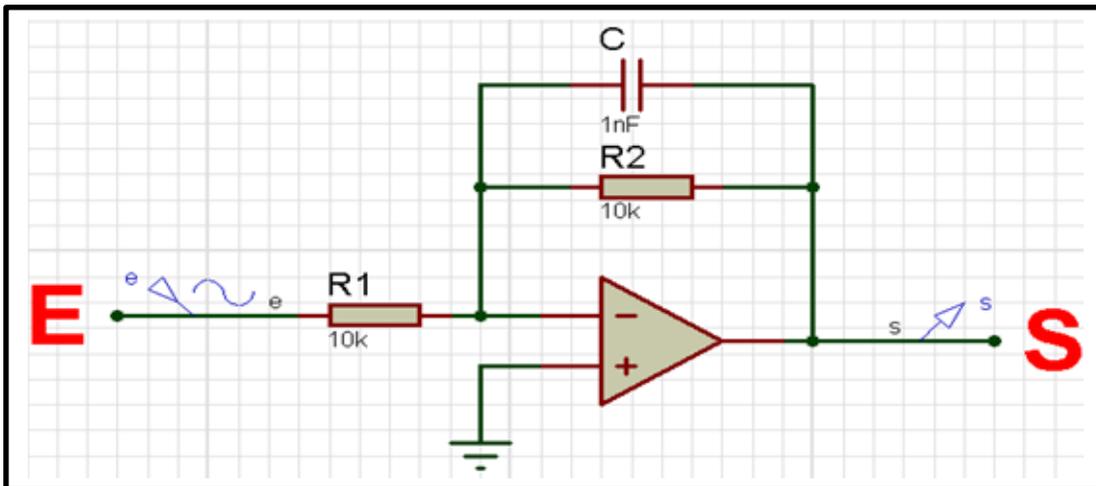


Figure III.1.a: Structure électronique d'un filtre actif passe-bas du premier ordre sur ISIS.

Sa fonction de transfert est:

$$T(j\omega) = \frac{V_s(j\omega)}{V_e(j\omega)} = -\frac{1}{1+j\frac{\omega}{\omega_0}}, \text{ avec } \omega_0 = \frac{1}{R.C}$$

Diagramme de Bode (en vert le gain et en rouge la phase):

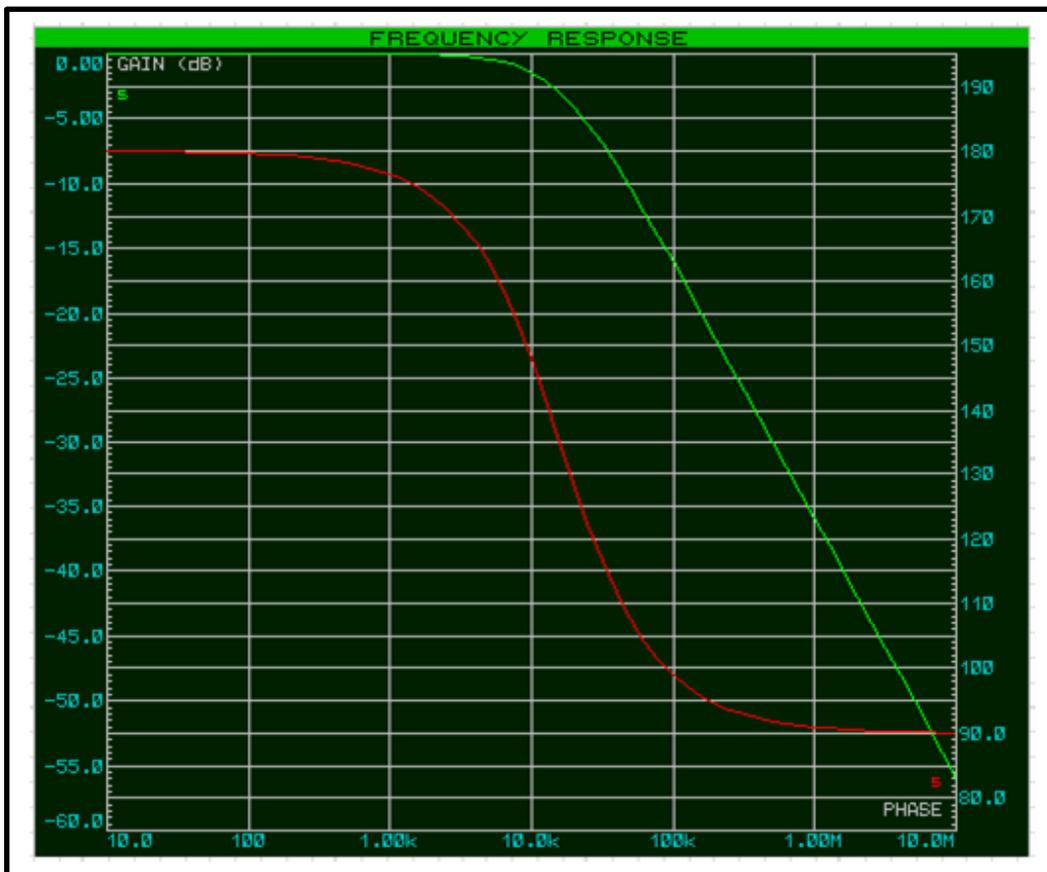


Figure III.1.b: Courbes de gain et de phase d'un filtre actif passe-bas du premier ordre sur ISIS.

III.4.1.2 Filtre passe-haut : Sa fonction de transfert est sous la forme :

$$F(j\omega) = k \frac{j\frac{\omega}{\omega_0}}{1+j\frac{\omega}{\omega_0}} \quad \text{Ou encore} \quad F(p) = k \frac{p}{\omega_0+p}$$

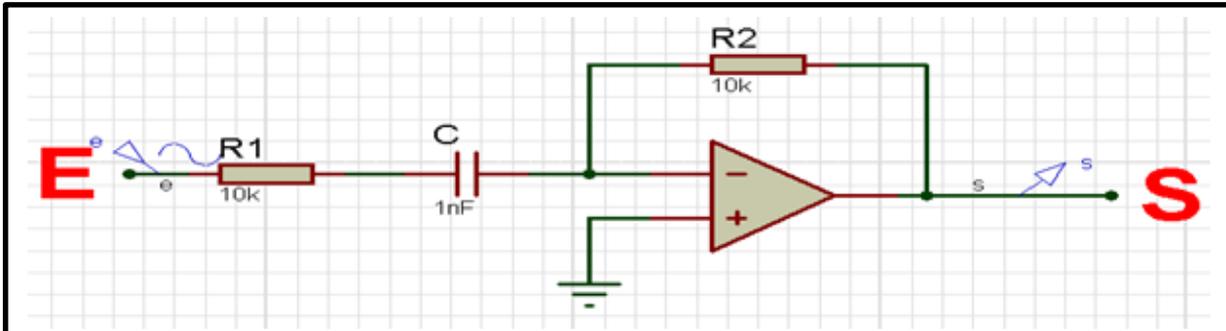


Figure III.2.a: Structure électronique d'un filtre actif passe-haut du premier ordre sur ISIS.

Sa fonction de transfert est:

$$T(j\omega) = -\frac{1}{1-j\frac{\omega}{\omega_0}} \quad , \text{ avec } \quad \omega_0 = \frac{1}{R.C}$$

Diagramme de Bode (en vert le gain et en rouge la phase):

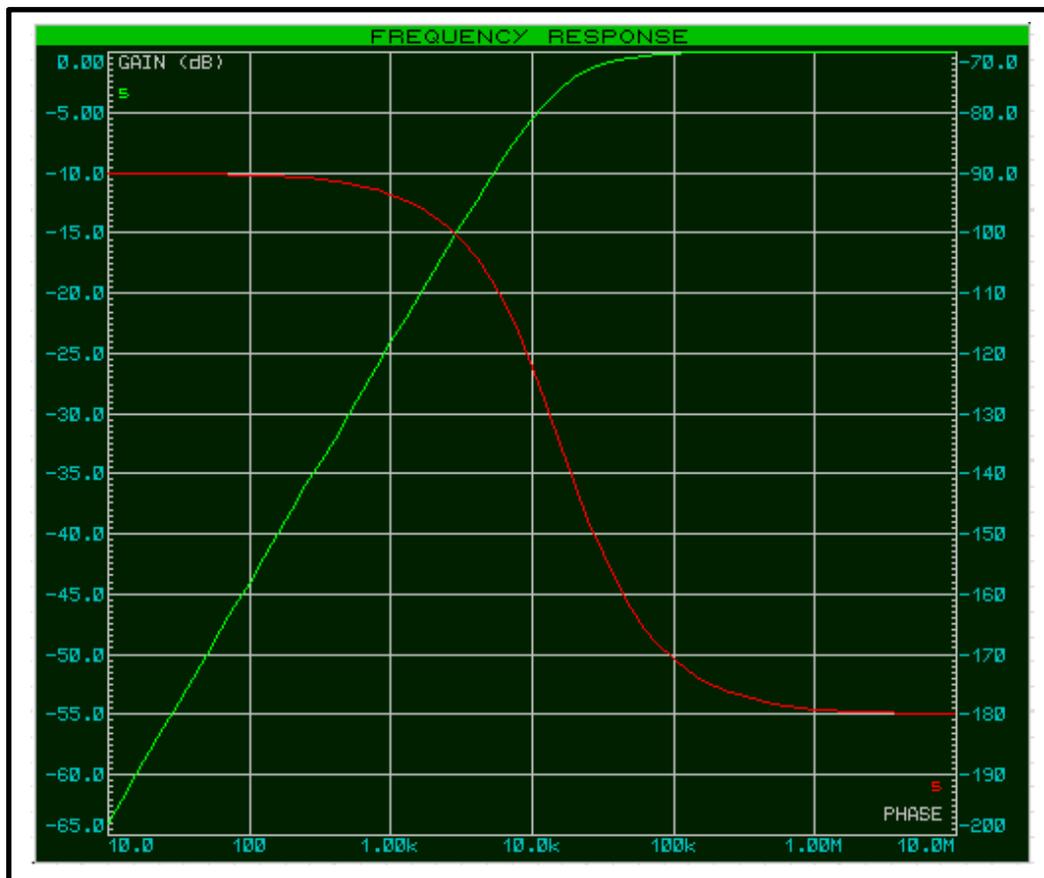


Figure III.2.b: Courbes de gain et de phase d'un filtre actif passe-haut du premier ordre sur ISIS.

