

**Université de Bouira**  
*Akli Mohand Oulhadj*



**جامعة البويرة**  
أكلي محمد أولحاج

*Université Akli Mouhand Oulhadj –Bouira-*

**Faculté Des Sciences Et Des Sciences Appliquées**

**Département De Génie Electrique**

**Domaine : ST      Filière : Génie Biomédical.**

***Spécialité: Imagerie Et Instrumentation Biomédicale***

**MEMOIRE DE FIN D'ETUDES**

**EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME MASTER.**

**Thème :**

---

# **Etude de la fatigue musculaire par approches multiples : 'détection, processing et clinique'.**

---

**Soutenue le : 26/09/2017.**

Réalisée par :

**BRAHIMI Hadjer**

Mr. KASMI	Reda	MCB à l'université de Bouira	Président
Mr. BENSSEGUENI	Skender	MAB à l'université de Bouira	Examineur
Mr. BENGHANIA	Hadj Abdelkader	MAB à l'université de Bouira	Examineur
Mr. REZKI	Mohamed	MCB à l'université de Bouira	Promoteur

**Année universitaire : 2016/2017**

## Remerciements

Tout d'abord je remercie fortement ALLAH, sans ALLAH Je n'aurai pas pu accomplir quoi que ce soit.

C'est une habitude saine que de remercier au début d'un tel travail tous ceux qui, plus ou moins directement, ont contribué à le rendre possible.

C'est avec un enthousiasme réel et sincère qu'on va tenter de rendre mérite à tous ceux qui à leur manière m'ont aidé à mener à bien mener ce mémoire, plus spécialement je souhaite vivement remercier et exprimer mon gratitude à :

Mon promoteur Mr. M. REZKI, qui n'a ménagé aucun effort pour m'orienter et me conseiller tout au long de la réalisation de ce mémoire par son aide, sa patience, son immense savoir faire et sa disponibilité malgré toutes ses occupations. Je tiens à lui adresser mes sincères remerciements.

Les membres de jury qui ont accepté d'être les examinateurs de ce travail. Je les remercie d'avoir consacré une partie de leur temps pour la lecture approfondie du manuscrit, pour leurs commentaires pertinents, tant sur le fond que sur la forme.

Ma famille pour son interminable soutien et pour le fait qu'elle m'a inlassablement aussi poussé à continuer dans la voie des études.

Ma gratitude va aussi vers tous ceux qui ont contribué à mon instruction donc à tous les enseignants qui ont été présents tout le long de mon cursus scolaire et universitaire, et plus particulièrement à tous mes enseignants d'Imagerie et Instrumentation biomédicale, sans exception, qui ont constamment été présents à mes côtés et toujours à mon écoute.

Enfin, mes remerciements vont à tous ceux qui ont contribué à l'aboutissement de ce travail.

# *Dédicace*

*Je dédie ce modeste travail, À mon cher père,  
À ma très chère mère, à laquelle je dois tout..., Aucune  
dédicace ne saurait exprimer à son juste Valeur le profond  
amour que je vous porte...·*

*A mes chers frères : Badereddine et Aboubaker*

*A mes très chères sœurs : Asma, khedidja et Meriem*

*A mes cousines : Nacira, chahira, Ilham et khedidja*

*A mes amies : Amal, Kenza, Salma et Hanane*

*A tous ceux qui me sont chères,*

*A tous ceux qui m'aiment...,*

*A tous ceux que j'aime·*

*A moi-même·*

## Tableau des matières

<b>Liste des figures.....</b>	<b>I</b>
<b>Liste des abréviations.....</b>	<b>IV</b>
<b>Introduction Générale.....</b>	<b>1</b>
<b>CHAPITRE I : Anatomie Des Muscles Et Notions de base d'un Electromyogramme « EMG »</b>	
I. Introduction.....	3
II. Généralités.....	3
II. 1. Définition d'un muscle et d'une fibre.....	4
II. 2. Les types du muscle.....	4
III. Etude De La Fatigue Musculaire.....	5
III.1. Fatigue musculaire .....	5
III. 1. 1. Définitions.....	5
III. 1. 2. Les types de la fatigue musculaire.....	7
III. 1.3. Les causes de la fatigue musculaire et solutions .....	8
III. 1. 3. 1. Les causes de la fatigue musculaire.....	8
III. 1. 3. 1. Les solutions de la fatigue musculaire.....	8
II. 2. L'électromyographie (EMG).....	9
III. 2. 1. Définitions et principe général .....	9
III. 2. 1. 1. Définition d'un signal EMG.....	9
III. 2. 1. 2. Définition d'un EMG.....	9
III.2. 1. 3. Types des électrodes électromyogramme.....	9
III.2. 1. 3.1. Les électrodes de surface.....	10
III.2. 1. 3.2. Les électrodes à aiguille.....	10
III. 2. 2. Les types de l'électromyogramme.....	12
III. 2. 2. 1. L'électromyogramme normal.....	12
III. 2. 2. 2. L'électromyogramme pathologie.....	12
III. 3. L'électroneuromyogramme (ENMG).....	13
III. 3. 1. Définition et le déroulement d'un examen ENMG.....	13
III. 3. 1. 1. Définition .....	13
III. 3. 1. 2. Le déroulement d'un examen ENMG.....	13
III. 3. 2. Détection d'un signale EMG « électromyogramme ».....	14
III. 3. 2. 1. Définition d'un signal physiologique.....	14
III. 3. 2. 2. Les types de technique utilisables pour la détection d'EMG.....	15
III. 3. 2. .2. 1. Technique invasive « EMG intramusculaire ».....	15
III. 3. 2. 2. 2. Technique non-invasive « EMG de surface ».....	16
IV. Conclusion.....	16

## CHAPITRE II : Acquisition des Signaux Electromyographiques

I. Introduction.....	17
II. Acquisition du signal EMG.....	17
II. 1. Déroulement de l'examen électromyogramme .....	17
II.1.1 Description du matériel utilisé.....	18
II.1.2. Signaux acquis à partir de Neuro-MEP micro.....	19
II. 1. 2. 1. Signal électromyogramme normal.....	19
II. 1. 2. 1. Signal électromyogramme pathologie.....	20
II.1.3.schéma bloc de circuit d'acquisition.....	21
II. 1. 4. Circuit d'acquisition avec ces blocs.....	23
III. Traitement : techniques utilisées pour le traitement.....	29
III. 1. filtre Butterworth.....	29
III. 2. Traitement de signal par la transformer de Fourier.....	30
III. 3. Traitement de signal par la STFT.....	31
IV. Conclusion.....	31

## Chapitre III : Traitement de signal EMG - résultats et discussion

I. Introduction.....	32
II. Les résultats de la chaine de circuit d'acquisition .....	32
III. Traitement de signal EMG.....	35
III. 1. Signal EMG normal.....	35
III. 2. Signal EMG fatigue.....	35
IV. Méthode de traitement.....	36
IV. 1. La transformé de Fourier (FFT) .....	36
IV. 2. Short time frequency (STFT) .....	40
IV.3. Une petite comparaison entre les deux méthodes « FFT, STFT ».....	43
IV.4. Notch filter.....	44
V. Conclusion.....	47

## Chapitre IV: Fatigue musculaire - contribution Clinique

I. Introduction.....	48
II. Définitions.....	48
II. 1. Electrotherapies.....	48
II. 2. Types d'électrothérapie.....	48
III. Électrostimulateur.....	53
III. 1. Definition et Principe.....	53
III. 1. 1. Definition.....	53
III. 1. 2. Principe.....	55
III. 2. Les types d'electrostimulateur.....	56
III. 2. 1. La neurostimulation.....	56

IV. Réalisation d'un électrostimulateur.....	58
IV. 1. Software.....	58
IV. 2. Quelques Résultats de montage.....	60
V. Conclusion.....	62
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>63</b>
<b>Annexes.....</b>	<b>64</b>
<b>Références.....</b>	<b>73</b>
<b>Résumé.....</b>	<b>78</b>

## Liste des figures

- 1.1. a. Types des fibres musculaires.
- 1.1. b. Caractéristiques des fibres musculaire
- 1.2. Organisation du muscle squelettique
- 1.3. La propagation de la commande motrice dans le système neuromusculaire.
- 1.4. Le système neuromusculaire.
- 1.5. Les types des fibres musculaires.
- 1.6. Appareil EMG.
- 1.7. a. Electrodes de surface.
- 1.7. b. Schéma des aiguilles concentrique utilisé en électromyographie de détection.
- 1.7. c. Électrode aiguille.
- 1.7. d. Les types d'électrode à aiguille, A) concentrique, B) monopolaire, C) bipolaire, D) monofils, E) crochet.
- 1.8. Signale électromyographique "EMG"
- 1.9. Examen électromyogramme.
- 1.11. Mécanisme de transmission d'un potentiel d'action du nerf à la fibre musculaire par l'intermédiaire de la jonction neuromusculaire. 1) Arrivée d'un potentiel d'action à la jonction neuromusculaire. 2) Libération de l'acétylcholine, entrée de sodium dans la fibre musculaire et propagation du potentiel d'action au Réticulum sarcoplasmique. 3) Libération de calcium et contraction des myofilements.
- 2.1. Examen EMG détecté par une électrode aiguillée et par une électrode aiguillée.
- 2.2. Électromyogrammes de stimulation.
- 2.3. L'appareille Neuro-MEP micro 'détection de l'activité électrique des fibres musculaires'.
- 2.4. Signal EMG détecté d'un patient normal.
- 2.5. Signal EMG de patient en repos.
- 2.6. Signaux EMGs avec déférents tensions.
- 2.7. Signal EMG de patient pathologie.
- 2.8. Signal EMG avec déférents tensions.
- 2.9. Schéma bloc de la chaine d'acquisition de détection d'un signal EMG.
- 2.10. Le circuit d'acquisition de la détection de signal EMG.
- 2.11. Bloc d'instrumentation.
- 2.12. Sommateur non inverseur.
- 2.13. Bloc de filtrage.

- 2.14. Circuit d'un filtre passe haut.
- 2.15. Le filtre passe haut dans le domaine fréquentiel.
- 2.16. Circuit d'un filtre passe bas.
- 2.17. Le filtre passe bas dans le domaine fréquentiel.
- 2.18. Circuit d'un filtre d'encoche (Notch filter).
- 2.19. Le filtre encoche (Notch filtre) dans le domaine fréquentiel.
- 2.20. Gains de filtre Butterworth.
- 3.1. Les résultats trouvés de la chaine de circuit d'acquisition : Signal rouge est le signal d'entrée, Signal bleu est le signal de sortie.
- 3. 2. Vue d'ensemble des méthodes de traitement des signaux électromyographiques qui sont passés en revue dans ce manuscrit.
- 3. 3. Les méthodes utilisées dans le traitement des signaux EMGs.
- 3.4. La détection d'un signal EMG avec des électrodes de surface.
- 3. 5. Un signal EMG normal (cas de repos).
- 3. 6. Position des électrodes « main ouverte ».
- 3. 7. Signal EMG en effort.
- 3. 8. Main fermé.
- 3. 9. Signal EMG plus forcé.
- 3. 10. Main plus forcé.
- 3. 11. Signal EMG rest et son traitement avec la FFT.
- 3. 12. Signal EMG Hard et son traitement avec la FFT.
- 3. 13. Signal EMG closed et son traitement avec la FFT.
- 3. 14. Signal EMG N et son traitement avec la FFT.
- 3. 15. Signal EMG M et son traitement avec la FFT.
- 3. 16. Signal EMG P et son traitement avec la FFT.
- 3. 17. Signal EMG Q et son traitement avec la FFT.
- 3. 18. Signal EMG repos et son traitement avec la STFT.
- 3. 19. Signal EMG Hard et son traitement avec la STFT.
- 3. 20. Signal EMG closed et son traitement avec la STFT.
- 3. 21. Signal EMG N et son traitement avec la STFT.
- 3. 22. Signal EMG M et son traitement avec la STFT.
- 3. 23. Signal EMG P et son traitement avec la STFT.
- 3. 24. Signal EMG Q et son traitement avec la STFT.
- 3. 25. Signal EMG rest et son traitement avec la FFT et la STFT.
- 3. 26. Signal EMG Hard et son traitement avec la FFT et la STFT.

3. 27. Signal EMG closed et son traitement avec la FFT et la STFT.
3. 28. Signal N traitement avec Notch filtre.
3. 29. Signal M traitement avec Notch filtre.
3. 30. Signal P traitement avec Notch filtre.
3. 31. Signal Q traitement avec Notch filtre.
4. 1. Informations sur la moelle épinière.
- 4.2. Le déplacement des ions par la méthode de l'onde courte par champ condensateur.
- 4.3. Différence entre une contraction volontaire et évoquée électriquement. a) Génération d'une contraction musculaire de manière volontaire. b) Génération d'une contraction musculaire sous électrostimulation (avec électrodes de surface sur le muscle). c) Lieux de stimulations possibles.
- 4.4. Montage en proteus.
- 4.5. La partie de capteur de temps.
4. 6. La partie qui représente le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur.
4. 7. Représentation de temps et date.
4. 8. Le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur avant l'appui sur le button.
4. 9. Le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur après l'appui sur le button.
4. 10. Le circuit imprimé de la réalisation du principe de fonctionnement d'un électrostimulateur avec ces composants.
4. 11. Le circuit imprimé de la réalisation du principe de fonctionnement d'un électrostimulateur sans ces composants.

## Liste des abréviations

AC : courant alternatif.  
ATP : Adénosine Triphosphate.  
EA : L'électro-acupuncture.  
EMG : Electromyogramme.  
EMS : Electrostimulation Neuromusculaire.  
ENMG : Electroneuromyogramme.  
FFT : Fast Fourier Transform.  
IC : La thérapie actuelle interférentielle.  
NMES : La stimulation électrique neuromusculaire.  
PA : potentiel action.  
PENS : La stimulation électrique percutanée.  
PSWD : Pulsée diathermie à ondes courtes.  
SCS : La stimulation de la molle épinière.  
SNC : Système Nerveux Centrale.  
STFT : Short-Time Fourier Transform.  
TFD : Transformée De Fourier Discrète.  
TFCT : Transformée De Fourier A Court Terme.  
TF : Transformer De Fourier.  
TENS: La stimulation électrique transcutanée.  
TMS: stimulation magnétique transcranienne.  
UM : Unité Motrice.

# INTRODUCTION GENERALE

### Introduction Générale

La fatigue musculaire est définie comme étant l'incapacité à maintenir un niveau de force exigé, elle peut aussi être définie comme une perte de la capacité à effectuer son travail, elle fait intervenir des processus à tous les niveaux de la voie de transmission motrice entre le cerveau et le muscle donc la fatigue musculaire est un phénomène transitoire et réversible [1].

Généralement, il existe deux types de la fatigue musculaire, le premier type est au niveau de cerveau selon le nom « la fatigue centrale » et le deuxième type est au niveau de muscle selon le nom « la fatigue périphérique ».

Les muscles sont formés d'un ensemble des fibres musculaires de plusieurs types à base de deux caractéristiques principales : leur vitesse et leur métabolisme [2].

Dans le but d'étudier le phénomène de la fatigue musculaire on utilise plusieurs méthodes de traitement pour juger sur l'état du muscle selon le signal qui est transmis entre les muscle et le cerveau, mais avant de le traiter il faut de le détecter par un ensemble des électrodes en contact avec le muscle et avec l'appareil d'électromyogramme selon l'une des deux méthodes de fixation soit selon la méthode invasive au la méthode non invasive, chaque méthode utilise un seul type d'électrode.

L'électromyographe est un appareil qui enregistre le signal électromyogramme généré dans les muscles à l'aide des électrodes fixés sur surface des muscles ou piqués en eux « des électrodes de surface ou aiguille ». Pour la détection de ces signaux on utilise un circuit d'acquisition qui contient plusieurs types de filtre afin d'éliminer le bruit existant dans signal utile (EMG).

La stimulation musculaire est appliquée dans deux domaines différents, le premier domaine est la musculation et le deuxième domaine est la rééducation musculaire « des pathologies ».

Dans mon projet de fin d'étude intitulé : « Etude de la fatigue musculaire par approches multiples : Détection, processing et clinique », le sujet principal pris comme matière d'étude est le signal EMG. Ce manuscrit comporte quatre chapitres répartis comme suit :

Le premier chapitre : « anatomie des muscles et électromyogramme », qui contient plusieurs définitions nécessaires pour la compréhension du mémoire telles que les types des muscles et des électromyogrammes et à la fin j'ai parlé sur les types des signaux EMGs qui peuvent être détecté.

Le deuxième chapitre : « acquisition des signaux électromyogramme », contient des généralités sur l'appareil EMG « Neuro-MAP micro » ainsi que sur les signaux qu'enregistre

## Introduction Générale

---

cet appareil. La chaîne d'acquisition d'un signal EMGs va être représentée avec ses différents blocs. A la fin quelques méthodes de traitement numérique présentées.

« Traitement de signal EMG : résultats et discussion » est le titre du chapitre trois de ce travail où on découvre les différents résultats trouvés selon des programmes en langage MATLAB avec différentes méthodes de traitement.

Le chapitre quatre est intitulé « fatigue musculaire-contribution clinique », l'électrothérapie et ses types sera détaillée et parmi eux l'électrostimulateur à impulsion électrique simulé sur Proteus en parallèle avec Micro-C comme un choix de dispositif de traitement clinique.