III.4.1.3 Filtre passe-bande:

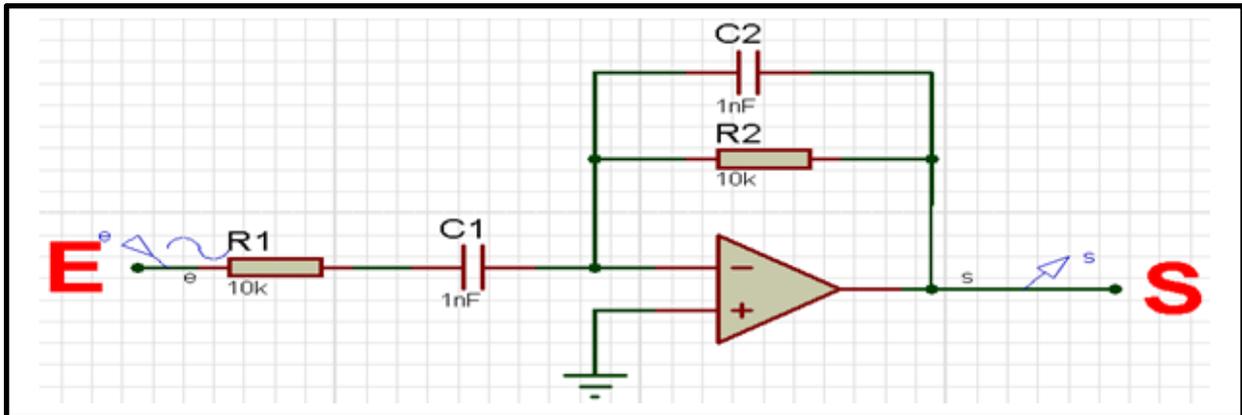


Figure III.3.a: Structure électronique d'un filtre actif passe-bande du premier ordre sur ISIS.

Sa fonction de transfert est:

$$T(j\omega) = -\frac{1}{2+j\left(\frac{\omega}{\omega_0}-\frac{\omega_0}{\omega}\right)}, \text{ avec } \omega_0 = \frac{1}{R.C}$$

Diagramme de Bode (en vert le gain et en rouge la phase):

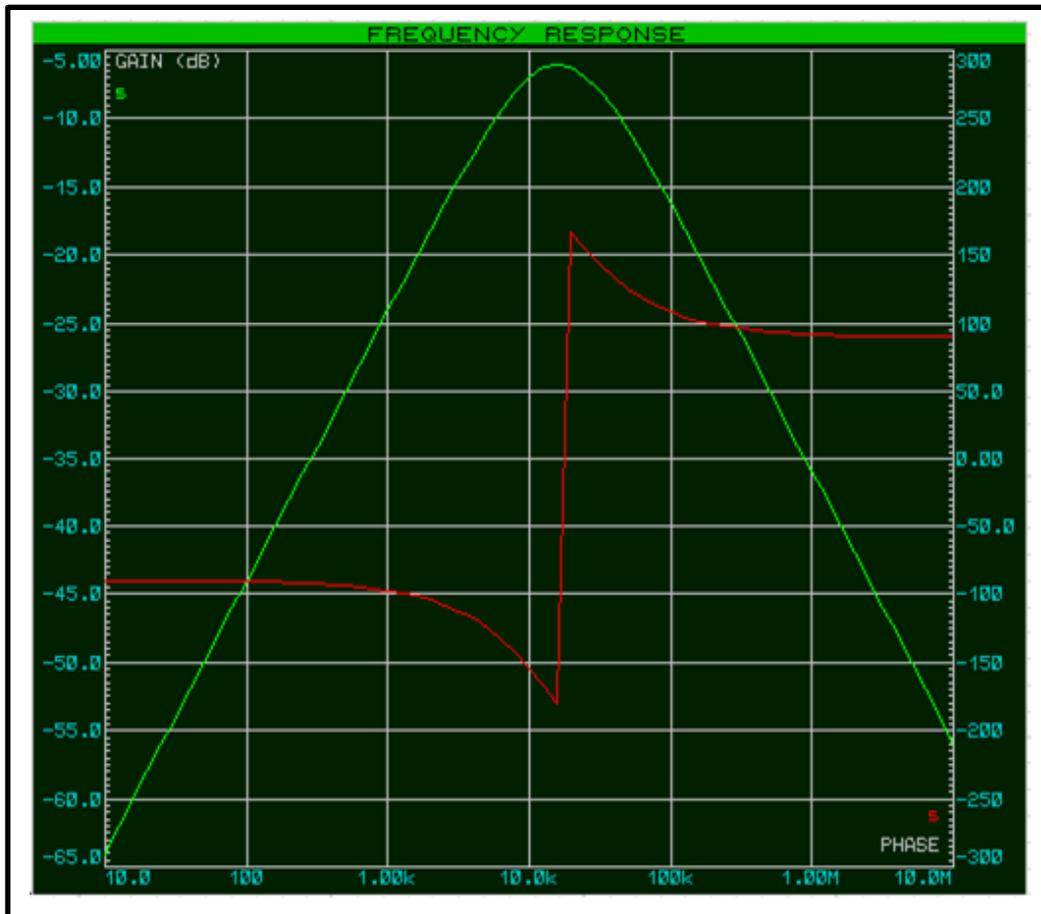


Figure III.3.b: Courbes de gain et de phase d'un filtre actif passe-bande du premier ordre sur ISIS.

III.4.1.4 Filtre coupe-bande:

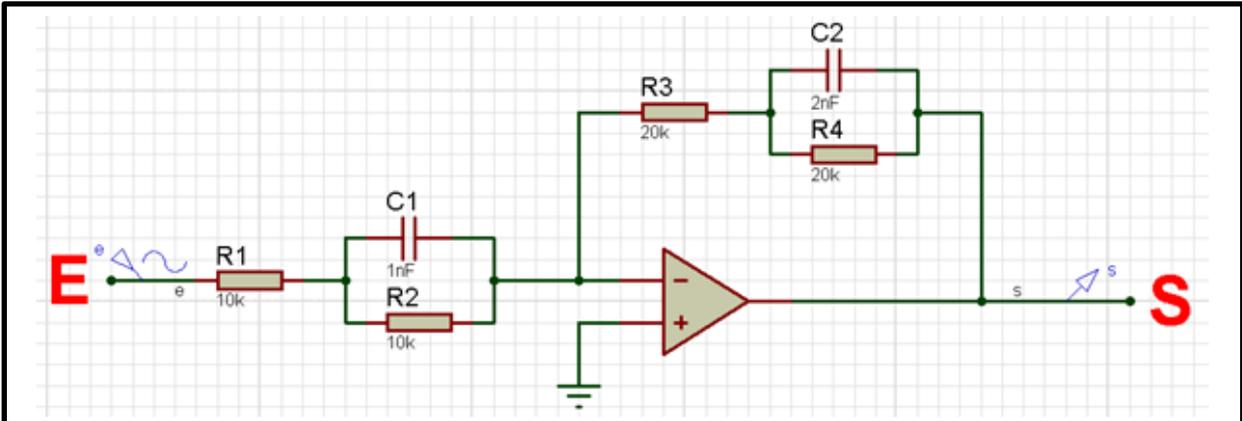


Figure III.4.a: Structure électronique d'un filtre actif coupe-bande du premier ordre sur ISIS.

Sa fonction de transfert est:

$$T(j\omega) = A \cdot \frac{(1+j\frac{\omega}{\omega_1})(1+j\frac{\omega}{\omega_2})}{(1+j\frac{\omega}{\omega_3})(1+j\frac{\omega}{\omega_4})}, \text{ avec } A = -\frac{R_3+R_4}{R_1+R_2}; \omega_1 = \frac{R_3+R_4}{R_3 \cdot R_4 \cdot C_2}; \omega_2 = \frac{1}{R_2 \cdot C_1};$$

$$\omega_3 = \frac{1}{R_4 \cdot C_2}; \omega_4 = \frac{R_1+R_2}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1}$$

Diagramme de Bode (en vert le gain et en rouge la phase):

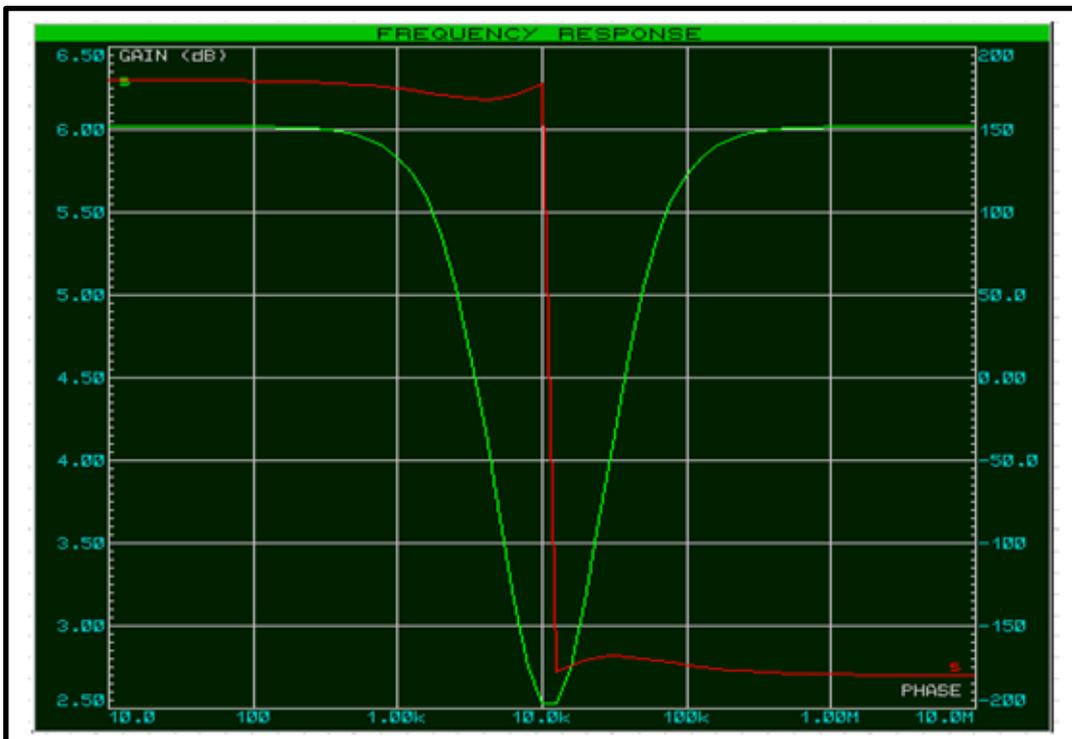


Figure III.4.b: Courbes de gain et de phase d'un filtre actif coupe-bande du premier ordre sur ISIS.

III.4.2 Les filtres actifs du second ordre:

III.4.2.1 Filtre passe-bas :

Les filtres passe-bas de second ordre ont une fonction de transfert de la forme générale suivante :

$$F(j\omega) = \frac{1}{1+2jm\frac{\omega}{\omega_0}-\frac{\omega^2}{\omega_0^2}} \quad \text{Ou encore} \quad F(p) = \frac{\omega_0}{p^2+2m\omega_0p+\omega_0^2}$$

Où m est appelé facteur d'amortissement du filtre, ω la pulsation et ω_0 est la pulsation de coupure.

Diagramme de Bode :

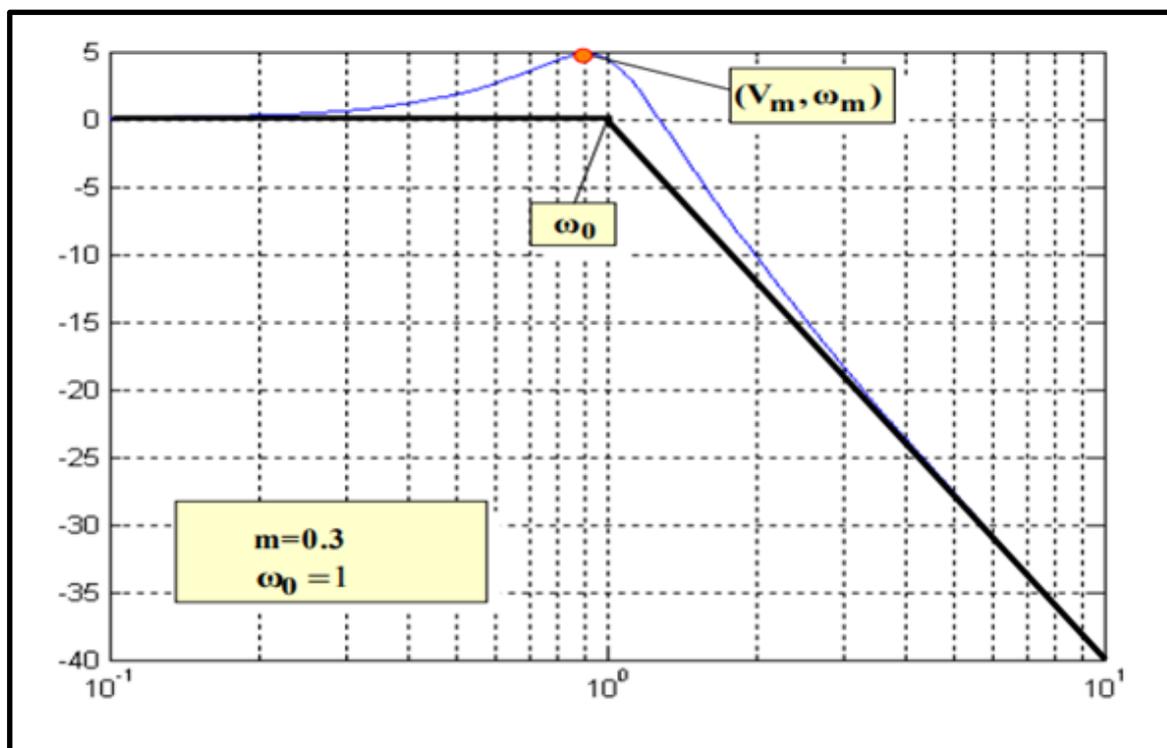
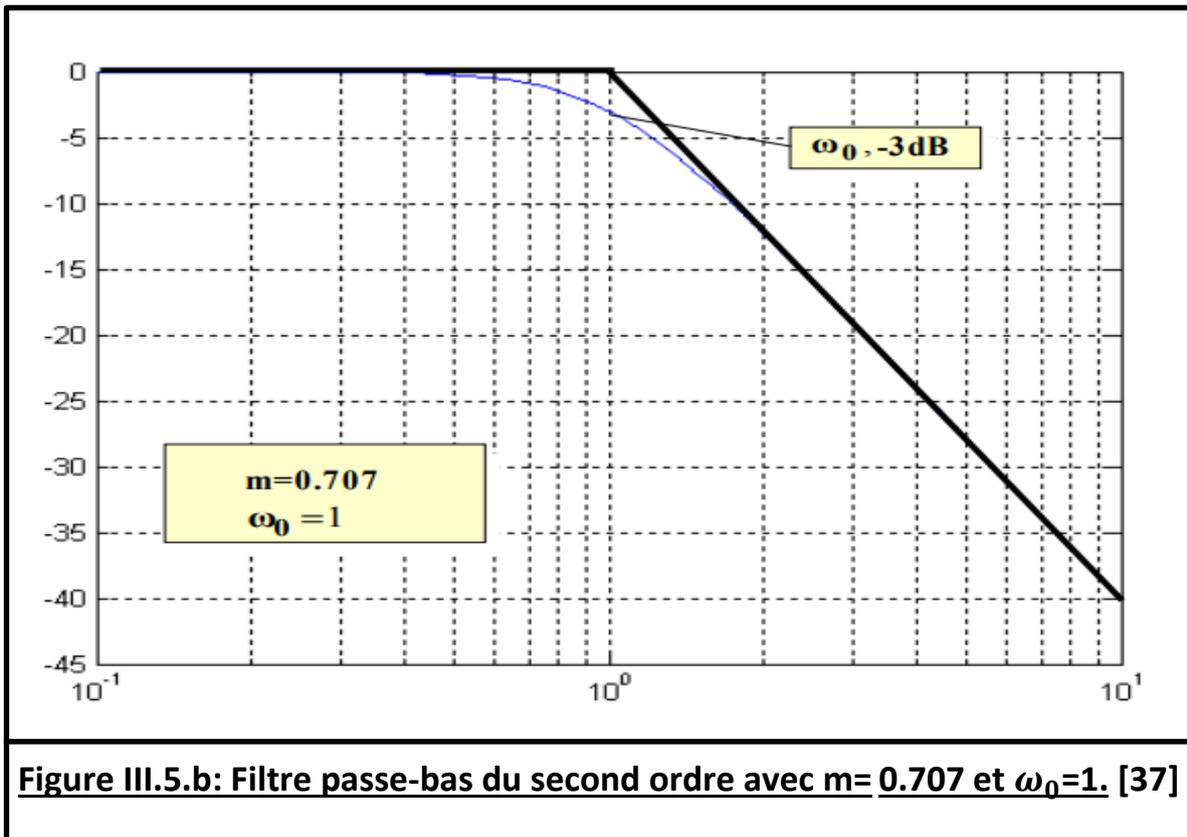


Figure III.5.a: Filtre passe-bas du second ordre avec $m=0.3$ et $\omega_0=1$. [37]

N.B: On a -3dB à $\omega = \omega_0$ seulement dans le cas où $m = \frac{\sqrt{2}}{2}$.



III.4.2.2 Filtre passe-haut:

Les filtres passe-haut de second ordre ont une fonction de transfert de la forme générale suivante :

$$F(j\omega) = \frac{-\frac{\omega^2}{\omega_0^2}}{1+2jm\frac{\omega}{\omega_0}-\frac{\omega^2}{\omega_0^2}} \quad \text{Ou encore} \quad F(p) = \frac{p^2}{p^2+2m\omega_0p+\omega_0^2}$$

Où m est appelé facteur d'amortissement du filtre, ω la pulsation et ω_0 est la pulsation de coupure.

III.4.2.3 Filtre passe-bande:

La fonction de transfert est de type: $F(p) = \frac{2m\omega_0p}{p^2+2m\omega_0+\omega_0^2}$

Où m est le coefficient d'amortissement et ω_0 est la pulsation de cassure.

Souvent on introduit à la place du coefficient d'amortissement m , le paramètre $q = \frac{1}{2m}$ appelé le coefficient de qualité ou de surtension du filtre.

III.4.2.4 Filtre coupe-bande:

La fonction de transfert est de type: $F(p) = \frac{\omega_0^2 + p^2}{p^2 + 2m\omega_0 p + \omega_0^2}$

Où m est le coefficient d'amortissement et ω_0 est la pulsation de cassure et $q = \frac{1}{2m}$ le coefficient de qualité ou de surtension du filtre.

III.5 Conclusion :

Dans ce chapitre on a cité et défini les filtres actifs les plus connus, avec le traçage de leurs diagrammes de Bode. Et le plus important pour nous, leur relation avec le signal EMG.

Plusieurs types de filtres actifs existent, à titre d'exemple : les filtres passe-bas, passe-haut, passe bande ...etc.

Ces circuits permettent de se passer de bobines, des composants chers, difficilement miniaturisables et imparfaits (angles de pertes, résonances propres, sensibilité aux parasites).

Les filtres actifs conviennent bien aux signaux de faible amplitude et de faible puissance (le signal EMG). Ils sont donc largement utilisés dans les amplificateurs audio (TBA820M) et instruments électroniques de toutes sortes. **[35]**

Chapitre IV

Simulations et résultats

L'appareil que nous nous proposons d'étudier dans ce mémoire est l'écoute des communications du cerveau vers le muscle. Il s'agit d'un appareil couramment utilisé par le personnel médical dans le domaine de la rééducation musculaire. Il est à noter qu'il n'exerce aucune influence par voie électrique sur le corps.