# *Chapitre I*

## **Anatomie Des Muscles Et Notions de base d'un Electromyogramme « EMG »**

## I. Introduction

La somme des phénomènes électriques, correspondant à la contraction des différentes fibres musculaires impliquées dans l'activité d'un muscle considéré, génère un champ électrique suffisamment important pour pouvoir être recueilli, soit localement, soit à distance. [3]

L'électromyographie, ou le recueil d'électromyogramme. C'est lui qui étudie les différents mouvements musculaire d'un être humain et du diagnostic neuromusculaire, elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électro-diagnostique. [4]

Dans ce chapitre, quelques notions de base sur les muscles d'un être humain ainsi que la fatigue musculaire au niveau d'un ensemble des fibres seront expliqués.

## II. Généralité

Chez les humains, environ 40% à 60% de la masse de corps sont des muscles (656 muscles); Les muscles sont des tissus du corps humain composés des fibres musculaires (cellules) excitables, contractiles et extensibles sa fonction essentielle est générer un mouvement.

On distingue trois types de tissu musculaire(Figure1.1.a) : lisses, cardiaque et les muscles striés ou squelettiques a qui en s'intéresse dans cette étude.

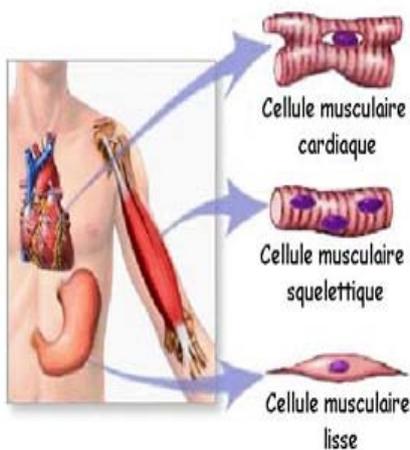


Figure 1.1.a. Types des fibres musculaires [5]

Caractéristique	Muscle squelettique	Muscle cardiaque	Muscle lisse
Apparence microscopique	Stries, nombreux noyaux, fibres non ramifiées. 	Stries, noyaux unique, fibres ramifiées dotées de disques intracellulaires 	Aucunes stries, noyaux unique, fibres en forme de fuseau. 
Emplacement	Surtout fixé aux os.	Cœur.	Parois des viscères creux, vaisseaux sanguins, iris, érecteurs des poils.
Régulation nerveuse	Volontaire.	Involontaire.	Involontaire.
Sarcomères	Oui.	Oui.	Non.
Diamètre de la fibre	Très grand (10 à 100 µm).	grand (14 µm).	Petit (3 à 8 µm).
Longueur de la fibre	100 µm à 30cm	50 à 100 µm	30 à 200 µm
Vitesse de contraction	Rapide.	Modérée.	Lente

Figure1.1.b. Caractéristiques des fibres musculaires [6]

## II.1. Définition d'un muscle et d'une fibre

Un muscle composé d'un nombre très important de fibres. Chaque fibre musculaire est de très petite taille, donc une fibre ne compose qu'une infime partie du muscle. La croissance de la taille d'un muscle se fait par la croissance de la taille de ses fibres musculaires

Les fibres musculaires sont de grandes cellules de forme oblongue qui en se rétrécissant raccourcissent le muscle et permettent ainsi sa contraction. Et à l'inverse, en s'étirant elles permettent aux muscles de s'étirer eux aussi, pendant la phase négative du mouvement. [7].

## II.2. les types de muscles (voir la figure 1.1.a).

### II.2.1. Le muscle lisse

Ont un contrôle involontaire, leurs cellules ont une longueur variable mais sont de l'ordre de 0,1 mm. Les muscles lisses existent au niveau du tube digestif, de la paroi de la trachée, de l'utérus et de la vessie. La contraction du muscle lisse est contrôlée à partir du cerveau par l'intermédiaire du système nerveux autonome [8]

### II.2.2. Le muscle cardiaque

Est également strié, il génère une impulsion électrique beaucoup plus large que celle générée par le muscle squelettique, le muscle cardiaque a une propriété particulière: l'activité électrique d'une cellule musculaire se propage à toutes les autres cellules musculaires environnantes, en raison d'un système complexe de jonctions intercellulaires. [8]

### II.2.3. Le muscle squelettique

Le muscle strié squelettique c'est un muscle volontaires lié au squelette par un ou plusieurs tendons, ce qu'il lui le muscle responsable de mouvement de corps, le muscle est structuré de manière hiérarchique par différents niveaux d'organisation. (Figure 1.2)

Le muscle est composé de faisceaux musculaires regroupant un nombre important de fibres musculaires. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles [9]. Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100  $\mu\text{m}$  de diamètre [9] et peuvent atteindre 30 cm de longueur. Chaque fibre musculaire est située dans une membrane transparente fine appelée sarcolemme.

La myofibrille est constituée d'une succession de sarcomères placés en série. Le sarcomère est le plus petit élément contractile et regroupe des myofilements fins et épais (Exp : filaments d'actine et de myosine respectivement) qui, par leurs interactions, peuvent effectuer un glissement qui provoque la production de tension au niveau musculaire [10], [5]. De nombreuses protéines sont présentes dans la cellule musculaire. En effet, outre l'actine et la myosine qui sont les protéines contractiles, on y trouve des protéines régulatrices (Exp : troponine, tropomyosine) ou structurales (Exp : titine, nébuline, alpha-actinine) du système musculaire.

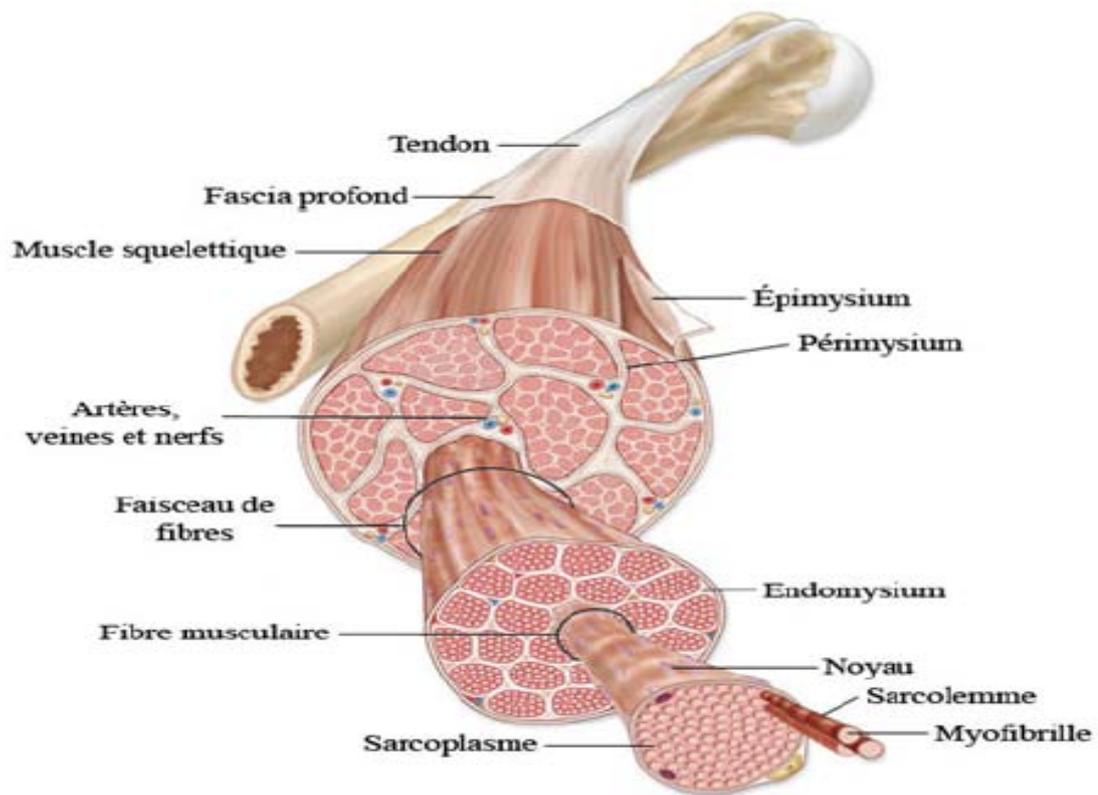


Figure 1.2. Organisation du muscle squelettique. [7]

### III. Etude de la fatigue musculaire

#### III. 1. Fatigue musculaire

##### III. 1. 1. Définitions

La fatigue musculaire est un phénomène neurophysiologique complexe impliquant le système moteur et le système sensoriel, c'est une baisse de la capacité d'un muscle à développer une force pendant un effort musculaire. C'est à dire que le sujet n'est plus capable de fournir la même performance physique qu'au début de l'exercice. Elle se manifeste à divers degrés dans les structures du système nerveux central et à la périphérie au niveau de la plaque motrice et des fibres musculaires [11],

Il existerait deux types de fatigue:

##### ➤ la fatigue centrale

Est considérée comme le résultat d'une inhibition déclenchée par le cerveau et issue des informations provenant du muscle [12], par exemple, la douleur afférente aux muscles ou aux articulations.

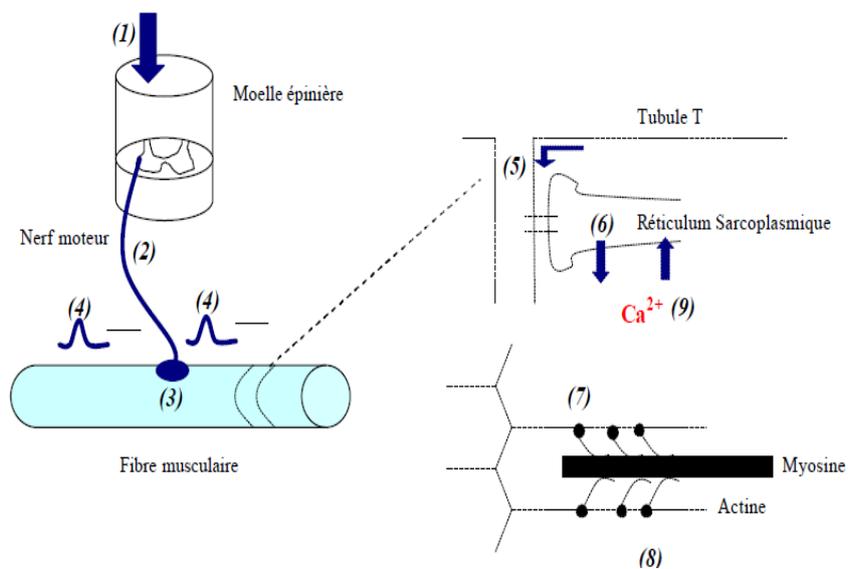
La fatigue centrale est le résultat de changements neurophysiologiques qui se produisent entre le cortex cérébral et la jonction neuromusculaire. Elle est définie par :

- la capacité à générer une commande motrice suffisante et appropriée.

- la transmission de la commande aux motoneurones.
- le maintien de la stimulation des muscles par les motoneurones.

### ➤ La fatigue périphérique

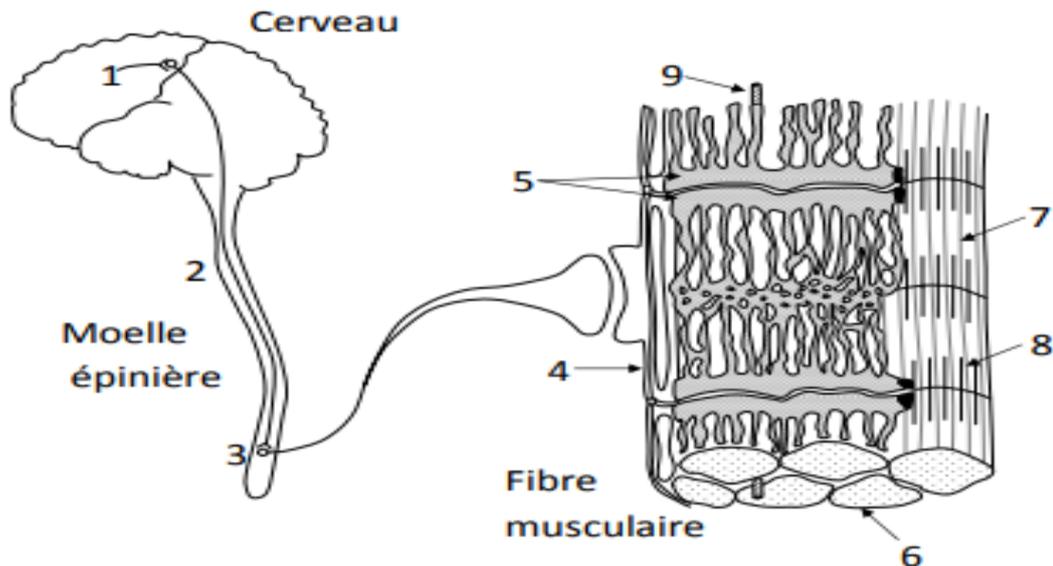
Est aussi appelée fatigue localisée et se manifeste principalement par des changements métaboliques survenant au niveau des unités motrices. Elle s'explique au travers des phénomènes mettant en jeu une baisse de la force contractile des fibres musculaires. Ces phénomènes peuvent être électriques, mécaniques et énergétiques pouvant être dus à des modifications dans l'excitabilité des cellules, la propagation des potentiels d'action, la transmission synaptique au niveau des jonctions neuromusculaires, la libération d'ions  $\text{Ca}^{2+}$  du réticulum sarcoplasmique et les processus liés à l'ATP [13] (Figure 1.3).



**Figure 1.3. La propagation de la commande motrice dans le système neuromusculaire**

- 1).Commande motrice centrale. 2).Transmission du potentiel d'action par le motoneurone.
- 3).Jonction neuromusculaire. 4).Transmission du potentiel d'action sur le sarcolemme. 5).Transmission du potentiel d'action au niveau du système T. 6).Libération de  $\text{Ca}^{2+}$  par la citerne terminale du réticulum sarcoplasmique. 7).Liaison de  $\text{Ca}^{2+}$  sur la troponine C. 8). Production de force par les ponts acto-myosine.
- 9).Recapture du  $\text{Ca}^{2+}$  dans le réticulum sarcoplasmique [14].

Lorsque cette fatigue devient très importante, elle entraîne une augmentation de la dépense énergétique [15]. [16] Ont résumé les sites pouvant être à l'origine de la fatigue musculaire [2]. Les sites sont représentés à la figure.



**Figure 1.4. Le système neuromusculaire [17]**

1) de l'activation de l'aire primaire du cortex moteur 2) du cheminement de la commande du système nerveux central (SNC) vers les motoneurones (voies pyramidales), 3) de l'activation des UM et des muscles, 4) de la propagation neuromusculaire (incluant la jonction neuromusculaire), 5) du couplage excitation-contraction 6) de la disponibilité des substrats métaboliques, 7) du milieu intracellulaire 8) de l'appareil contractile, 9) du flux sanguin.

### III. 1. 2. Les types de la fatigue musculaire

Les muscles sont des organes hétérogènes qui possèdent de grandes capacités d'adaptation. Ils sont formés de fibres musculaires de plusieurs types que l'on classe en fonction de deux caractéristiques principales : leur vitesse maximale de contraction, c'est-à-dire la vitesse à laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine, et leur métabolisme préférentiel utilisé pour resynthétiser les molécules d'ATP. [18]

Les différentes caractéristiques des fibres musculaires se résument ci-dessous :

#### ➤ Les fibres I

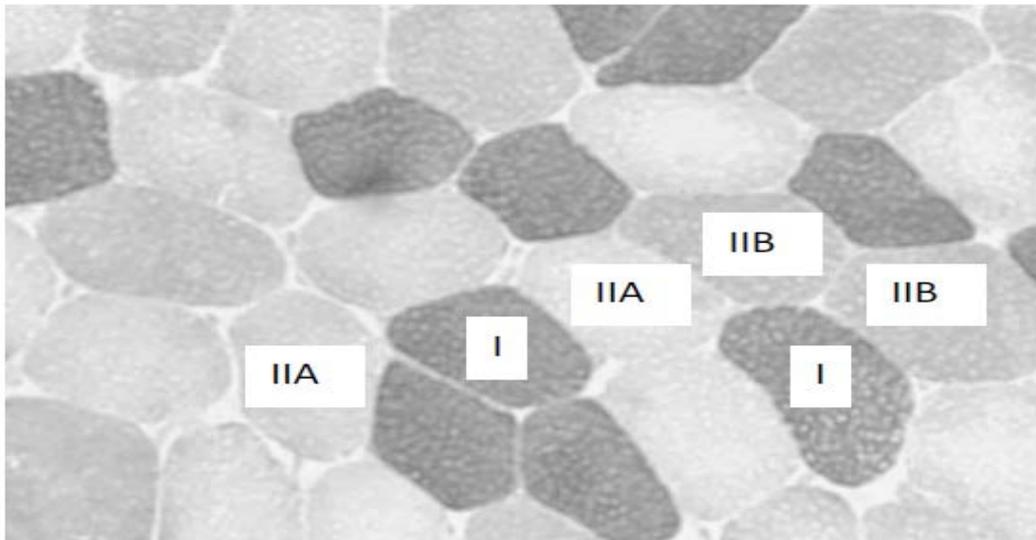
Sont très lentes (capacité plus faible à transmettre le potentiel d'action), très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles), mais aussi plus endurantes (utilisation préférentielle du métabolisme aérobie car elles possèdent beaucoup de capillaires, de myoglobine mitochondries).