IV.1 Généralités :

Tout d'abord, que désigne le terme « myographie », peu connu, Il est formé à partir de deux racines grecques signifiant muscle et écrire. Il désignait, à l'origine, la technique permettant la transcription sur le papier d'une contraction musculaire. Depuis fort longtemps, des systèmes plus ou moins compliqués permettaient d'asservir le mouvement d'une plume à la contraction d'un muscle. Dès que l'on a su réaliser des amplificateurs, il est apparu qu'il était beaucoup plus commande d'enregistrer le signal électrique provoquant la contraction du muscle.

On arrive donc au terme électromyographie.

IV.2 Structure d'un muscle :

Comme chaque fois que nous abordons le domaine de l'électronique médicale, il est nécessaire de parler (superficiellement) de physiologie afin que vous soyez à même de réellement comprendre le fonctionnement et le rôle de l'appareil décrit. Décrivons en quelques lignes, la structure musculaire.

Un muscle est formé d'un ensemble de fibres musculaires, elles-mêmes formées de myofibrilles qui sont responsables de la contraction. Pour provoquer la contraction, les fibres musculaires reçoivent, d'un nerf, un influx nerveux qui est en fait une stimulation électrique. Cette stimulation est transformée en énergie (contraction) par réaction chimique au niveau des myofibrilles. Il faut noter que chaque nerf ne concerne pas qu'une seule fibre mais un groupe de fibres appelé « unité motrice ». Le muscle est lui-même formé d'un certain nombre de ces unités motrices. Le faisceau de nerfs stimulant le muscle forme le nerf moteur. Dans La **figure 1** nous présentons la constitution d'un muscle.

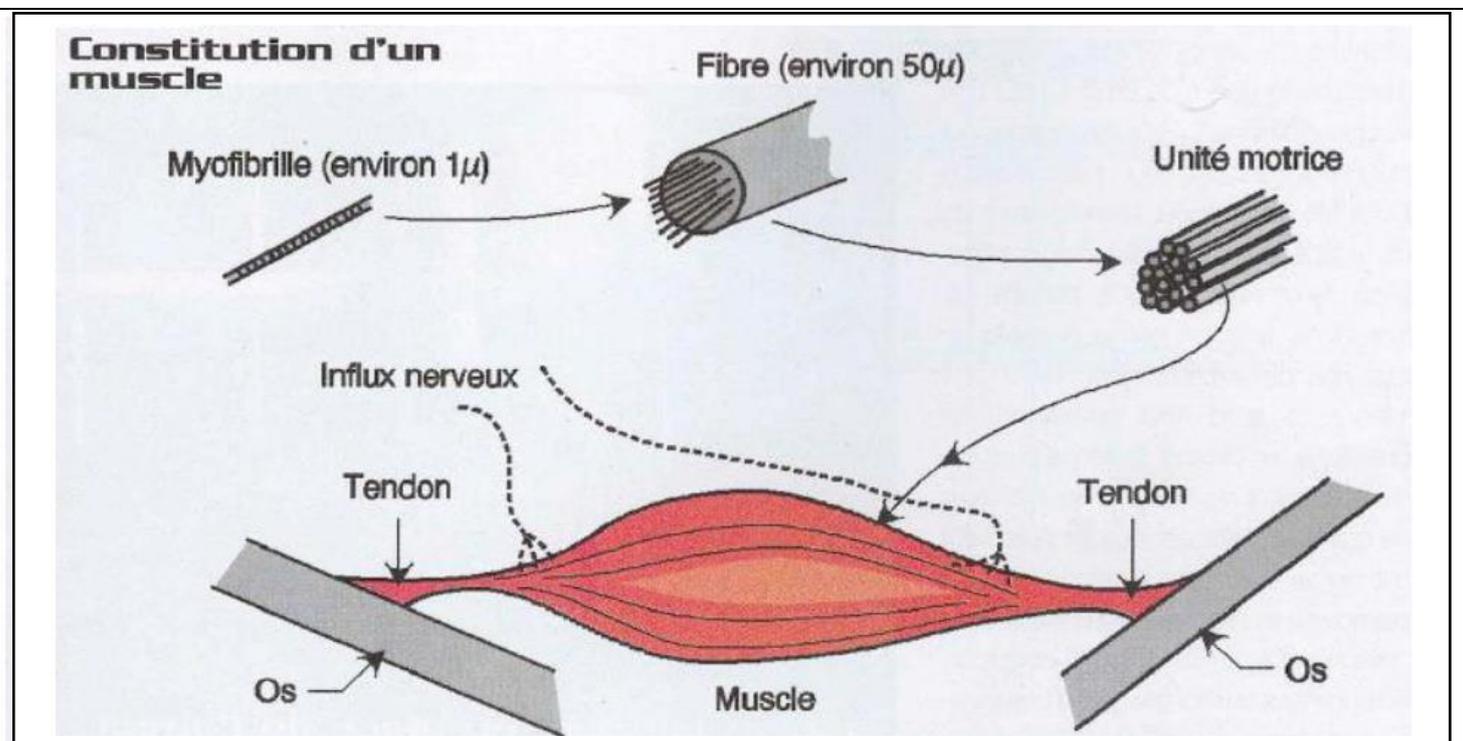


Figure IV.1: Constitution d'un muscle. [31]

Lorsqu'une unité motrice est excitée, elle se contracte puis se relâche. Pour la garder contractée, il faudra la stimuler de nouveau avant la fin du relâchement. L'influx nerveux se traduit donc par des impulsions électriques à basse fréquence pour un petit effort, cette fréquence augmentant au fur et à mesure que l'effort demandé devient plus intense. Il faut noter que, comme toutes les unités motrices ne sont pas excitées de façon synchrone, le mouvement est alors « lissé », la **figure 2** représente ce phénomène.

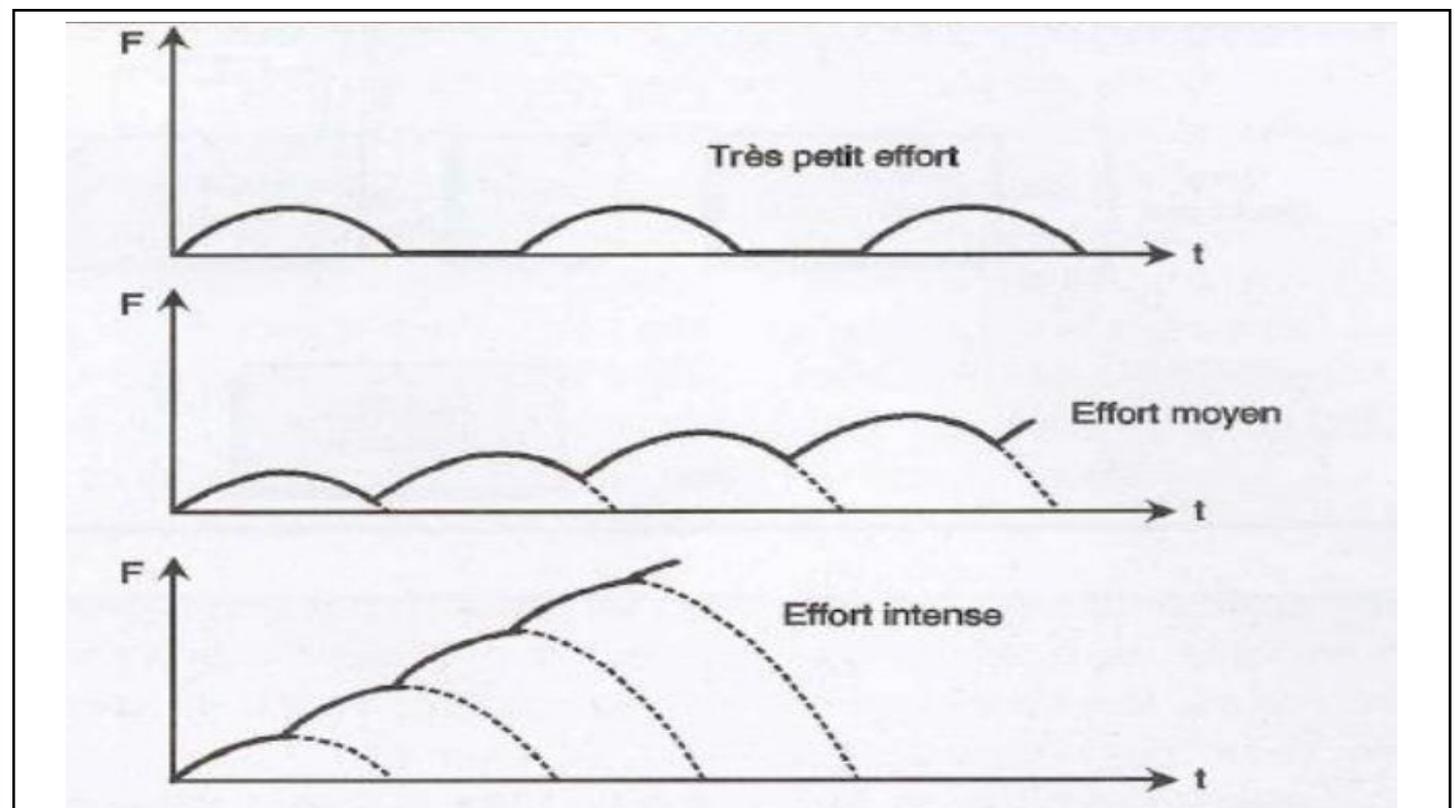


Figure IV.2: Force développée par une unité motrice selon la fréquence de la stimulation. [31]

[31]

Si toutes les fibres sont excitées en permanence, le muscle est complètement contracté. On peut aller jusqu'à la tétanisation (être mis en incapacité en proie à une affliction particulière comme exemple, n'ose pas bouger, tétanise par la peur). Quand une personne électrocutée ces muscles sont alors stimulés jusqu'à la tétanisation par la tension issue de ce conducteur, ceci indépendamment de la volonté de la personne qui est ainsi dans l'impossibilité de se dégager...

IV.3 Prélèvement des signaux :

En milieu médicale, il arrive que l'on aille prélever les tensions à étudier à proximité immédiate du muscle, à l'aide d'aiguilles spéciales. Nous allons utiliser des électrodes en contact avec la peau, placées à proximité immédiate du nerf moteur du muscle. Les tensions seront recueillies à travers des tissus de l'épiderme voir **figure 3**. Elles seront très faibles de l'ordre de dizaine à quelques centaines de microvolt et encore perturbées. Pour recueillir ces signaux très faibles il faudra prendre quelques précautions.