#### ➤ Les fibres IIb

Sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables (car essentiellement glycolytique).

### ➤ Les fibres IIa

Sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurantes. [18]



**Figure.1.5. Les types des fibres musculaires [8].**

## III. 1. 3. Les causes de la fatigue musculaire et solutions

### III. 1. 3. 1. Les causes de la fatigue musculaire

- Faiblesse et faible niveau d'énergie pour faire des activités quotidiennes chez les patients cardiaques, les patients de l'hypertension artérielle.
- Contractions musculaires.
- Difficulté à saisir un objet.
- Faiblesse dans les bras et les jambes.

### III. 1. 3. 2. Les solutions de la fatigue musculaire

- Le sommeil et le repos sont une partie importante du traitement en cas de fatigue musculaire. Un bon repos après l'entraînement vigoureux et un sommeil de huit heures est nécessaire.
- Il faut arrêter la consommation de : café, thé, alcool et tabac.
- Exercice de yoga peut être utile pour soulager les symptômes de la fatigue musculaire.
- Prendre une douche chaude.
- exercice de la physiothérapie et la stimulation du nerf.
- Les suppléments sont utilisés dans l'anémie.
- Traiter l'hyperthyroïdie ou l'hypothyroïdie sous-jacente. [19]

### III. 2. L'électromyographie (EMG)

#### III. 2. 1. Définitions et principe générale

##### III. 2. 1. 1. Définition d'un signal EMG

Les signaux électromyogrammes (EMG), sont des signaux électriques pouvant être enregistrés au niveau des muscles. L'interprétation de ces signaux peut conduire à de nombreuses applications, parmi lesquelles figure le contrôle de mains ou de bras artificiels. [20]

Or, les électromyogrammes sont des signaux complexes, bruités et pouvant être influencés par de nombreux facteurs. Leur interprétation nécessite par conséquent de leur appliquer plusieurs traitements spécifiques.

##### III. 2. 1. 2. Définition d'un EMG

Un EMG en lui-même est un potentiel électrique généré au niveau des fibres musculaires quand les muscles sont contractés. Le système nerveux central, constitué du cerveau et de la moelle épinière, contrôle le muscle en agissant de manière synchronisée sur un ensemble de fibres musculaires. Le recueil d'un EMG est un signal électrique enregistrable (voir définition précédente).



**Figure 1.6. Appareil EMG.**

On peut obtenir deux types d'information à partir des signaux myoélectriques: [20].

- des informations de diagnostic sur les maladies neuromusculaires : la myotonie, la pseudo-myotonie ou encore la sclérose latérale amyotrophique.
- des informations sur l'état des muscles : la tension musculaire, la fatigue.

##### III.2.1.3. Type des électrodes électromyogramme

Etant donné que l'électromyogramme (EMG) est un potentiel électrique généré au niveau des fibres musculaires quand les muscles sont contractés. Le système nerveux central, constitué du cerveau et de la moelle épinière, contrôle le muscle en agissant de manière synchronisée sur

un ensemble de fibres musculaires, deux types d'information à partir des signaux myoélectriques sont obtenus [21] :

- des informations de diagnostic sur les maladies.
- des informations sur l'état des muscles comme.

Une électrode électrique peut facilement capter l'information EMG, il y'en a plusieurs types de ces électrodes.

### III. 2. 1. 3. 1. Les électrodes de surface

Elles sont fixées sur la peau au niveau du muscle cible. Elles fournissent le signal émis par un ensemble de fibres musculaires et non plus d'une seule fibre comme précédemment. Elles peuvent par contre être utilisées beaucoup plus facilement que les électrodes à aiguille [22]. C'est pourquoi cette étude bibliographique se limite aux signaux mesurés à l'aide de ce type d'électrode. Parmi les électrodes de surface, on distingue [21]:

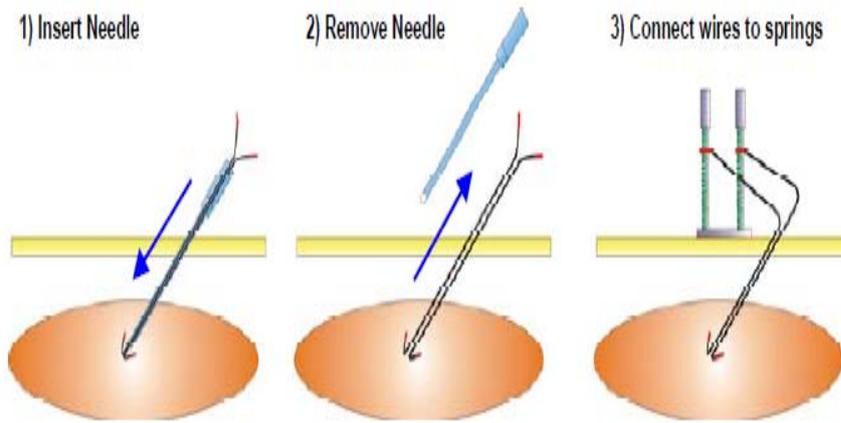


Figure.1.7.a. Electrodes de surface [22].

- Les électrodes humides à base de gel Ag/AgCl. Elles permettent de maintenir l'impédance électrique désirée mais sont à usage unique et possèdent une durée de vie limitée [21].
- les électrodes sèches Constituées essentiellement d'acier inoxydable. Elles sont réutilisables mais elles possèdent une impédance électrique haute et instable. C'est compliqué de les classer mais elles sont nécessaires, du fait de leur plus grande durée de vie, au développement de produits commerciaux [21].

### III. 2. 1. 3. 2. Les électrodes à aiguille

Ces électrodes ont la capacité de capter le signal émis par une seule fibre mais elles présentent l'inconvénient d'abîmer la peau et le tissu musculaire. Elles ne sont ainsi employées qu'à des fins médicales, notamment pour un diagnostic [17].



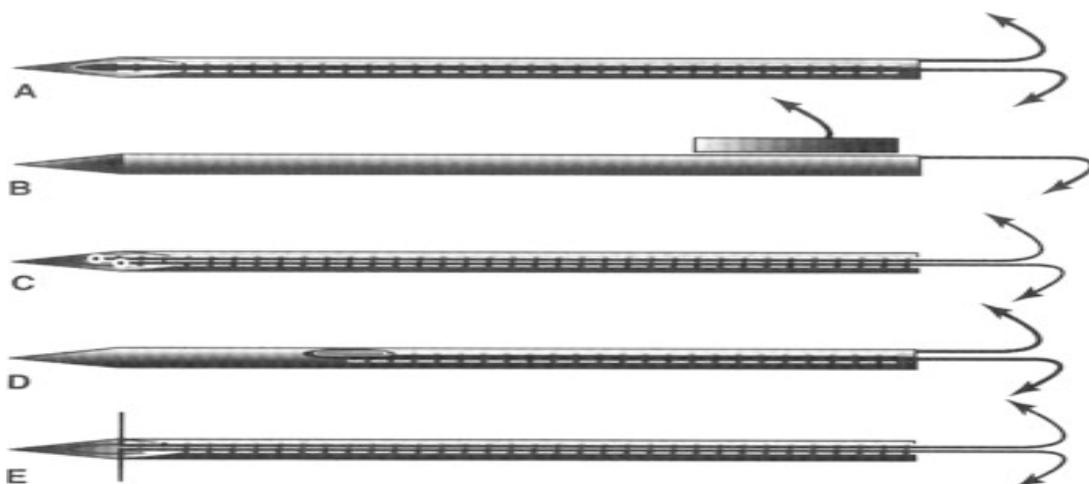
**Figure.1.7.b. Schéma des aiguilles concentrique utilisé en électromyographie de détection. [20].**



**Figure.1.7.c. Électrode aiguille [10].**

Il existe cinq types des électrodes à aiguilles [5] :

- Les électrodes à aiguilles concentriques, où l'EMG est acquis par une électrode passant dans l'aiguille (isolé de l'aiguille) en contact avec le muscle à la pointe de l'aiguille. La référence est réalisée grâce à l'aiguille elle-même qui est en contact local avec le muscle.
- Les électrodes à aiguilles monopolaires. L'électrode active occupe la pointe de l'aiguille. Une électrode de référence est nécessaire. Cette électrode de référence est placée loin du site d'insertion en tant que zone électriquement neutre comme un point osseux.
- Les électrodes bipolaires avec deux fils dans l'aiguille.
- Les électrodes monofils, où le fils EMG sort de l'aiguille grâce à un trou sur le côté, l'aiguille sert de référence.
- Les électrodes à crochet où deux bouts de fils dépassent de l'aiguille [5].



**Figure.1.7.d. Les types d'électrode à aiguille**

A) concentrique, B) monopolaire, C) bipolaire, D) monofils, E) crochet. [20] [17].

### III. 2. 2. Les types de l'électromyogramme

Il existe généralement deux types de l'électromyogramme selon le résultat du diagnostic de l'être humain c.à.d. on a un électromyogramme normal et un deuxième pathologique [22].

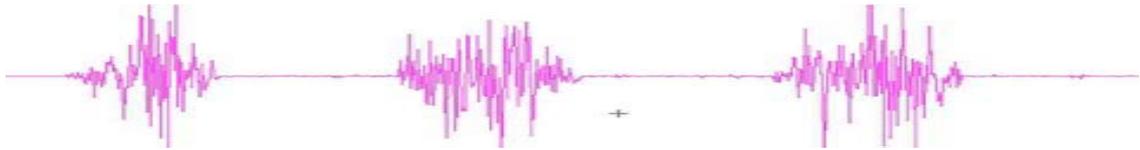


Figure.1.8. Signal électromyographique "EMG". [22]

#### III. 2. 2. 1. L'électromyogramme normal

- ✓ **Au repos** : Il n'existe aucune activité électrique. Au lieu du silence électrique. Le tracé normal de repos se limite à la ligne de base.
- ✓ **Contraction volontaire**: Les potentiels d'unité motrice apparaissent. Au cours d'une contraction volontaire de force croissante, de plus en plus. On peut distinguer trois stades :
- **Contraction faible** :

Il est formé d'un seul potentiel bien individualisé correspondant à une seule unité motrice en activité. Ce potentiel se répète identiquement à lui-même à une fréquence élevée. Son enregistrement permet l'étude précise de sa forme, de son amplitude, de sa durée, de sa fréquence.

- **Contraction modérée** :

L'activité électromyographique, correspond à deux phénomènes : le recrutement de nouvelles unités motrices, ou sommation spatiale ; et l'accélération de la fréquence de décharge des unités motrices, ou sommation temporelle.

- **Contraction maximale** :

Les deux facteurs précédents de gradation de la force musculaire (recrutement et accélération) sont tels que les potentiels d'unité motrice interfèrent entre eux. La ligne de base disparaît. Les potentiels d'unités motrices s'enregistrent simultanément au niveau du fil-électrode et s'additionnent sur le tracé [19].

#### III. 2. 2. 2. L'électromyogramme pathologie :

- ✓ **Atteinte neurogène** : C'est l'atteinte du neurone moteur périphérique.
- ✓ **Atteinte myogène** : C'est l'atteinte du muscle [23].

### III. 3. L'électroneuromyogramme (ENMG)

#### III. 3. 1. Définition et le déroulement d'un examen ENMG

##### III. 3. 1. 1. Définition

L'électroneuromyogramme ou ENMG est un examen complémentaire de l'examen clinique du système nerveux périphérique, c'est-à-dire des nerfs et des muscles. Il complète et précise les données obtenues par cet examen clinique. C'est une exploration fonctionnelle car il permet d'évaluer le fonctionnement des nerfs et des muscles. L'examen est réalisé par un médecin, quelquefois aidé par une technicienne. Il comporte en fait différents types de tests, chacun apportant des informations différentes [23].

##### III. 3. 1. 2. Le déroulement d'un examen ENMG :

L'examen dure 45 à 90 minutes selon les protocoles nécessaires. Il n'y a pas de précaution particulière à prendre avant l'examen et il n'est pas nécessaire d'être à jeun. Il faut éviter d'utiliser un lait, une crème sur la peau. Les activités habituelles peuvent reprendre immédiatement après l'examen.

L'ENMG est habituellement précédé d'un examen clinique. Pour l'examen, le patient est assis ou couché, non anesthésié. Lors de l'étude des vitesses de conduction nerveuse, l'enregistrement du muscle est fait par des électrodes adhésives collées sur la peau et la stimulation du nerf par des électrodes aussi sur la peau, positionnées en regard du nerf. Le sujet perçoit la brève stimulation électrique utilisée. Lors de l'EMG de détection, une aiguille spéciale, à usage unique, est introduite dans le muscle et l'activité musculaire est enregistrée au repos puis lors de la contraction volontaire du muscle étudié. Une légère douleur de type piqûre est ressentie lors de la ponction de la peau. A l'issue de l'examen, le médecin peut en donner les principaux résultats oralement et remettre les résultats écrits plus tard ou transmettre d'emblée un compte rendu écrit [23].



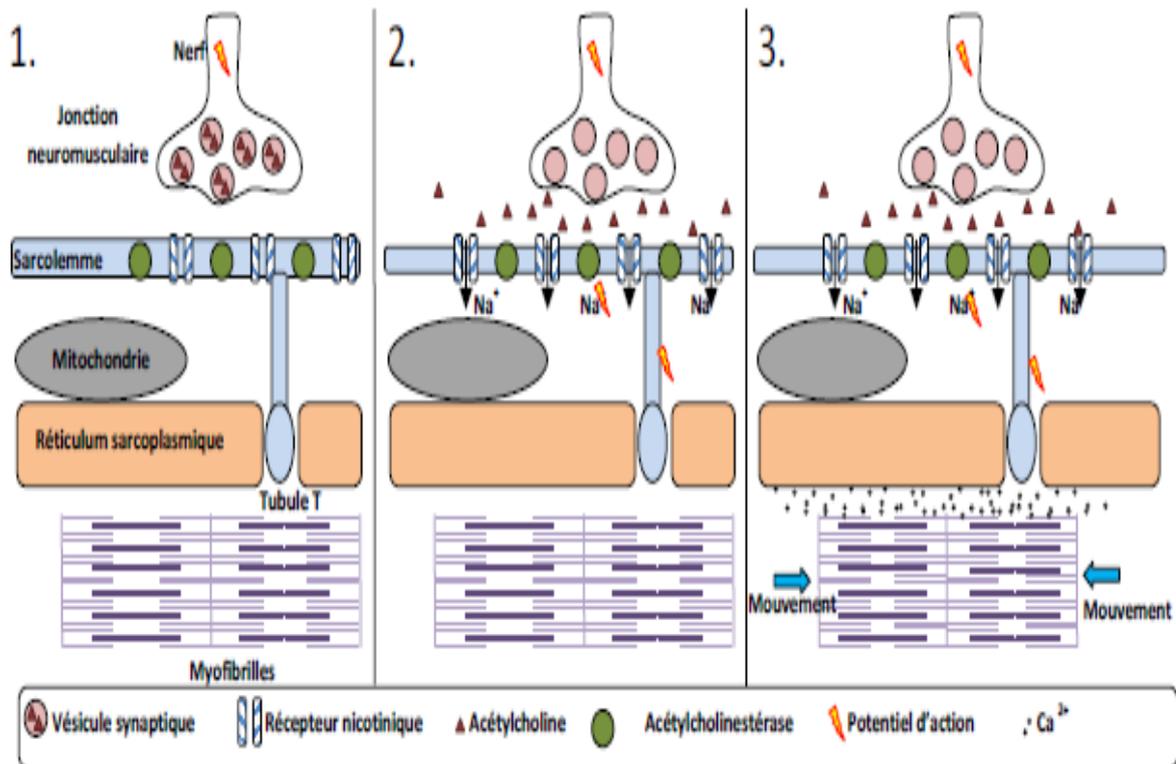
Figure.1.9. Examen électromyogramme [14].

### III. 3. 2. Détection d'un signal électromyogramme « EMG »

#### III. 3. 2. 1. Définition d'un signal physiologique

La physiologie du muscle peut être expliquée par un modèle d'une membrane semi-perméable qui décrit les propriétés électriques du sarcomère. L'équilibre ionique ( $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Cl^-$ ) entre les milieux intérieur et extérieur d'une cellule musculaire, forme un potentiel de repos à la membrane de la fibre musculaire (environ  $-80$  à  $-90$  mV lorsqu'il n'est pas contracté). Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe à ions) résulte de la charge intracellulaire négative par rapport à la surface externe. L'activation d'une cellule de la corne antérieure  $\alpha$ -moteur (induite par le système nerveux central ou réflexe) entraîne la conduction de l'excitation le long du nerf moteur. Après la libération des substances de transmission au niveau des plaques motrices, un potentiel de la plaque motrice est formé au niveau de la fibre musculaire innervée [16], [20]. Les caractéristiques de diffusion de la membrane de la fibre musculaire sont brièvement modifiées et des ions  $Na^+$  s'infiltrent à travers la membrane. Cela provoque une dépolarisation de la membrane qui est immédiatement rétablie par un échange d'ions à l'intérieur du mécanisme de pompe d'ions actifs, la répolarisation [8].

La fibre musculaire et le nerf sont interconnectés par une liaison appelée « jonction neuromusculaire ». Elle transmet le signal de contraction provenant du nerf à la fibre musculaire. La figure 1.11 explique le processus qui survient lors de l'arrivée d'un potentiel d'action à la jonction neuromusculaire, en 1 sur la figure. Ce potentiel d'action crée une libération d'acétylcholine au niveau de la synapse, en 2 sur la figure. L'acétylcholine voyage à travers la liaison synaptique jusqu'aux récepteurs nicotiques. La partie du sarcolemme ainsi activée se dépolarise grâce à l'entrée d'ions sodium ( $Na^+$ ), ce qui a pour effet de créer un potentiel d'action dans la fibre musculaire. Le tubule T propage ce nouveau potentiel jusqu'au Réticulum sarcoplasmique, qui stocke les ions calcium ( $Ca^{2+}$ ) nécessaires à la contraction musculaire. L'arrivée d'un potentiel d'action au Réticulum sarcoplasmique provoque la libération du  $Ca^{2+}$  qui engendre la contraction de la fibre musculaire, en 3 sur la figure « 1.10 » [17].



**Figure.1.10. Mécanisme de transmission d'un potentiel d'action du nerf à la fibre musculaire par l'intermédiaire de la jonction neuromusculaire :** 1) Arrivée d'un potentiel d'action à la jonction neuromusculaire. 2) Libération de l'acétylcholine, entrée de sodium dans la fibre musculaire et propagation du potentiel d'action au Réticulum sarcoplasmique. 3) Libération de calcium et contraction des myofibrilles [17].

### III. 3. 2. 2. Les types de techniques utilisables pour la détection d'EMG

#### III. 3. 2. 2. 1. Technique invasive « électromyogramme intramusculaire »

L'utilisation clinique de l'EMG traditionnel par voie intramusculaire est le diagnostic des myopathies et des maladies de la jonction neuromusculaire par l'observation des caractéristiques du potentiel d'action individuel détecté (fibre unique). Le diagnostic repose sur l'analyse des caractéristiques de signaux dans des conditions saines et pathologiques [8].

L'EMG intramusculaire est également utilisé dans l'exploration neurophysiologique afin d'identifier les temps de décharge des Unités Motrices individuelles. En dépit de son inconfort durant l'insertion des aiguilles, l'EMG intramusculaire reste très utile dans de nombreuses applications lorsque la sélectivité d'une région particulière du muscle est nécessaire à l'étude. Pour de nombreuses autres applications, les chercheurs ont mis au point au cours de plusieurs années la technique non invasive de sorte que les électrodes soient placées sur la surface du muscle pour détecter l'activité électrique [8].

**III. 3. 2. 2. Technique non-invasive « électromyogramme de surface »**

La technique non-invasive fournit des signaux à bande passante inférieure à 400 Hz, l'électromyogramme de surface est devenu de plus en plus important. Cette importance vient de nombreux avantages par rapport à l'EMG de l'aiguille. En fait, il ne provoque pas de douleur ou d'inconfort et il n'y a aucun risque d'infection qui est susceptible lors de l'insertion d'une aiguille. De plus; il peut être effectué par un personnel autre que les médecins, avec un risque minimal pour le sujet. L'activité myoélectrique apparaît sur la surface de la peau en tant que potentiels électriques avec une bande passante limitée de 15 à 400 Hz, et avec une très faible amplitude de quelques micro à quelques millivolts crête à crête en fonction de l'intensité de la contraction du muscle [8], [24].

**IV. Conclusion**

Dans ce chapitre, l'anatomie musculaire a été présentée en détail ainsi que la fatigue au niveau des muscles, la fatigue musculaire est créée par plusieurs causes mais elle peut être détectée à travers l'utilisation d'un appareil électrique appelée électromyogramme, ce dernier est basé sur les capteurs. À l'issue de l'utilisation de cet appareil on obtiendra des signaux électromyogramme EMG. Ces signaux ont été bien présentés dans ce chapitre.

Dans le chapitre suivant, on va se focaliser sur l'étude des différentes techniques envisageables pour l'acquisition des signaux EMG.

# *Chapitre II*

## **Acquisition Des Signaux Electromyographiques**

## I. Introduction

Les signaux électrophysiologiques reflètent l'activité physiologique constituée par un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure de ces signaux est effectuée au moyen de capteurs soit de manière invasive avec des électrodes aiguilles ou non invasive par des électrodes plaçons sur la surface du muscle. La différence entre les deux modes de détection provient du volume conducteur qui sépare les fibres musculaires provenant des électrodes de détection [4].

## II. Acquisition du signal EMG

### II.1. Déroulement de l'examen électromyogramme

Examen consiste à enregistrer l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf, le tracé obtenu est appelé électromyogramme. L'électromyographie fait partie des explorations électrophysiologiques du système nerveux permettant d'appréhender entre autre l'aspect fonctionnel du système nerveux. C'est l'enregistrement des courants électriques qui permet d'étudier le système nerveux périphérique, les muscles et la jonction neuromusculaire [25].

Il faut distinguer deux types d'examen :

➤ **L'examen de détection** de l'activité musculaire consiste à enregistrer l'activité électrique spontanée d'un muscle, tout d'abord au repos, puis lors d'un mouvement volontaire. On dépose une électrode à la surface du muscle que l'on désire étudier. Celle-ci à la forme d'une aiguille que l'on enfonce à travers la peau jusqu'au muscle concerné. L'électrode est reliée à un appareil qui va reproduire sur un écran puis sur un papier déroulant, un dessin sous forme de graphique représentant une succession de petites ondes comportant des pointes. Chacune d'elles correspond à la contraction d'un muscle et plus précisément à la contraction d'une unité motrice qui correspond à un groupe de cellules musculaires (myofibrilles) commandées par une cellule nerveuse. En cas de tétanie (hyperexcitabilité musculaire), l'activité spontanée (fibrillation) est alors très riche [24]



Figure.2.1. Examen EMG détecté par une électrode aiguillée [9] et par une électrode aiguillée.

➤ **L'examen de stimulation** de l'activité musculaire procède différemment. Après avoir stimulé un nerf en utilisant un courant électrique indolore mais bref, on voit apparaître une réaction musculaire. Suivant les individus et la pathologie en cause, la vitesse de conduction de l'influx est différente. Grâce à cet appareil, on peut ainsi mesurer la vitesse de conduction neuro-musculaire (c'est-à-dire entre le nerf et le muscle), et ainsi avoir une idée de la maladie en cause. Autrement dit la mesure des vitesses de conduction nerveuse permet de d'apprécier la vitesse de conduction [24].



**Figure.2.2. Électromyogrammes de stimulation [13].**

### II.1.1. Description du matériel utilisé

Dans le centre où j'ai effectué un stage (centre du docteur DJADI spécialiste en neurologie), on utilise un électromyogramme pour trouver des signaux dans le but de représenter l'activité électrique du muscle ou bien l'activité électrique des fibres musculaires d'une manière bien précise. L'appareil utilisé permettant cette acquisition est un appareil nommé 'Neuro-MEP micro'.

L'appareil 'Neuro-MEP micro' numérise le signal à une fréquence d'échantillonnage de 100 KHz par canal avec une conversion A/N de 24 bits. Il permet l'acquisition de traces de haute qualité dans n'importe quelles conditions. La vitesse de la mesure et la précision des impédances des électrodes sont améliorées, la

Neuro-MEP micro contient :

- 02 canaux pour EMG - PE
- 01 stimulateur électrique
- Stimulateur audio/visuel intégré
- Clavier dédié intégré.



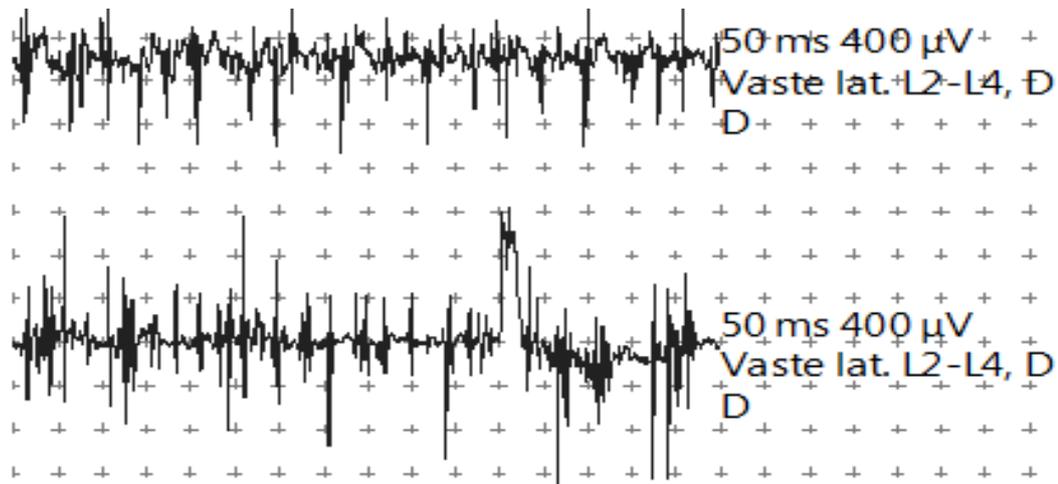
**Figure.2.3. L'appareil Neuro-MEP micro 'détection de l'activité électrique des fibres musculaires'.**

### II.1.2. Les signaux acquis à partir du ‘Neuro-MEP micro’

Comme on l’a déjà cité, généralement dans les signaux électromyogrammes existe deux type de signaux : signale électromyogramme normale (d’un patient normal), signale électromyogramme pathologie (d’un patient malade).

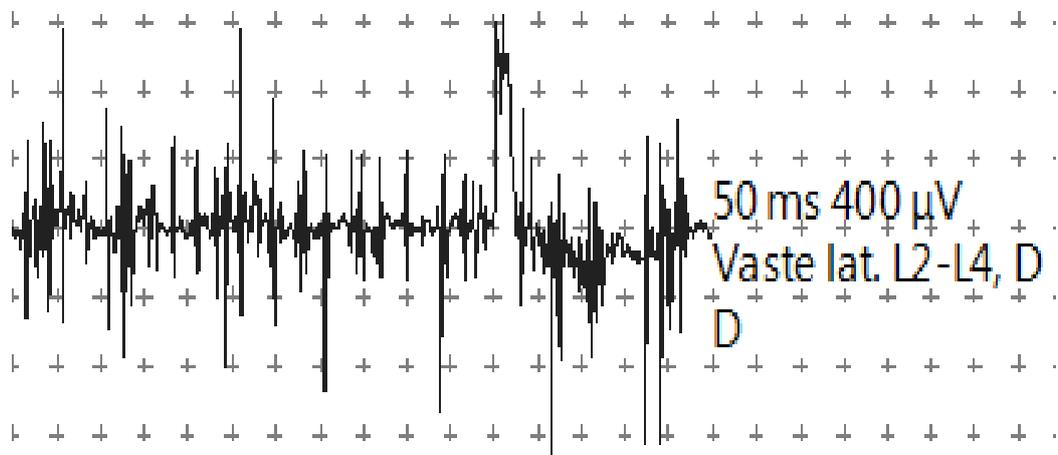
#### II. 1. 2. 1. Signal électromyogramme normal

La Figure 2.4 montre un signal qui généré à partir d’un examen électromyogramme chez un patient normal (patient ne contient pas un problème au niveau des muscles) et les électrodes qu’on utilise sont ceux du surface. En utilisant le Neuro-MEP micro, on a eu la figure suivante :



**Figure.2.4. Signal EMG détecté d’un patient normal**

La Figure 2.5 est le cas du repos des fibres musculaire (unité motrice), le signal enregistré est le suivant :



**Figure.2. 5. Signal EMG de patient en repos.**

La Figure 2.6 est le cas de l'exercions d'une force (fait un mouvement par exemple) et la forma de ces signaux sont la suivante :

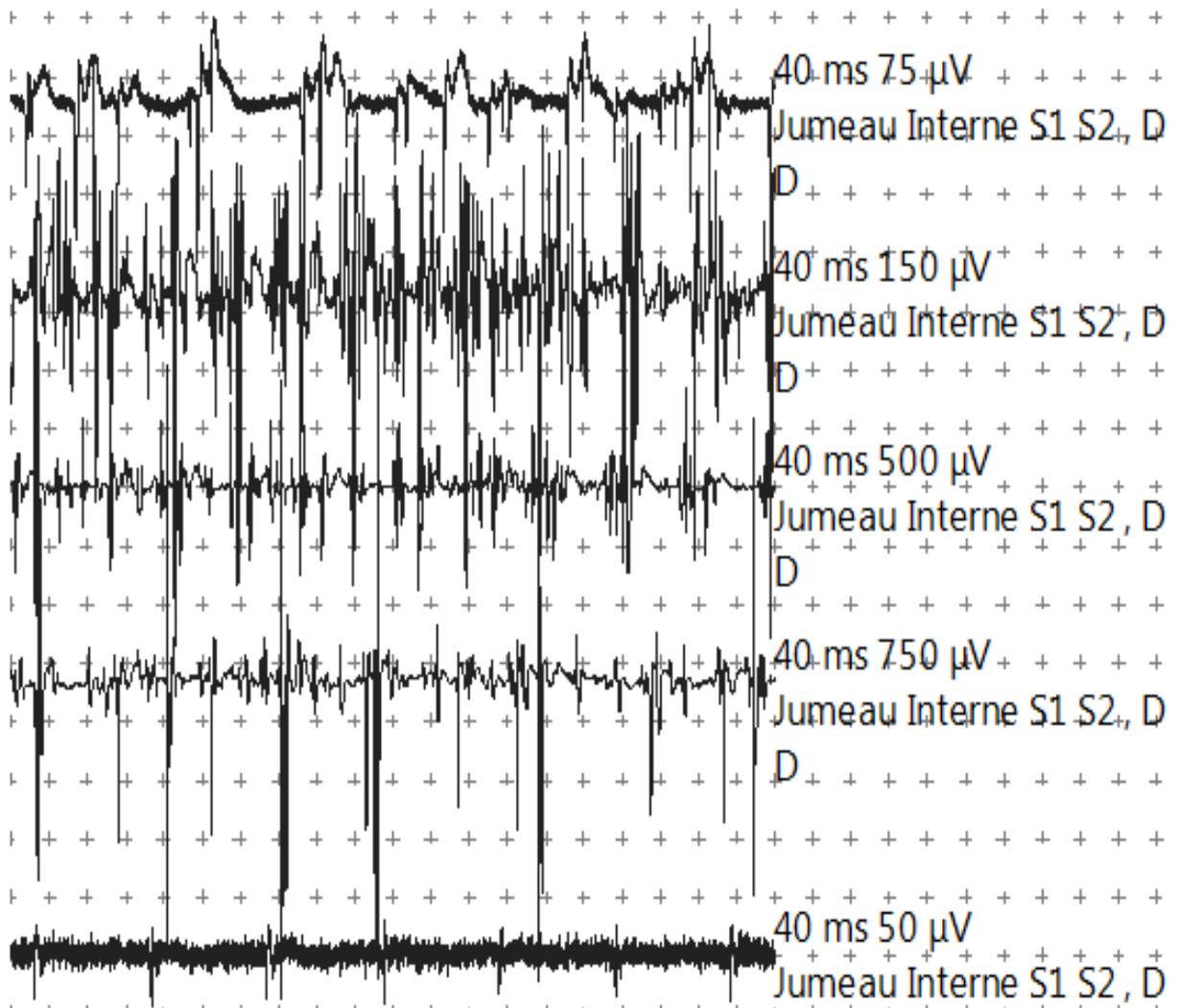


Figure. 2. 6. Signaux EMGs avec différentes tensions.