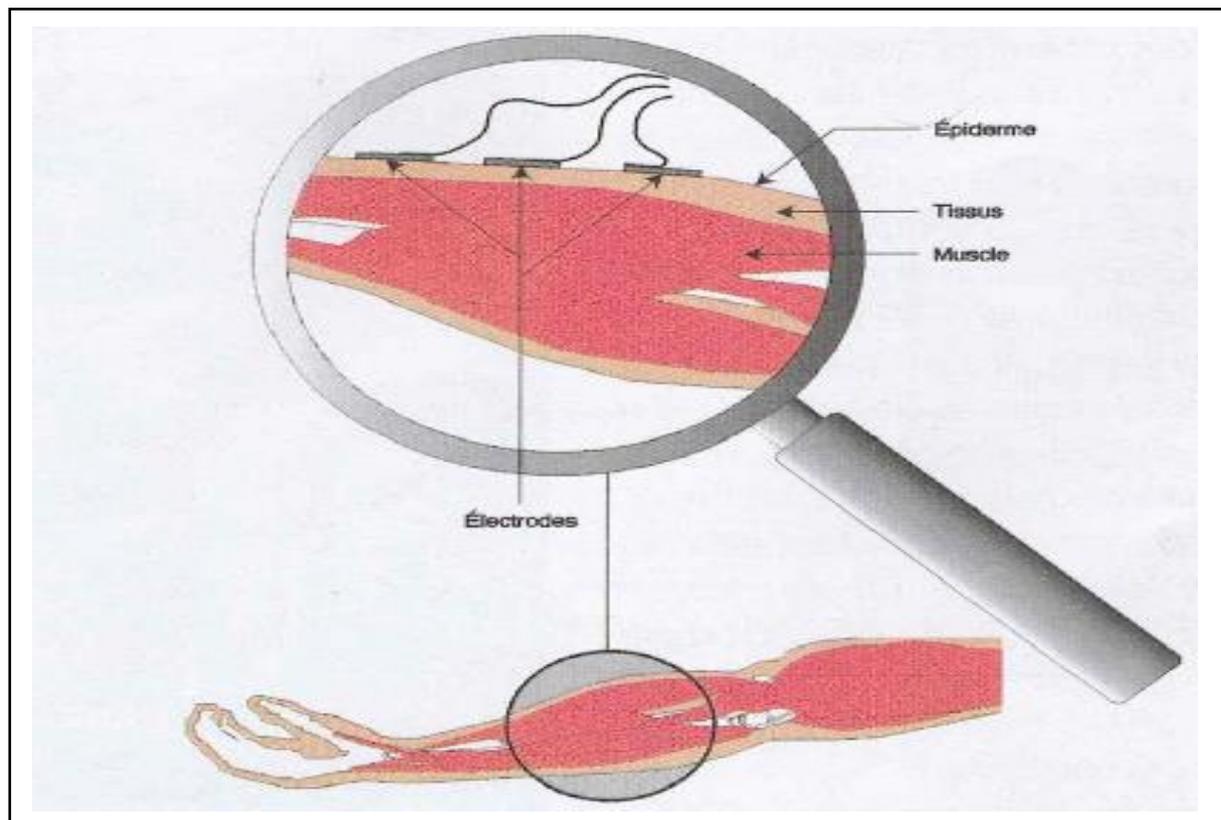


Figure IV.3: Les tensions sont recueillies à travers la peau. [31]

Les signaux disponibles à la surface de la peau concernant tout un nerf moteur, c'est à dire une grande quantité d'unités motrices. Toutes ces unités motrices recevant des influx décales les uns par rapport aux autres, si le signal résultant était observé à l'oscilloscope, il semblerait un peu erratique avec une valeur moyenne augmentant avec l'effort.

IV.4 Schéma de principe :

Le circuit électrique de notre électromyographie.

Notre réalisation est basée sur l'utilisation d'un l'amplificateur différentiel construit autour de U_{1A} et U_{1B} , et de U_{2A} . L'impédance d'entrée est grande, fixée par les résistances R_3 et R_4 . Un réglage de symétrie est prévu par la résistance variable RV_1 . La bande passante est limitée du côté des fréquences hautes par les condensateurs C_1 et C_2 .

Afin d'atténuer les résidus du 50 Hz ayant franchi la barrière de l'amplificateur différentiel, nous avons prévu un filtre actif coupe bas monté autour de l'amplificateur opérationnel U_{2B} . La fréquence de coupure de ce filtre est fixée par le condensateur C_3 et la résistance R_{14} .

L'étage suivant est un passe bande dont la fréquence de coupure haute est imposée par C_5 et R_{17} . Sa fréquence de coupure basse dépend de C_4 et R_{16} . Cet étage limite la bande passante, donc le bruit, U_4 est l'élément actif dont le gain est donné par P_1 , R_{19} et R_{21} . Le condensateur C_{20} permet d'avoir une bonne stabilité quel que soit le réglage de P_1 .

P_2 est le potentiomètre de volume par lequel l'amplificateur audio est attaqué. Cet amplificateur est construit autour de U_5 que l'on peut voir comme un amplificateur opérationnel de puissance.

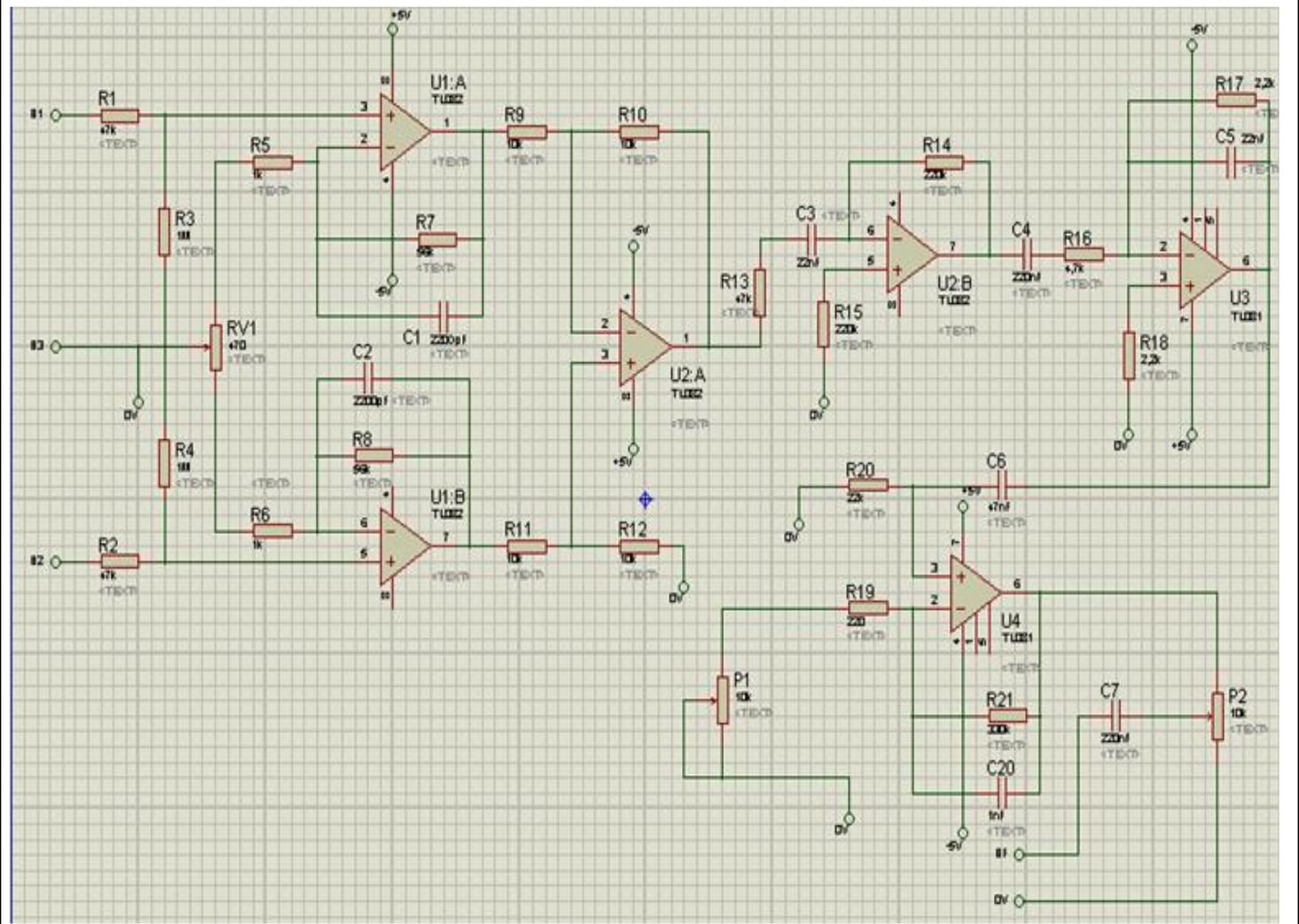


Figure IV.4.a: Circuit électrique de l'électromyographie.