### II. 1. 2. 2. Signal électromyogramme pathologie

Ce type de signal est enregistré à partir des électrodes placées sur le corps de patient a pour but la détection, La Figure 2.7 permet de voir le fonctionnement des muscles ainsi le médecin peut découvrir avec précision à travers ce signal le type de maladie se trouvant au niveau des fibres musculaire (le fonctionnement des unités motrices musculaire). Même chose pour ce cas, cet examen passe par deux étapes pour détecter la maladie : la première est celle du repos (des unités motrices), le signal détecté dans cette étape est comme suit :

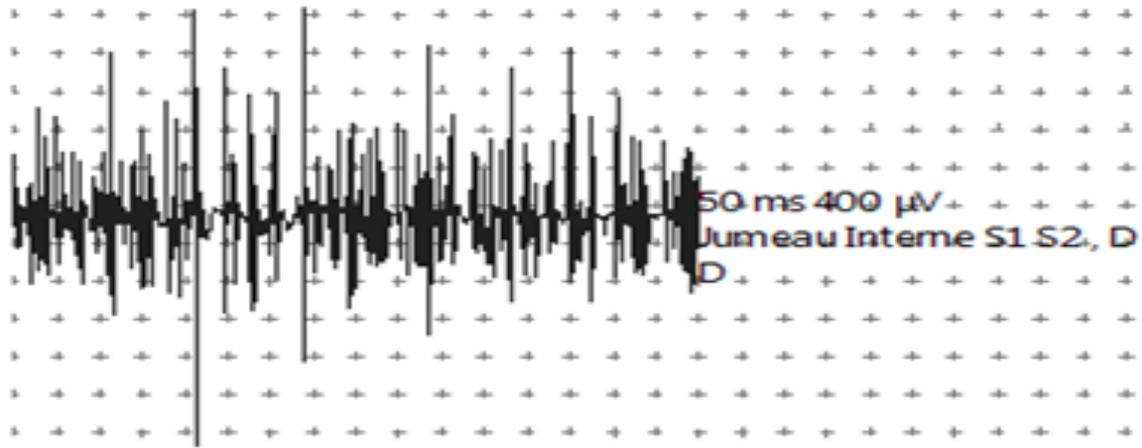


Figure. 2. 7. Signal EMG de patient pathologie

La deuxième étape est essai de force (cet essai permet de voir encore le fonctionnement des fibres musculaires dans ce cas -cas pathologie- et aussi de préciser les signes de muscle), les signaux détectés dans ce cas sont comme suit Figure 2.8 :

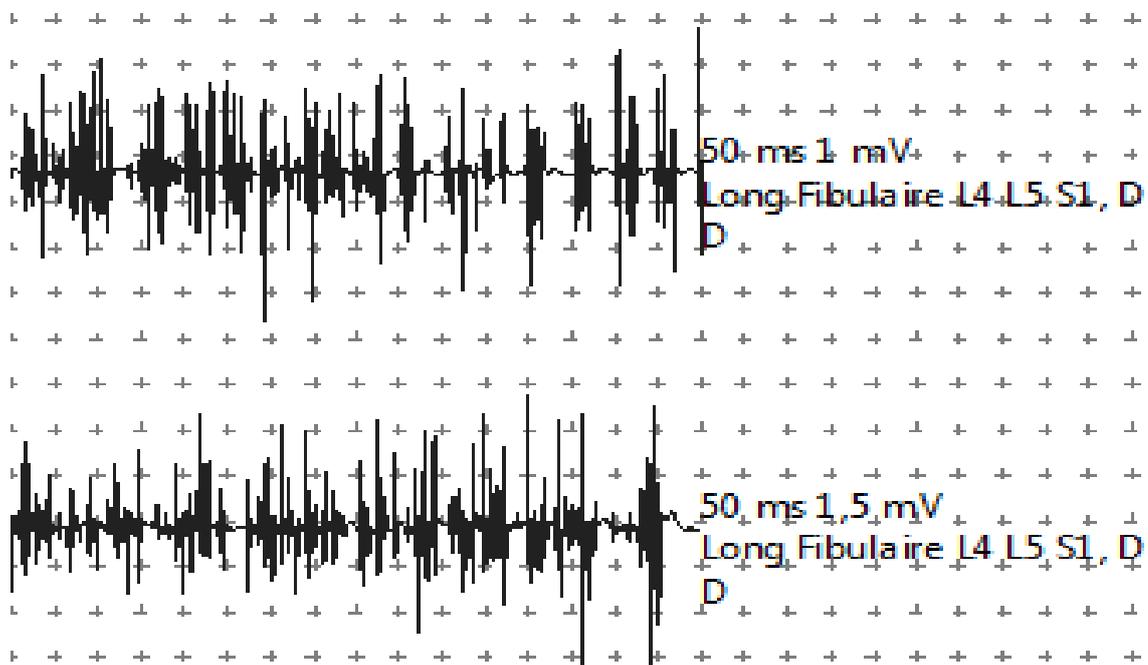


Figure.2.8. Signal EMG avec différents tensions.

II.1.3. Schéma bloc de la chaine d’acquisition

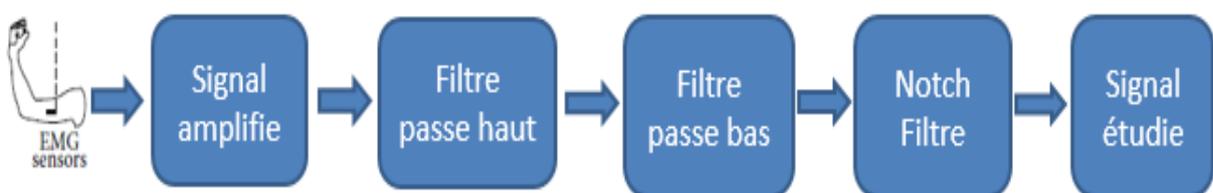


Figure.2.9. Schéma bloc de la chaine d’acquisition de détection d’un signal EMG.

Ce schéma dans la Figure 2.9 explique les différentes étapes de la détection d'un signal EMG de point de vue technique.

Et pour bien éclairer les choses, on peut voir l'exemple pratique d'une chaîne d'acquisition d'un signal EMG matérialisé par un circuit électrique appelé circuit d'acquisition de signal. Cet exemple est réalisé à partir du logiciel Multisim (voir figure 2.10).

Le montage qui représente dans (figure 2.10) nous permet d'enregistrer un signal EMG et il est constitué de deux blocs ' bloc d'instrumentation et bloc de filtrage'.

**A. Bloc d'instrumentation**

Le bloc dans la Figure 2.11 contient trois étages de détection selon trois électrodes avec un amplificateur d'instrumentation à trois étages. Puisque on a trois capteurs, on aura trois étages de détection et à la sortie on a un amplificateur qui fait la sommation de signaux extraits de ces capteurs.

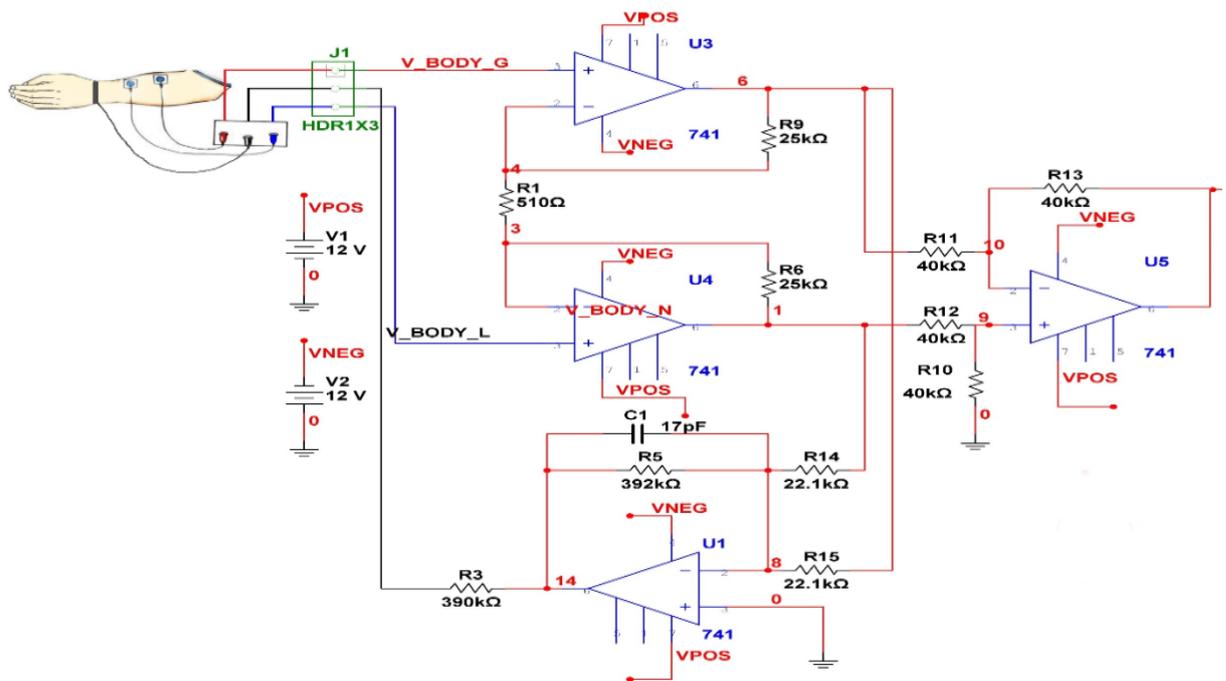


Figure. 2. 11. Bloc d'instrumentation.

II.1.3. circuit d'acquisition :

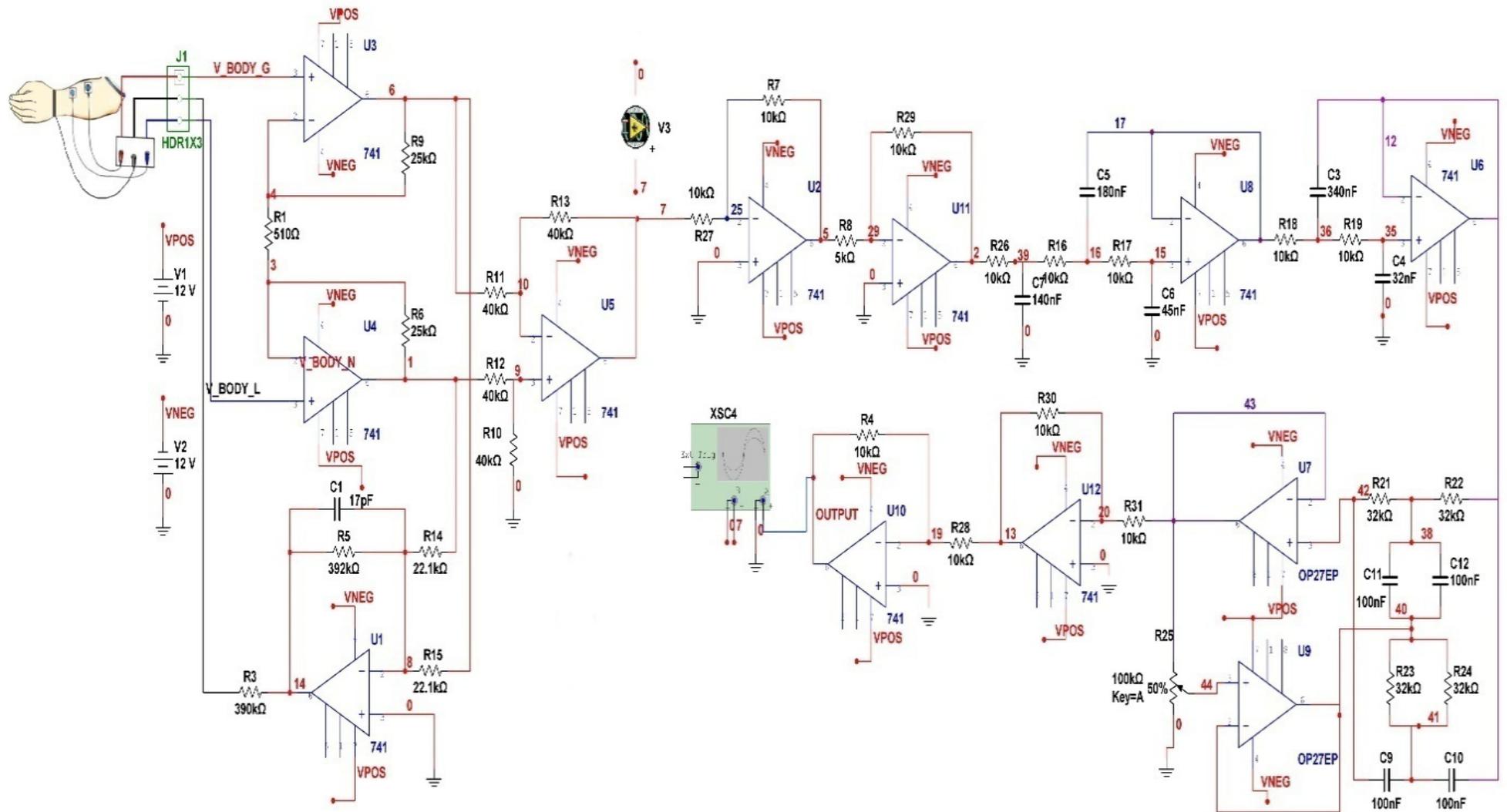
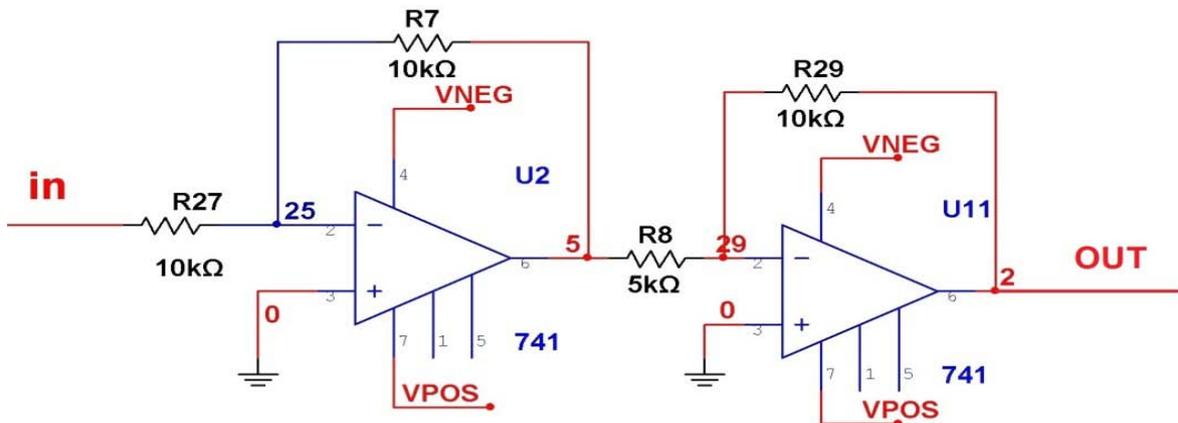


Figure.2.10. Le circuit d'acquisition de la détection de signal EMG.

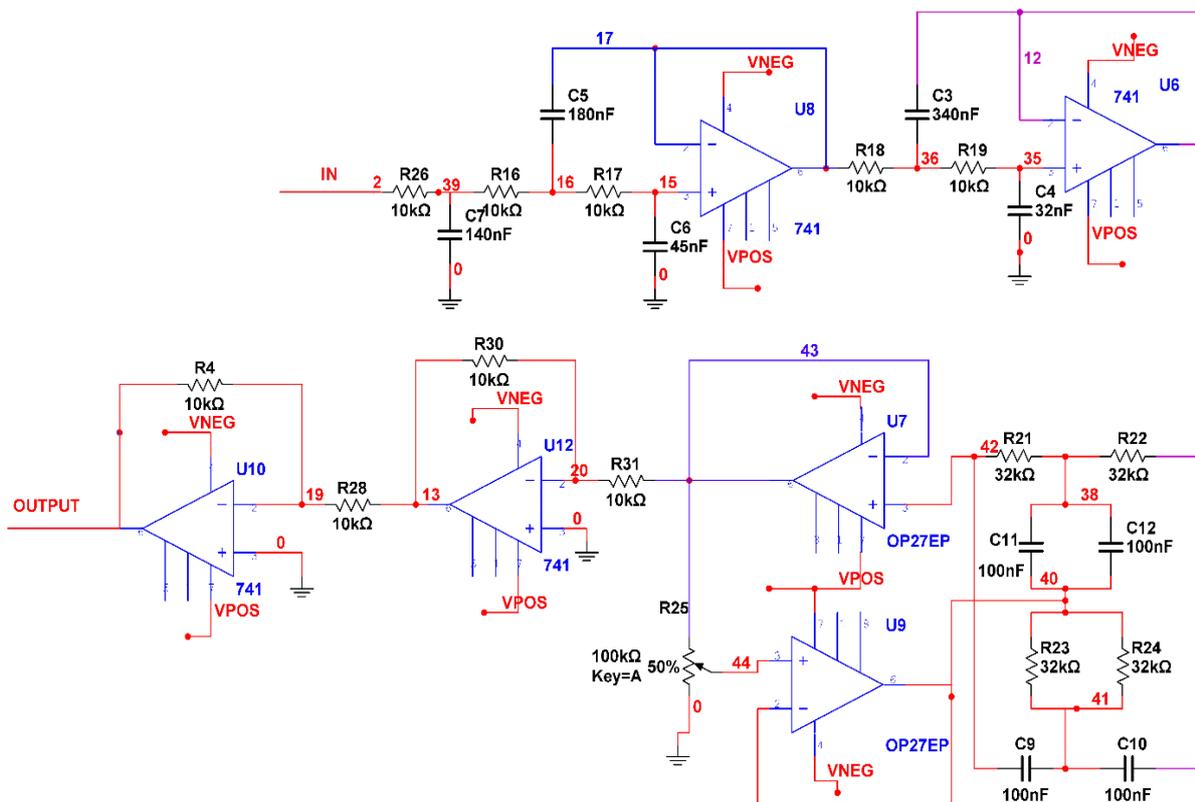
**Sommateur non inverseur**

L'étage dans la Figure 2.12 permet d'amplifier le signal non inversé mais bruité pour pouvoir attaquer par la suite le bloc de filtrage. Ce dernier a pour rôle d'éliminer le bruit existant mélangé au signal utile EMG.



**Figure. 2. 12. Sommateur non inverseur.**

**A. Bloc de filtrage**



**Figure. 2. 13. Bloc de filtrage.**

Ce bloc contient plusieurs types de filtrage (Figure 2.13) :

- ✓ le filtre passe bas
- ✓ le filtre passe haut.
- ✓ le Filtre encoche (Notch filtre).

➤ Le filtre passe haut

Un filtre passe-haut est un filtre qui laisse passer les hautes fréquences et qui atténue les basses fréquences, c'est-à-dire les fréquences inférieures à la fréquence de coupure. Il pourrait également être appelé filtre coupe-bas. Le filtre passe-haut est l'inverse du filtre passe-bas et ces deux filtres combinés forment un filtre passe-bande [25] [26] [27].

Le concept de filtre passe-haut est une transformation mathématique appliquée à des données (un signal). L'implémentation d'un filtre passe-haut peut se faire numériquement ou avec des composants électroniques. Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences inférieures à sa fréquence de coupure et ce, dans le but de conserver uniquement les hautes fréquences. La fréquence de coupure du filtre est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre : bloquant ou passant [25].

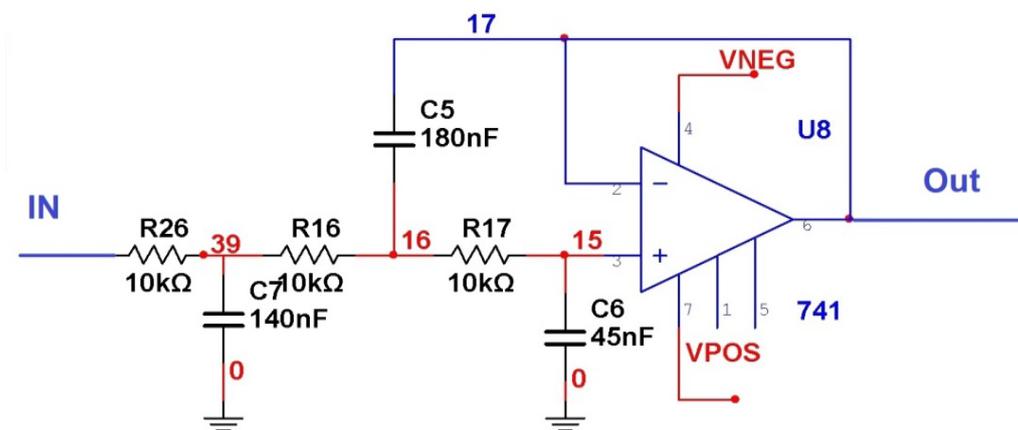


Figure. 2. 14. Circuit d'un filtre passe haut.

- La représentation de filtre passe haut par le langage MATLAB :

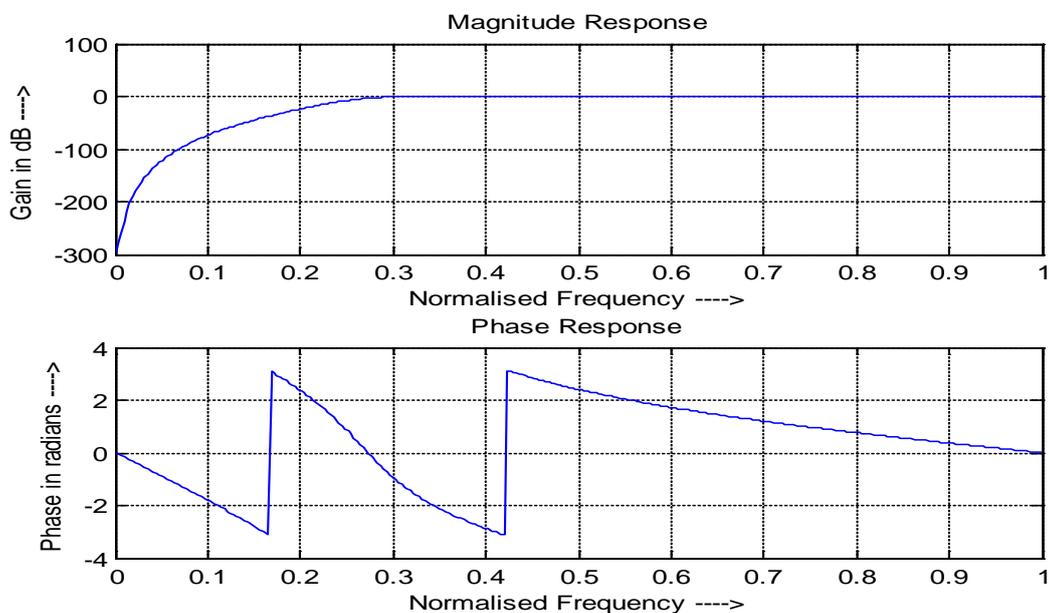


Figure. 2. 15. Le filtre passe haut dans le domaine fréquentiel.

### ➤ Le filtre passe bas

Est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure. Il pourrait également être appelé filtre coupe-haut. Le filtre passe-bas est l'inverse du filtre passe-haut et ces deux filtres combinés forment un filtre passe-bande.

Le concept de filtre passe-bas est une transformation mathématique appliquée à des données (un signal). L'implémentation d'un filtre passe-bas peut se faire numériquement ou avec des composants électroniques. Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences supérieures à sa fréquence de coupure, dans le but de conserver uniquement les basses fréquences. La fréquence de coupure du filtre est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre : passant ou bloquant [25] [28].

Le but principal du filtre bas dans un électromyogramme est de limiter la largeur de bande aux fréquences de l'intérêt pour le signal d'EMG. Car dans la mesure de ce dernier, le bruit se produit toujours. Le filtre passe bas est un filtre qui laisse passer toutes les fréquences inférieures à la fréquence de coupure et atténue les hautes fréquences [26].

La figure suivante montre le circuit de filtre qui a été développé en employant Multisim 10.

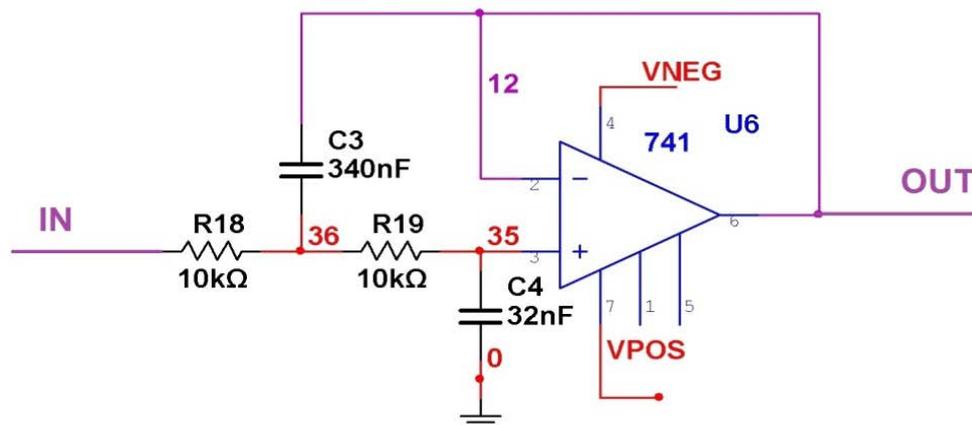
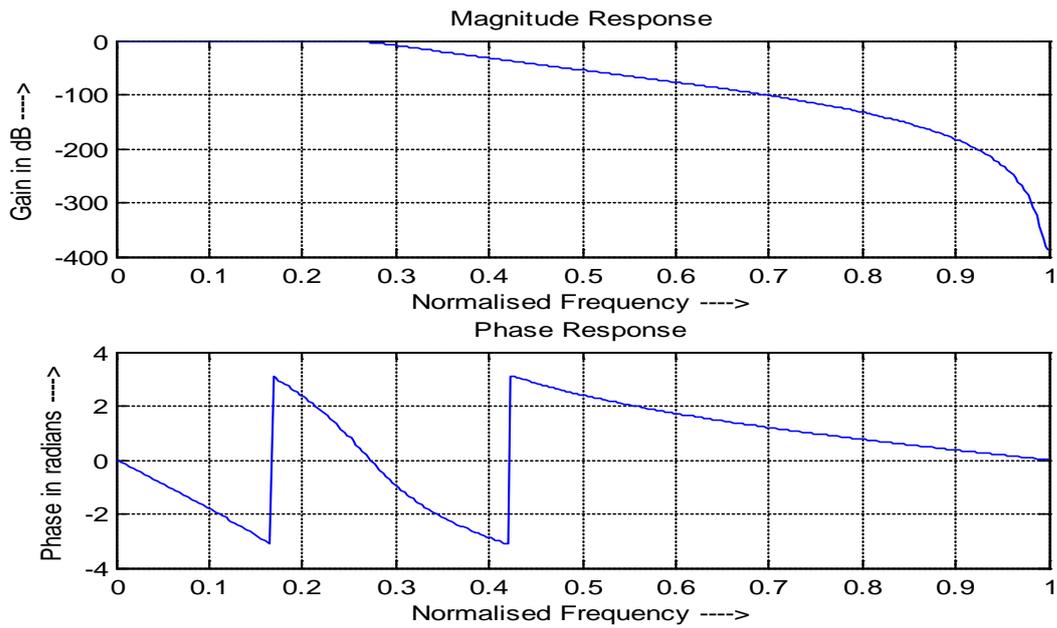


Figure. 2. 16. Circuit d'un filtre passe bas.

- La représentation de filtre passe bas par le langage MATLAB :



**Figure. 2. 17. Le filtre passe bas dans le domaine fréquentiel.**

### ➤ Filtre encoche

Le circuit d'EMG a besoin d'un filtre très pointu ou d'entaille de rejet de bande pour supprimer le bruit de ligne d'interférence du signal à 50 Hz. En mode de moniteur, l'amplificateur différentiel dans la fonction du système d'EMG peut éliminer le bruit 50Hz mais le résiduel du bruit existe. Bien que les bruits existants soient de faible amplitude, il affecte considérablement le signal EMG, car ce dernier est de très faible niveau [29].

Comme solution, un filtre d'entaille avec la fréquence centrale de 50 hertz sur la figure ci dessous a été utilisé dans le circuit et le potentiomètre est utilisé pour ajuster le facteur de qualité ou le facteur de Q, La définition générale du facteur de qualité est basée sur le rapport de la puissance apparente aux pertes de puissance dans un dispositif. La figure montre le circuit de filtre qui a été développé en employant MULTISIM 10.

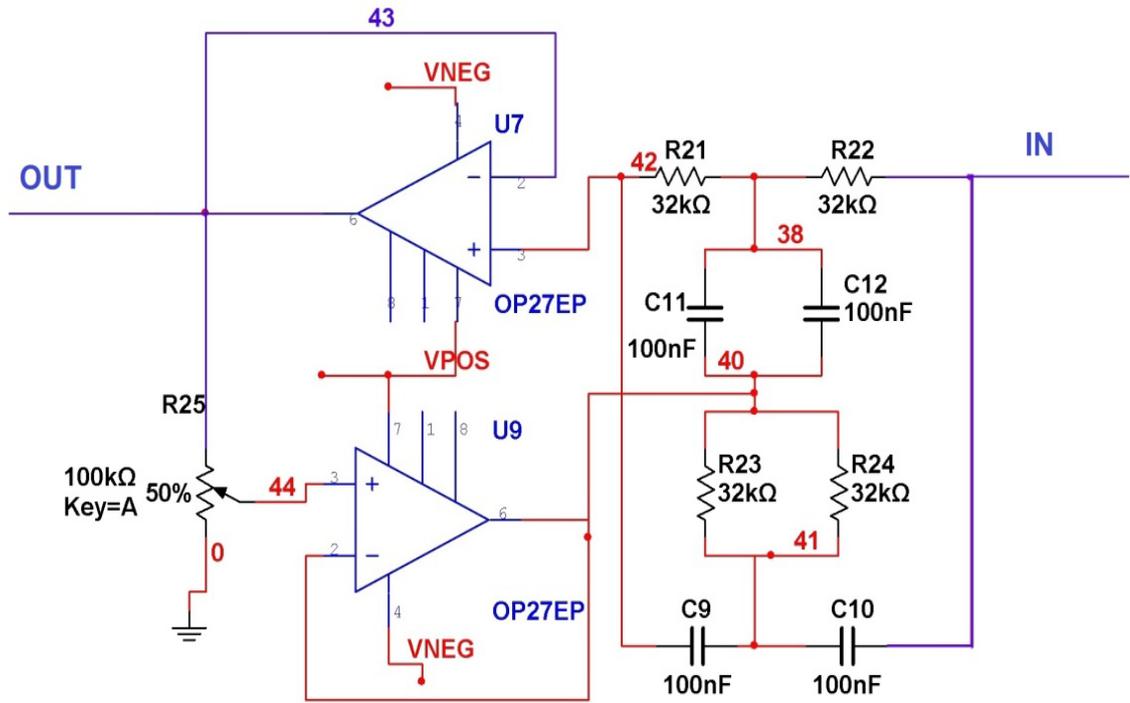


Figure. 2. 18. Circuit d'un filtre d'encoche (Notch filter).

- La représentation de filtre encoche (Notch filtre) par le langage MATLAB :

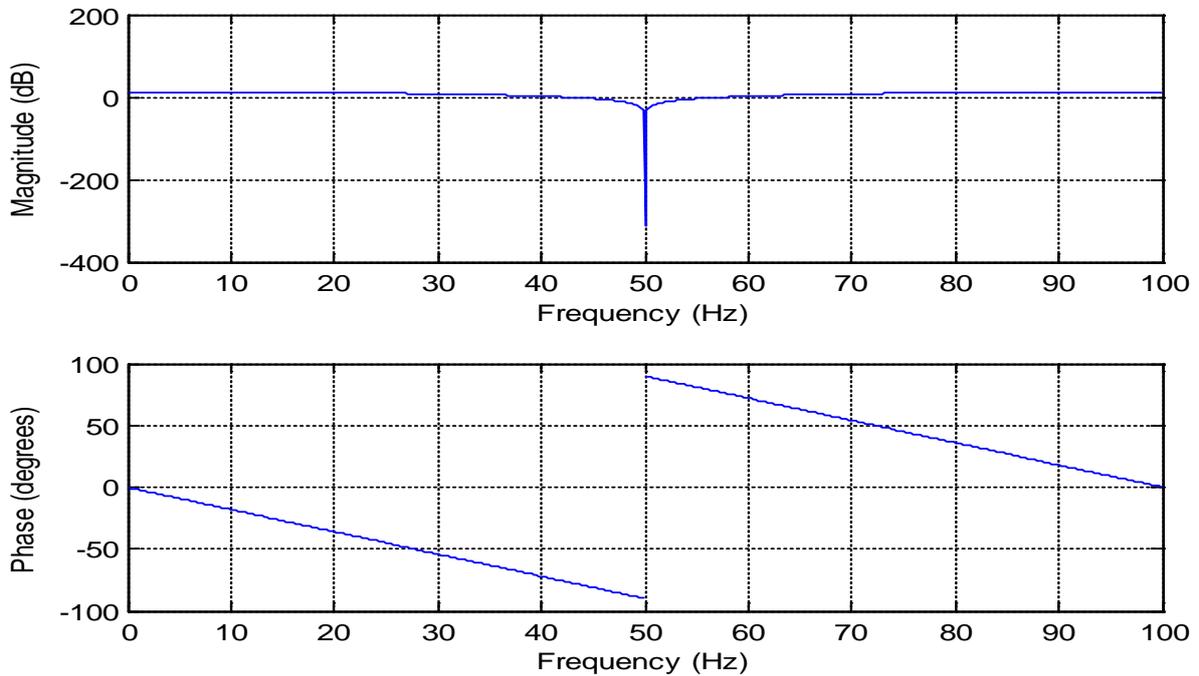


Figure.2.19. Le filtre encoche (Notch filtre) dans le domaine fréquentiel.

III. Traitement : techniques utilisées pour le traitement

III.1. Filtre Butterworth

Un filtre de Butterworth est un type de filtre linéaire, conçu pour posséder un gain aussi constant que possible dans sa bande passante [29].

Les filtres de Butterworth furent décrits pour la première fois par l'ingénieur britannique Stephen Butterworth [29].

Comme pour l'ensemble des filtres linéaires, le prototype étudié est le filtre passe-bas, qui peut être aisément modifié en filtre passe-haut ou positionné en série pour former des filtres passe-bande ou coupe-bande.

Le gain d'un filtre de Butterworth passe-bas d'ordre n est :

$$G_n(\omega) = |H_n(j\omega)| = 1/\sqrt{1 + (\omega/\omega_c)^{2n}}$$

Où :

$G_n$  : est le gain du filtre.

$H_n$  : Sa fonction de transfert.

$j$ : L'unité complexe  $j^2 = -1$

$\omega_c$  : La fréquence de coupure (angulaire) du filtre (a -3 dB).