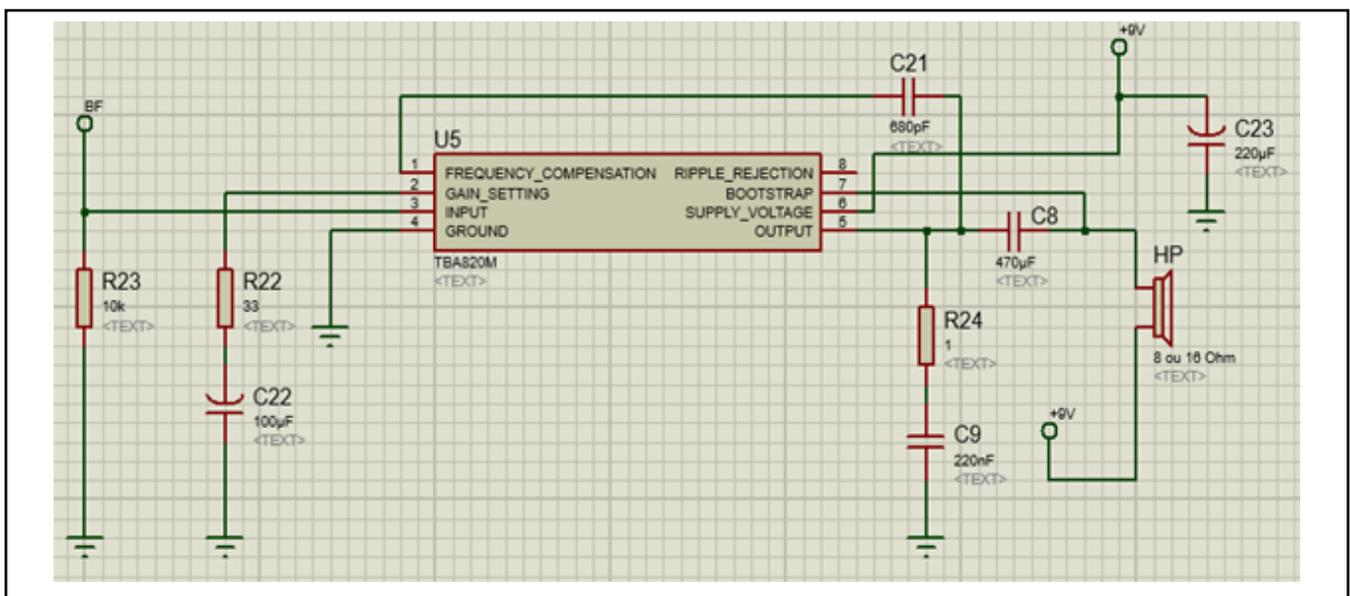


Figure IV.4.b: Circuit électrique de l'amplificateur audio.

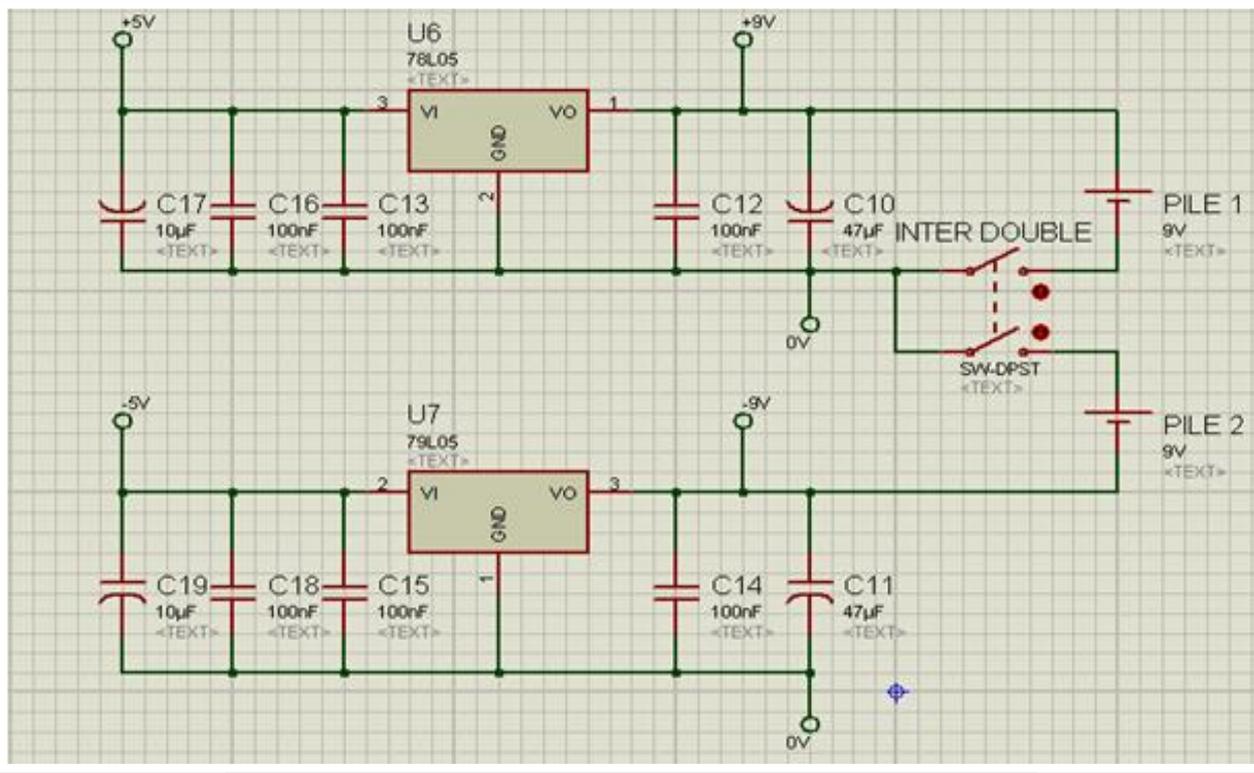


Figure IV.4.c: Circuit électrique de l'alimentation.

Pour la mise sous tension, l'interrupteur se trouve dans la liaison à la masse des deux piles. Donc, prévoyez impérativement un interrupteur double. Sur le prototype présenté, cet interrupteur est couplé au potentiomètre de volume.

IV.5 Essais, réglage :

Essais et réglage peuvent être menés à bien sans l'aide d'appareils de mesure. Il suffit de mettre sous tension. Le gain de l'appareil étant très grand, le résultat est généralement un sifflement dû aux couplages capacitifs entre les éléments externes (HP, potentiomètre, liaisons diverses). Cet accrochage se produit seulement lorsque les entrées sont « en l'air », il disparaît lorsque les électrodes sont en place sur la peau.

Afin de régler la symétrie de l'amplificateur différentiel pour minimiser le gain en mode commun. Le schéma correspondant à ce réglage se trouve en **figure 5**. Pour ceci, il suffit de relier B1 à B2 à l'aide d'un fil, de mettre sous tension et de toucher ce fil (ou d'utiliser un générateur BF réglé à 50 Hz). Nous devons entendre un renflement à 50 Hz. La résistance RV_1 sert à minimiser le son.

En ce qui concerne un éventuel habillage, la meilleure protection contre les parasites sera apportée par un boîtier métallique. Dans ce cas, sa mise à la masse se fera par l'intermédiaire de la fixation du potentiomètre P_1 .

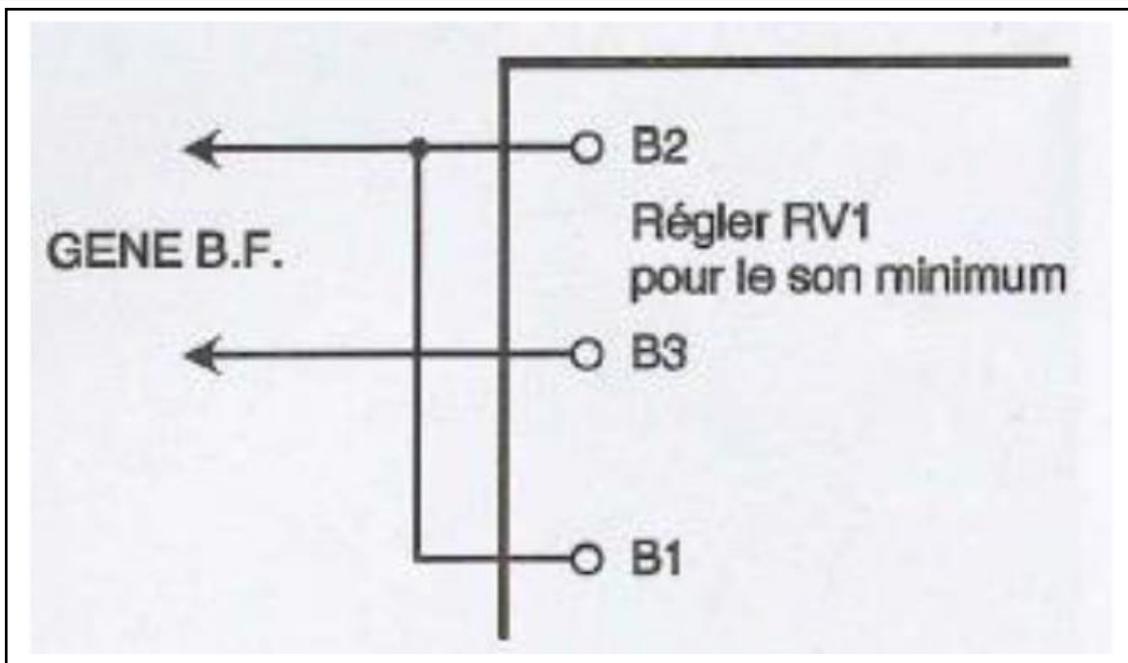


Figure IV.5: Réglage du mode commun. [31]

IV.6 Utilisation :

Avant toute utilisation, rappelons encore une fois que, pour la sécurité, l'appareil ne doit être alimenté que par des piles ou des accumulateurs... Cette précaution élémentaire prise, il n'y a aucune contre-indication à prévoir, cet appareil n'injectant pas de courant dans le corps. Un exemple d'utilisation pratique à mettre en œuvre est l'écoute des influx provoquant la contraction des muscles de l'avant-bras. Pour avoir un signal de meilleure qualité, il faut nettoyer l'emplacement de chaque électrode à l'aide d'un peu d'alcool à 90°. La fixation à l'aide de sparadrap doit être efficace, les électrodes devant être bien plaquées sur la peau et ne pas bouger. Pour les emplacements, reportez-vous à la **figure 6**. L'emplacement de l'électrode de référence reliée à B3 à peu d'importance.