$\omega$ : La fréquence angulaire (ou pulsation) du signal en radians par seconde ( $\text{rad. s}^{-1}$ ) ( $\omega = 2\pi f$ )

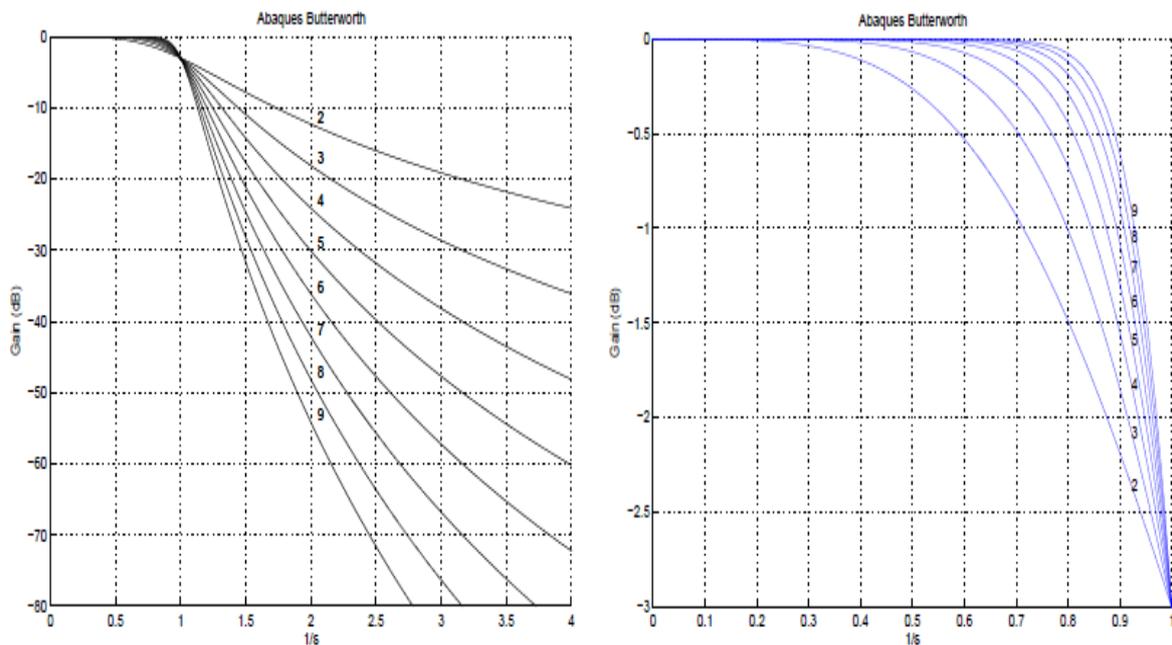


Figure.2.20. Gains de filtre Butterworth.

Les filtres de Butterworth sont les seuls filtres linéaires dont la forme générale est similaire pour tous les ordres (mis à part une pente différente dans la bande de coupure) [29].

Les filtres de Butterworth sont des filtre déjà connu (filtre passe bas, filtre passe haut, coupe bande au « Notch filtre »), avec des forme déférent que j'ai représenté avec une programmation en MATLAB utilisé comme filtre par la suit (chapitre III)

### III.2. Traitement de signal par transformer de Fourier

Le traitement du signal en général utilise énormément les opérations dans le domaine fréquentiel et en particulier la TFD (Transformée de Fourier Discrète) ou une de ses variantes [30].

La TFD est utilisée pour l'étude des séries temporelles (ou chronologiques) où le but est de trouver des corrélations entre deux séquences de données. Afin de repérer des événements particuliers. La problématique est en général celle de la fouille de données, ou de la recherche par similarité. La TFD est utilisée comme un moyen de réduire la dimensionnalité du problème. Elle permet en effet de décorrélérer les données de départ et de ne travailler que sur un petit nombre de coefficients significatif [31].

Les coefficients sont ensuite quantifiés avec des pas de quantification plus élevés pour les hautes fréquences, considérées comme négligeables pour la perception humaine. Le gain en compression vient de la réduction de précision de ces coefficients (voire leur suppression totale) qui nécessitent alors moins de bits pour être codés. Il s'en suit généralement une étape de codage entropique. La reconstruction du signal s'effectue alors à partir de cet ensemble réduit de coefficients quantifiés [31].

La transformation de Fourier Discrète s'introduit quand il s'agit de calculer la transformée de Fourier d'une fonction à l'aide d'un calculateur numérique. En effet un tel opérateur ne peut traiter que des nombres et de plus en quantité limitée par la taille de sa mémoire. Il s'en suit que la transformée de Fourier [32]:

$$s(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{-2j\Pi ft} dt .$$

$f$ : La fréquence.

$t$ : Le temps.

$\Pi = 3.14$ .

Transformée de Fourier rapide : en 1965, Cooley et tukey proposèrent une méthode qui permet de réduire considérablement le temps de calcul de la TFD d'une suite dont le nombre d'échantillons  $n$  est décomposable en facteurs (typiquement, une puissance de 2). Par la suite,

de nombreux algorithmes ont été publiés; ils sont connus sous le terme général de transformation de Fourier rapide (TFR ; ou FFT : Fast Fourier Transform). Tous ces algorithmes sont basés sur un même principe qui consiste à décomposer le calcul de la TFD en plusieurs TFD de longueur plus petite. La mise en œuvre de ce principe conduit à différentes méthodes dont les performances sont comparables [33].

### III.3. Traitement de signal par la STFT

Short-Time Fourier Transform (STFT), ou la transformée de Fourier à court terme (TFCT) ou encore transformée de Fourier à fenêtre glissante est une transformation liée aux transformées de Fourier utilisée pour déterminer la fréquence sinusoïdale et la phase d'une section locale d'un signal. Le carré de son module donne le spectrogramme [34].

Un spectrogramme est une représentation visuelle du spectre des fréquences de sons ou d'autres signaux, car ils varient avec le temps ou d'autres variables.

Spectrogrammes sont généralement créés dans l'une des deux façons suivantes : par approximation comme un filtre Bank qui découle d'une série de filtres passe-bande ou calculée à partir du signal de temps à l'aide de la transformée de Fourier. En fait, ces deux méthodes forment deux différentes représentations temps-fréquence, mais sont équivalentes sous certaines conditions [35].

La méthode de filtres passe-bande utilise habituellement un traitement analogique pour diviser le signal en bandes de fréquences ; l'amplitude de sortie de chaque filtre contrôle un transducteur qui enregistre le spectrogramme sous forme d'image sur papier [35].

Création d'un spectrogramme à l'aide de la FFT est un processus numérique. Des données échantillonnées numériquement, dans le domaine temporel, sont découpées en morceaux, qui habituellement chevauchement et transformée de Fourier transforment pour calculer l'ampleur du spectre de fréquences pour chaque morceau.

Chaque morceau correspond alors à une ligne verticale de l'image ; une mesure de l'amplitude en fonction de la fréquence pour un moment précis dans le temps. Ou légèrement superposées de différentes manières, c'est-à-dire de fenêtrage. Ce processus correspond essentiellement au calcul de l'ampleur au carré de la transformation de Fourier de courte durée du signal  $s(t)$  [35].

## IV. Conclusion

Ce chapitre a traité la détection de signal EMG en général et la chaîne d'acquisition du signal EMG en particulier, avec les différents composants-en détail- de cette chaîne (les étages 'blocs'). Ce chapitre aussi nous a permis d'explorer quelques techniques de traitement de signal EMG. Ces techniques seront étudiées en détail dans le chapitre qui suit.

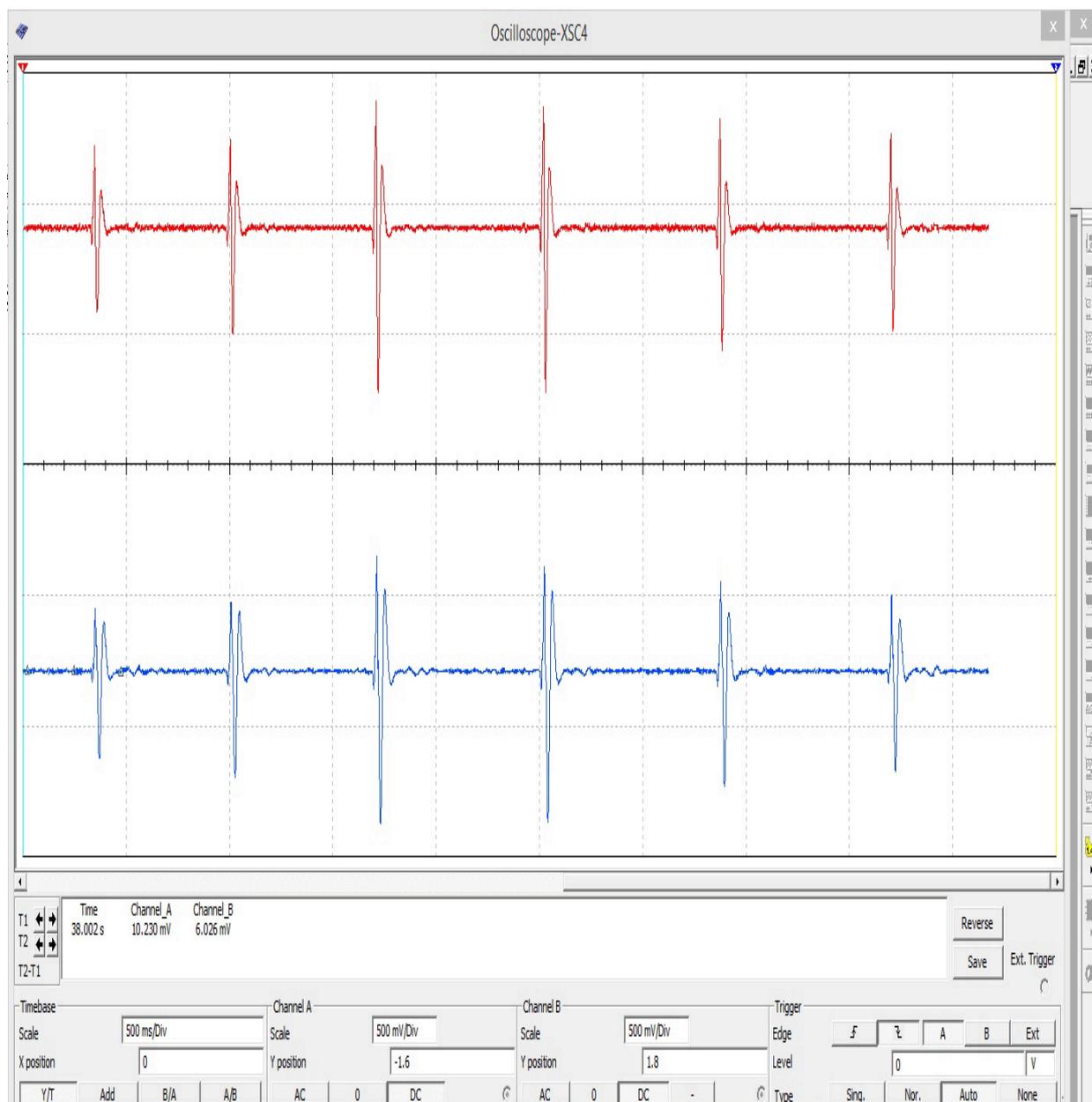
# *Chapitre III*

## **Traitement de signal EMG - résultats et discussion**

## I. Introduction

Dans ce chapitre, différentes méthodes de traitement numérique appliquées au signal EMG seront étudiés, spécialement ceux issus de la transformé de Fourier telles que la FFT et la STFT. Le code qu'on a choisi pour l'implémentation est le MATLAB car ce dernier offre beaucoup d'avantages pour le traitement numérique (ou processing) des signaux grâce à sa souplesse et à sa disponibilité.

## II. Les résultats de la chaine de circuit d'acquisition



**Figure 3.1. Les résultats trouvés de la chaine de circuit d'acquisition : Signal rouge est le signal d'entrée, Signal bleu est le signal de sortie.**

On remarque de ce résultat est que le signal d'entrée en rouge n'est pas filtré, ça vous dire que c'est un signal EMG bruité et on ne peut pas tirer des informations d'un tel signal, par contre le signal de sortie qui est en bleu est moins bruité que le signal d'entrée donc on peut l'étudier et applique sur lui plusieurs méthodes de traitement pour faire les différentes analyses. Les filtres existent dans la chaine d'acquisition du signal (voir la chaine d'acquisition de signal EMG dans le chapitre précédent « chapitre II »).

Et pour analyser les signaux EMGs, on est obligé de faire un schéma bloc dans le but de représenter tous les méthodes de traitement utilisé en MATLAB et prendre un schéma de travail (voir la figure 3.2).

J'ai choisi la méthode suivante pour faire mes analyses sur les déférents signaux EMGs :

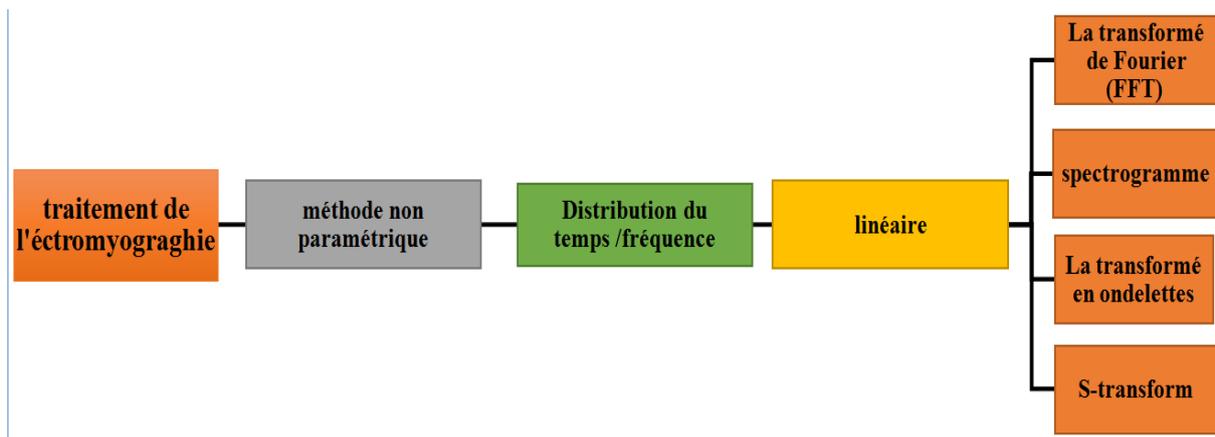


Figure 3. 3. Les méthodes utilisées dans le traitement des signaux EMGs.

### III. Traitement de signal EMG

Par le Langage MATLAB on peut faire un traitement des signaux EMG avec plusieurs méthodes, parmi elles on cite la méthode de la transformé de Fourier (T.F). Cette méthode (T.F.) nous permet de représenter les différentes fréquences –basses et hautes- existantes dans le signal traité (EMG), ce qui nous mènera à détecter la fatigue musculaire. Cette fatigue apparait en général dans les hautes fréquences.

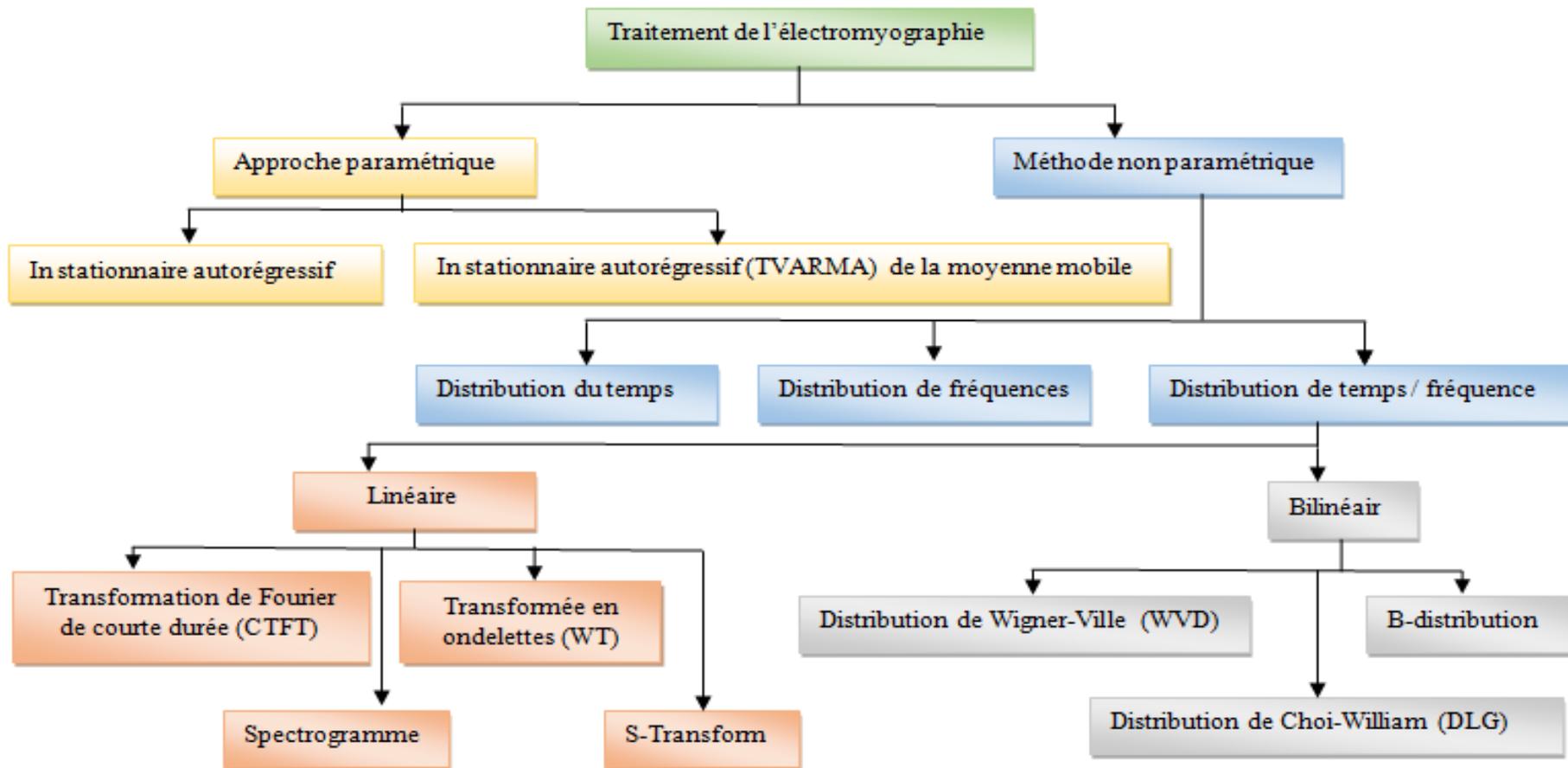


Figure 3. 2. Vue d'ensemble des méthodes de traitement des signaux électromyographiques qui sont passés en revue dans ce manuscrit [59].