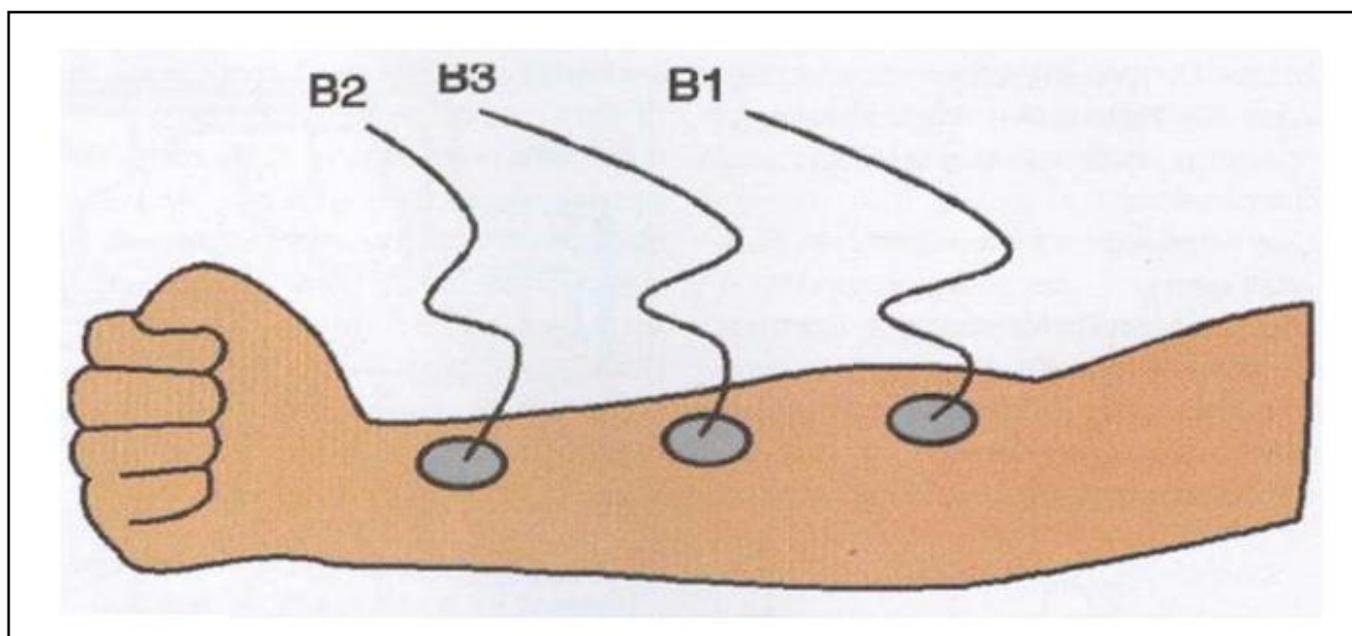


Figure IV.6: Placement des électrodes sur l'avant-bras. [31]

Ceci fait, mettez sous tension. Votre bras étant au repos, vous devez entendre un souffle qui est dû à l'électronique. Contractez alors les muscles de votre avant-bras en serrant le poing. Vous devez entendre une sorte de grondement dont l'intensité dépend de votre effort. Il faut adapter la sensibilité à l'aide de P_1 pour avoir le meilleur signal possible, P_2 servant à contrôler le niveau sonore. Si vous rendez peut-être compte que vous envoyez de petites impulsions à votre muscle, même quand vous pensez être au repos !

Dans ce cas, offrez-vous une petite rééducation à la détente à l'aide de cet amplificateur.

Vous Pouvez recueillir de cette façon l'influx destiné à n'importe quel muscle. Essayez de mettre les électrodes sur les tempes et regardez à droite, puis à gauche. Vous entendez l'influx des muscles qui font pivoter vos yeux !

Quel est l'intérêt de ce genre d'appareil ? Il est très utilisé en rééducation musculaire. En disposant judicieusement les électrodes, il est possible d'entraîner une personne à mieux maîtriser la commande d'un muscle ou d'un groupe de muscles. Il est alors intéressant de disposer d'une échelle lumineuse, la hauteur de la colonne lumineuse indiquant mieux que l'oreille l'effort fourni. Il s'agit là d'appareils plus évolués faisant partie du domaine du biofeedback.

IV.7 Amélioration possible :

Les amplificateurs opérationnels employés sont disponibles dans toutes les boutiques et même, sans doute, dans vos fonds de tiroir. Ceux que nous avons employés sur notre maquette donnent toute satisfaction, mais vous pouvez constater qu'il subsiste un bruit de fond permanent. Ce souffle n'est en principe pas gênant pour l'utilisation mais il est possible de l'atténuer fortement, ceci sans aucune modification. Il suffit de monter, sur vos supports, des modèles ayant une tension de bruit plus faible. L'amélioration la plus importante est apportée au niveau de U_1 .

Il existe différents modèles possibles, le brochage est chaque fois le même (attention tout de même à remplacer un double par un modèle double et un simple par un simple !). Le plus simple est d'essayer votre appareil avec les amplis courants donnés dans la nomenclature puis, seulement est assuré, d'aller voir de quels modèles dispose votre revendeur pour faire de nouveaux essais.

IV.8 Résultats de la simulation :

Les résultats de notre simulation sont représentés par les figures ci-dessous.

Pour tester notre circuit, nous avons remplacé les électrodes par des générateurs de tension sinusoïdaux :

- L'électrode B1 : par une source de tension sinusoïdale de fréquence 100 Hz.
- L'électrode B2 : par une source de tension sinusoïdale de fréquence 80 Hz.
- L'électrode B3 : par une source de tension sinusoïdale de fréquence 60 Hz.

Remarque :

Il est recommandé de ne pas utiliser les mêmes valeurs de fréquence pour les sources de tension, pour éviter d'obtenir un signal nul à la sortie de U_{2A} (comparateur).

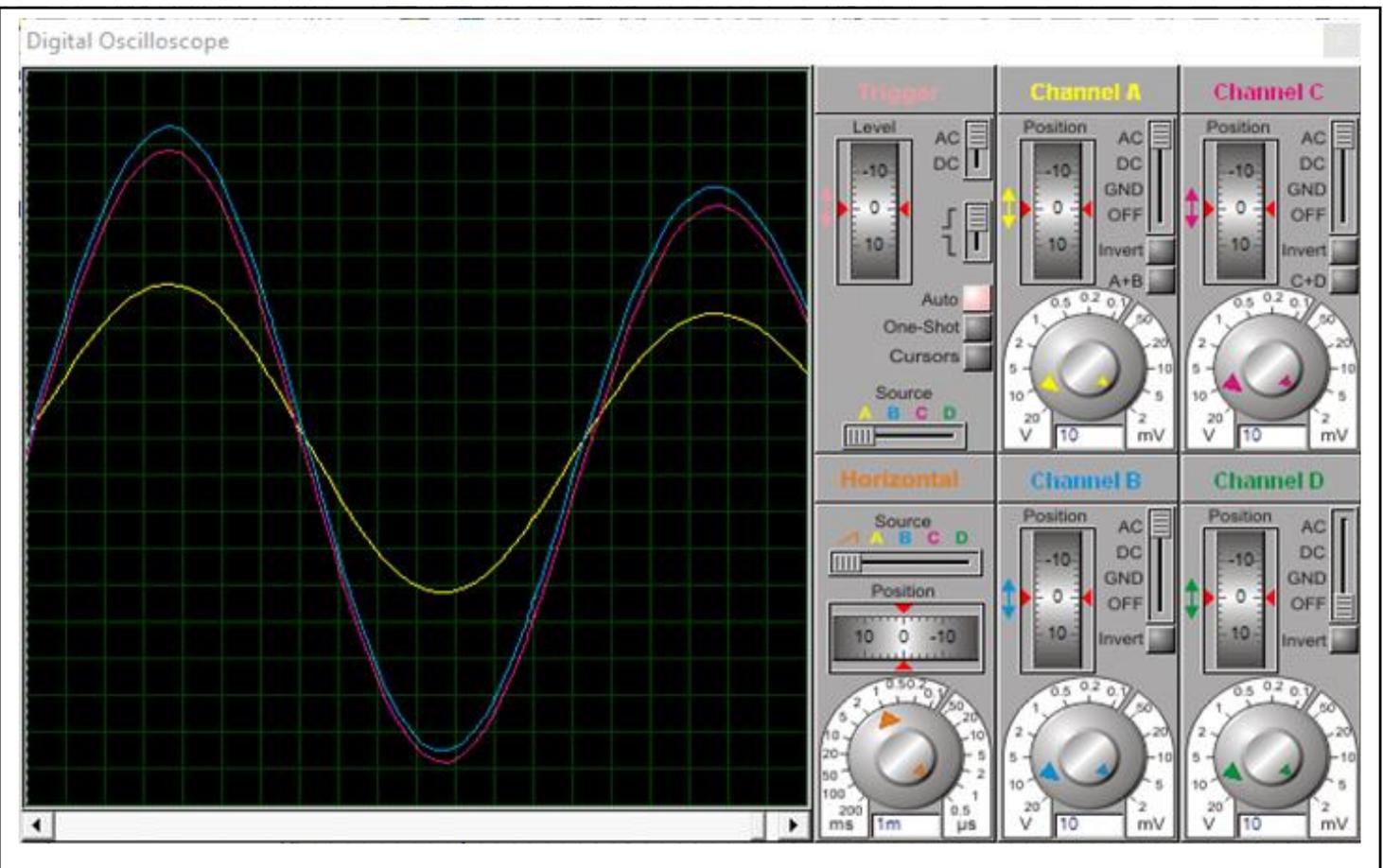


Figure IV.7.a: Résultats de simulation à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation composé de U_{1A} , U_{1B} et U_{2A} .

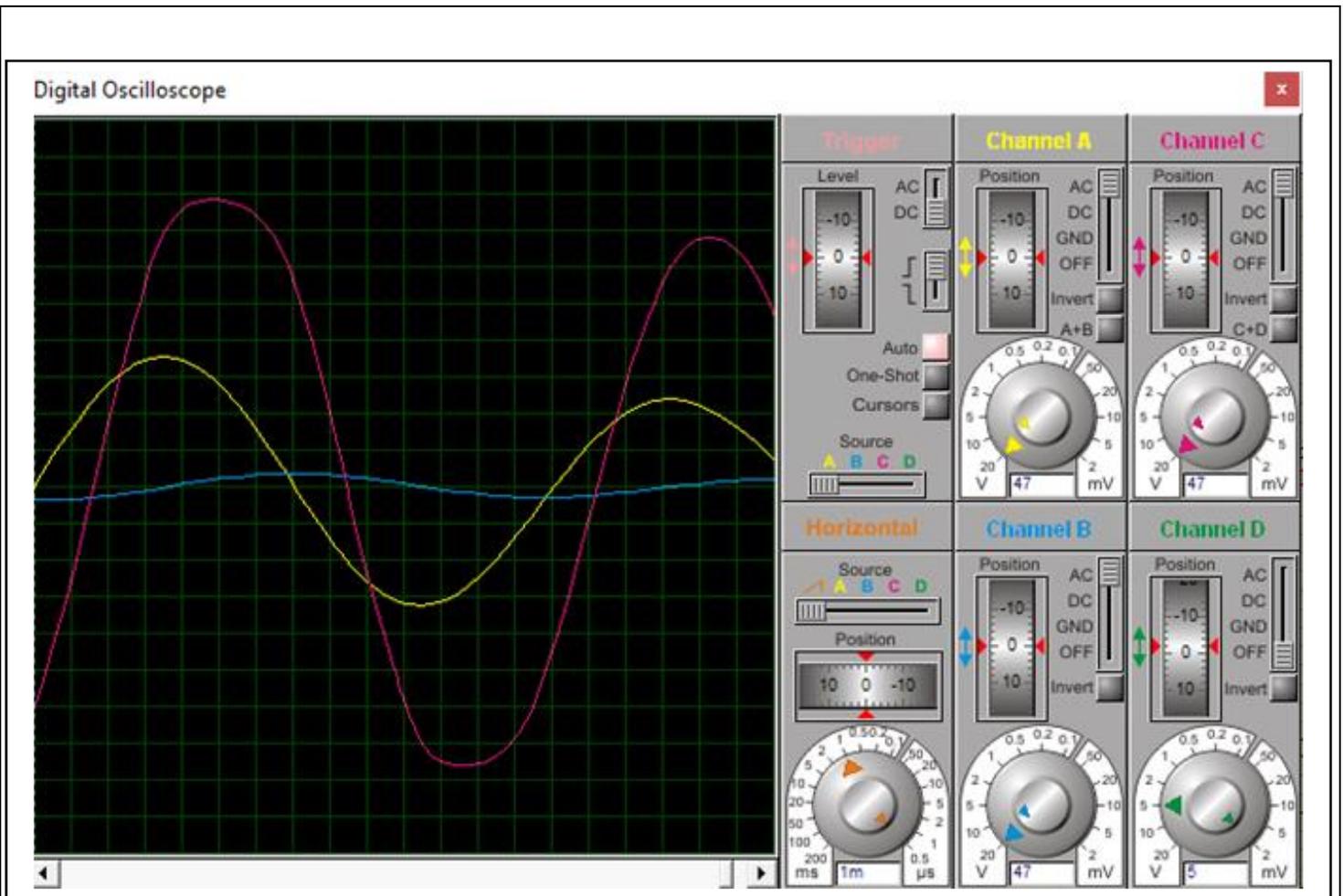


Figure IV.7.b: Résultats de simulation à la sortie des filtres actifs composés de U_{2B} , U_3 et U_4 .

IV.9 Conclusion :

Il serait dommage de voir dans cet appareil un simple gadget. Il est beaucoup plus que ceci. Des amplificateurs de ce genre sont en effet à la base d'une bonne part de l'électronique médicale moderne. Bien entendu, les signaux ne sont pas simplement écoutés à l'aide d'un haut-parleur. Ils sont généralement enregistrés sur papier ou traités par un logiciel qui va donner un certain nombre de résultats sur un écran ou sur une imprimante. Le Médecin peut alors exercer son art.

Pour conclure, il s'agit là d'un élément essentiel de nombre de systèmes très complexes de l'univers médical. Il est possible, et c'est notre souhait, qu'il vous amène à vous intéresser à cet univers.

Conclusion Générale :

Dans ce projet, nous sommes intéressés à la réalisation d'un appareil qui s'appelle l'électromyographie. Cet appareil permet d'évaluer le fonctionnement des nerfs et des muscles.

De nombreux professionnels de la santé, tels que des physiothérapeutes, des conseillers d'orientation et des spécialistes en médecine du sport, utilisent cet appareil dans leurs pratiques.

Durant notre travail, nous avons réalisé les trois parties du circuit global sur ISIS pour visualiser les signaux résultants de chaque étage. C'est ce qui nous permet de connaître le rôle et l'importance de chaque étage dans notre EMG.

Finalement, nous avons approfondi nos connaissances théoriques et pratiques sur l'EMG, d'où nous avons confronté des obstacles notamment en pratiques. Et le plus important, comment surmonter tous ces problèmes pour mener à bien une réalisation.

Bibliographie :

Chapitre I :

- [1] H. CAO, «Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire,», Doctorat en Bioingénierie, Biomécanique et Biomatériaux, Université de Technologie de Compiègne, 2010.
- [2] Elaine N.Marieb, « Anatomie et physiologie humaines » université de Québec ,1992.
- [3]
https://fr.m.wikipedia.org/wiki/Muscle#/media/Fichier%3AVue_ant%C3%A9rieure_et_post%C3%A9rieure_des_muscles_du_corps_de_l'homme.jpg
- [4] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle>
- [5] Dr BENSALÉM HIND, cours d'anatomie, système musculaire, Université Saad Dahleb, Blida.
- [6] https://eps-cours.vinci.be/travaux/2015-2016/G66/co/module_G66_Projet_Etirements_11.html
- [7] BELAID, Boumedyen, « **ETUDE ET REALISATION D'UNE CARTE D'ACQUISITION DES SIGNAUX EEG ET EMG EN TEMPS REELE**», thèse de master, université de TLEMCEM, 2013-2014.
- [8] <https://www.afm-telethon.fr/glossaire/unite-motrice-6684>
- [9] Benjamin Cummings, L'unité motrice, 2001.
- [10] POTIER, Alain. Contraction musculaire, 2013, document PDF.
- [11] <https://lejournaldunesportaddict.wordpress.com/2018/01/15/rappel-des-differents-regimes-de-contraction-musculaire/>
- [12] <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/biologie-potentiel-action-172/>
- [13] <http://neurobiologie.weebly.com/influx-nerveux.html>
- [14] M.B.I.Reaz, Hussain.M.S et Mohd-Yasin. « **Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications** », 2006, p13.
- [15] C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore and S. H. Nawab, "**Decomposition of Surface EMG Signals**", J. Neurophysiol., vol. 96, pp. 1646-57, 2006.

[16] Elaine N. Marieb « biologie humaine » principes d'anatomie et de physiologie, le compagnon web : www.erpi.com/marieb.cv

[17] <http://tpelesreflexesmyotatiques.e-monsite.com/pages/messages-nerveux.html>

[18] MARELETTI, Roberto, et Phillip. A PARKER. **Electromyography physiology, Engineering, and noninvasive applications**, IEEE, 2004, 447p.

[19] MEKKI Hanane et MERHOUM Chahrazed, mémoire de projet de fin d'études, « **ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME D'ACQUISITION DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE** », université de TLEMCCEN, 2015-2016.

[20] MEBARKIA KAMEL, Thèse Présentée à la faculté de technologie Département d'Electronique Pour l'obtention du diplôme de Doctorat en Sciences « **Par métrisation des potentiels d'action d'un unité motrice détectés non-invasivement** », Soutenue le 6 Novembre 2014.

[21] BELHACHEMI Halima Saadia et BENYAMINA Farida, mémoire de projet de fin d'études, « **Etude et réalisation d'un dispositif biofeedback EMG** », université de TLEMCCEN, 2014-2015.

Chapitre II :

[22] Marc, Les capteurs.doc, CPGE Brizeux/PSI, 2008, P1.

[23] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Capteur>

[24] Hamadou fatima zohra et Bentahar souad, mémoire de fin d'étude, « **Etude théorique d'un capteur de PH à technologie ISFET** », Université Dr Moulay Tahar de Saida, 2015-2016.

[25] http://wcours.gel.ulaval.ca/2018/h/GEL1001/default/5chronologie/Capteurs_Design_1_H_20_18.pdf

[26] **Métriologie des capteurs** ; caractérisation des capteurs.

[27] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Conditionneur>

[28] <https://www.usinenouvelle.com/expo/guides-d-achat/le-top-5-des-capteurs-113>

[29] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Électrode>

[30] <https://www.electrostimulateur.ch/346-positions-electrodes-biceps>

[31] L'annonce de l'explication de notre PFE « L'électromyographie » (version PDF).

[32] RABAHI Amina Hayat et OUKILI Imane., mémoire de projet de fin d'études, «**Réalisation et Acquisition du circuit EMG avec la carte ARDUINO dans le but de l'envoyer aux smart-phones**», Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent, 2015-2016.

[33] M^{ed} ZAHAK JAMAL «**Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis**», 2011.

Chapitre III :

[34] Moez HAJJI, cours d'électronique analogique 2, chapitre VI: les filtres actifs, ISET de NABEUL, 2014.

[35] https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_actif

[36] https://lyceehugobesancon.org/btssn/IMG/pdf/Filtres_Actifs.pdf

[37] Marie FRENEA, cours des filtres actifs (version 1), ENS Cachan – Antenne de Bretagne, 2002.

Résumé:

Ce mémoire consiste à la réalisation d'un système pour la mesure et la détection des signaux électromyogrammes (EMG). La mesure de ce signal a été faite à l'aide des électrodes qui attaquant un amplificateur différentiel. Le signal amplifié est ensuite traité de façon classique par un amplificateur audio avant d'être appliqué à un haut-parleur.

Mots clés: EMG, amplificateur différentiel, amplificateur audio.

Abstract:

This report consists in the realization of a device for the measure and the detection of signals EMG. The measurement of this signal was made using the electrodes which drive a differential amplifier. The amplified signal is then processed in a conventional manner by an audio amplifier before being applied to a speaker.

Keywords: EMG, differential amplifier, audio amplifier.

الملخص:

تتضمن هذه المذكرة تحقيق وحدة قياس الإشارات الكهربائية للنشاط العضلي. تم قياس هذه الإشارة باستخدام الأقطاب الكهربائية التي تقود مكبر تفاضلي. ثم تتم معالجة الإشارة المكبرة بطريقة تقليدية بواسطة مضخم صوت قبل تطبيقها على مكبر الصوت.

الكلمات المفتاحية: الإشارات الكهربائية للنشاط العضلي، مضخم تفاضلي، مضخم صوت.