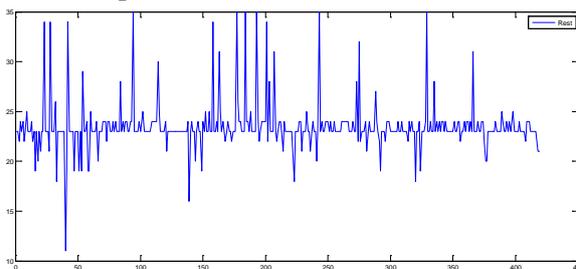
**III. 1. Signal EMG normal**

On fait un exercice pour enregistrer le signal EMG d'un patient dans trois cas différents, c'est à dire qu'on fait un enregistrement du signal EMG sur un muscle en respectant les étapes suivantes : On place les électrodes surfaciques sur l'avant bras (voir figure 3.4).



**Figure.3.4. La détection d'un signal EMG avec des électrodes de surface.**

Dans le premier cas « avec une main ouverte » on trouve le signal suivant (Figure 3.5) :

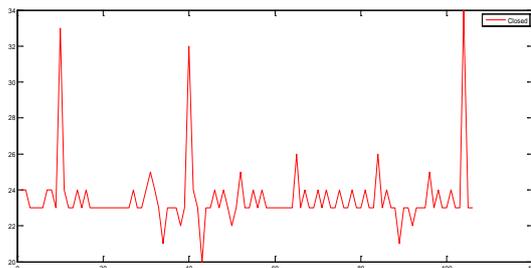


**Figure.3. 5. Un signal EMG normal (cas de repos).**

**Figure.3. 6. Position des électrodes « main ouverte ».**

**III. 2. Signal EMG fatigue**

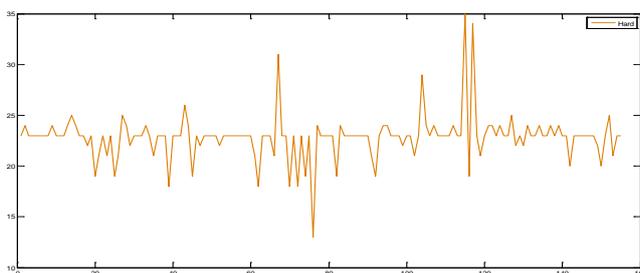
Pour le deuxième cas on enregistrait le signal suivant (Figure 3.7) :



**Figure.3. 7.Signal EMG en effort.**

**Figure.3. 8. Main fermé.**

Mais par le troisième (celui de la fatigue), on a crée une fatigue musculaire à travers cette position (figure 3.10):



**Figure.3. 9. Signal EMG plus forcé.**

**Figure.3. 10. Main plus forcée.**

## I. Méthode de traitement

Il existe pas mal de méthodes pour traiter un signal EMG par le langage MATLAB (par application des filtres « filtre passe bas, filtre passe haut, coupe bande, passe bande », par ondelettes, par la transformé de Fourier « FFT, STFT »,...etc. Etant impossible de faire le tour de toutes ces méthodes, on va se contenter d'appliquer quelques unes.

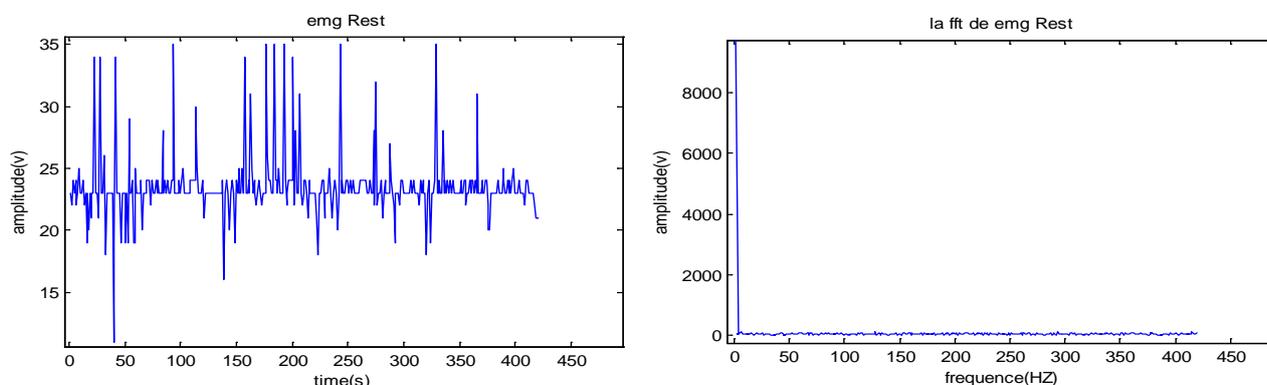
### I. 1. La transformé de Fourier (FFT)

La Transformée de Fourier Rapide (FFT) est simplement une Transformée de Fourier Discrète(TFD) calculée selon un algorithme permettant de réduire le nombre d'opérations et, en particulier, le nombre de multiplications à effectuer. Il faut noter cependant, que la réduction du nombre d'opérations arithmétiques à effectuer, n'est pas synonyme de réduction du temps d'exécution. Tout dépend de l'architecture du processeur qui exécute le traitement. Pour calculer une TFD, on doit calculer  $N$  valeurs  $X(k)$  [34]:

$$\text{FFT} = \text{TFD}.$$

#### ✓ cas de repos

Le signal crée selon une position de main ouverte, après application de l'algorithme FFT (programme sous MATLAB), on a eu les résultats suivants :



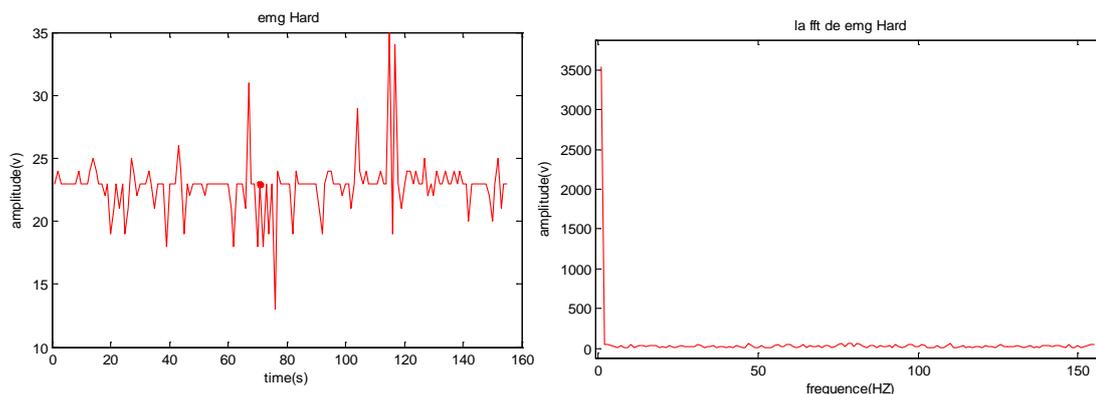
**Figure.3. 11. Signal EMG rest et son traitement avec la FFT.**

La FFT nous a permis de positionner les hautes fréquences et aussi les bases fréquences de signal EMG. D'après la Figure.3. 11 on remarque qu'il n'y a pas des hautes fréquences, on a eu zéro volt. Par contre au voisinage de la fréquence zéro Hertz (basses fréquences) on a eu une passation de 0mV à 9000mV ce qui est important. Cela veut dire qu'on n'a pas fait un effort physique.

#### ✓ cas d'effort

Cette fois ci pour provoquer une fatigue, on fait plus d'effort en changeant d'exercice sur la main. La nouvelle position de la main peu forcée (main fermée) avec répétition sans cesse de ce mouvement (voir figure 3.12).

Par application du même algorithme (FFT) et dans le même but c'est-à-dire de représenter les hautes fréquences et aussi les bases fréquences pour voir la fatigue musculaire si elle existe, on a eu comme résultat ce qui suit :

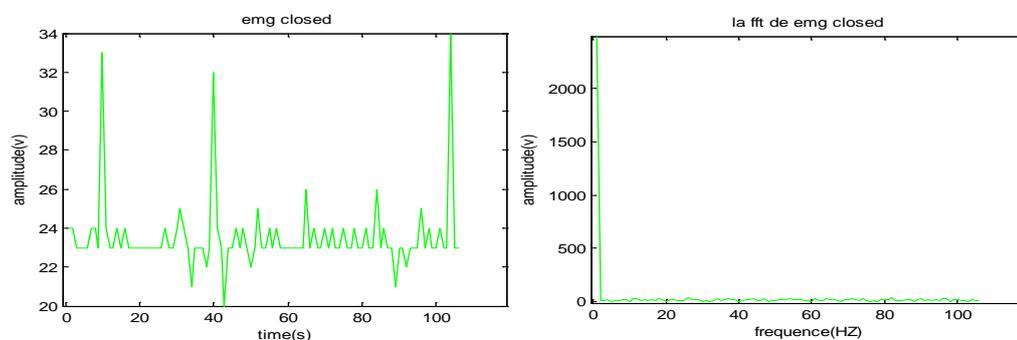


**Figure.3.12. Signal EMG Hard et son traitement avec la FFT.**

Comme remarque, on peut affirmer que la fatigue musculaire reste toujours non apparente car même au voisinage de 150Hertz l'amplitude du signal est presque zéro. On voit aussi que juste le niveau d'amplitude a augmenté (c'est-à-dire on a dépensé plus d'énergie) car à zéro Hertz, on a une amplitude de presque 3500mV, ce qui est assez grand.

#### ✓ cas de lâcher

Le signal crée selon une position de main étant de plus en plus excentrique (main éloignée vers l'extérieur) est dans la Figure 3.10. En appliquant le même algorithme, le Fast Fourier Transform « FFT » et dans le même but « représentation de la fatigue musculaire » c'est-à-dire de représenter les hauts fréquences et aussi les bases fréquences pour voir si la fatigue apparait au niveau des muscles ou non, on a eu le résultat suivant :



**Figure.3. 13. Signal EMG closed et son traitement avec la FFT.**

D'après cette figure, on peut affirmer qu'on a les mes remarques que le ca précédent c.à.d. que la fatigue musculaire n'existe pas car on voit qu'au voisinage de zéro Hertz (0HZ à 2HZ), l'amplitude est maximale mais elle décroît (passe de 2400mV à 1700mV), puis quand la fréquence augmente de 3HZ à 5HZ la fréquence, l'amplitude du signal décroît encore plus

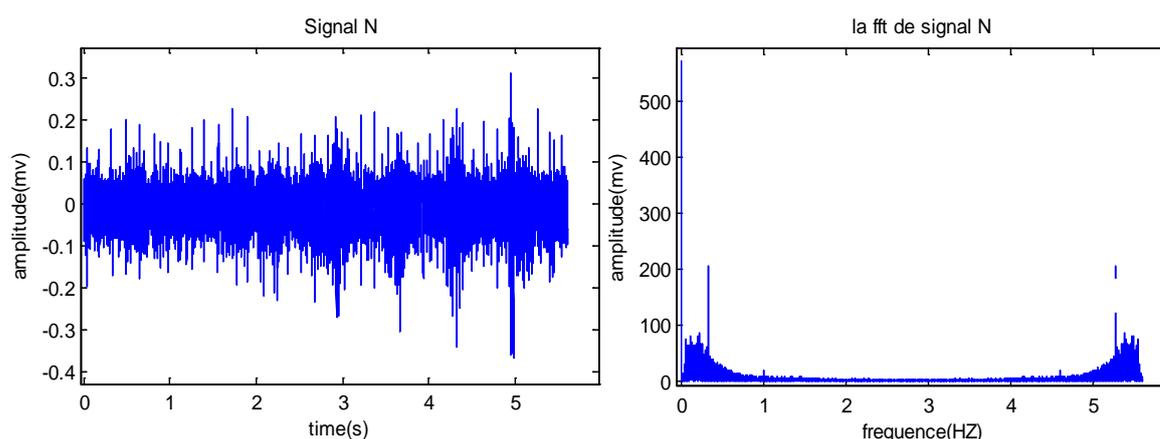
rapidement en passant du 600mV à 7mV. Au-delà de cette plage de fréquence le niveau d'amplitude est presque nul.

### Extension d'étude

En voyant que la FFT n'a pas donné de grande chose pour cet exercice physique (exercice de la main), on a appliqué l'algorithme FFT à d'autres signaux plus riches en énergie, prises d'une base des données [????].

Ces signaux (S, M, P, Q) qui sont de format (.Dat), ont été traité par MATLAB avec le même algorithme (FFT) et on a eu les résultats suivants :

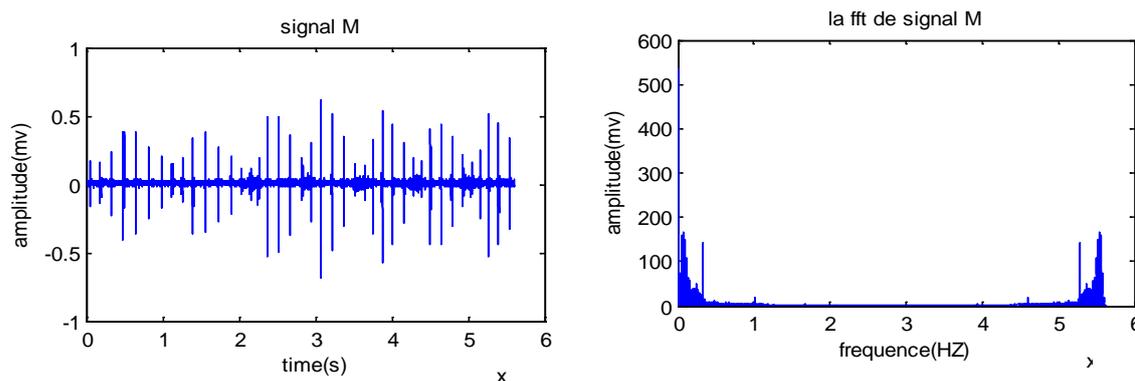
#### ✓ Signal N



**Figure.3.14. Signal EMG N et son traitement avec la FFT.**

L'analyse faite par la FFT sur ce signal montre que l'amplitude varie autour de 60 mV avec des pics de 200 mV pour un fréquence qui passe de 0 HZ et 1 HZ puis on a le même segment (les mêmes variations) qui se répète autour de 5 HZ, c'est-à-dire qu'il existe un effort au niveau des muscles au bien une fatigue musculaire « un mal fonctionnement de muscle ».

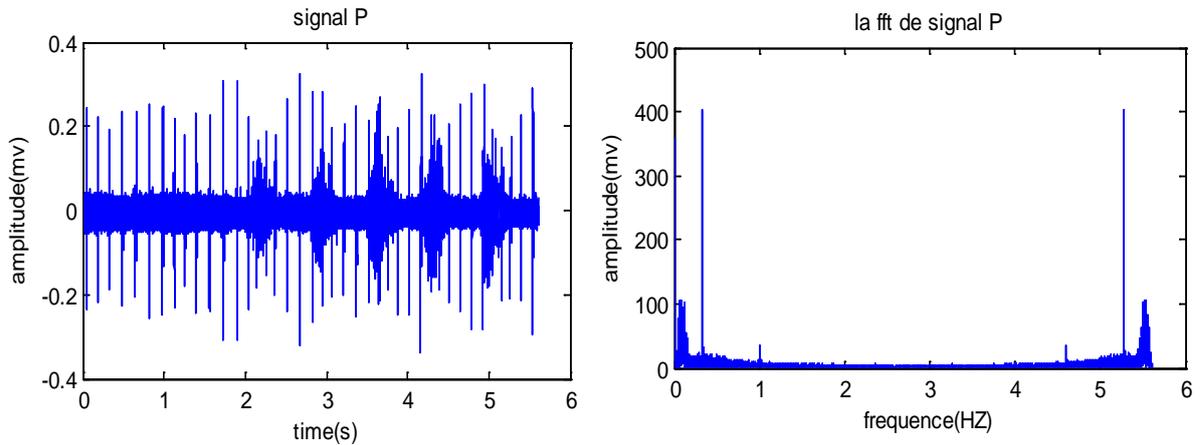
#### ✓ Signal M



**Figure.3.15. Signal EMG M et son traitement avec la FFT.**

Dans ce signal on remarque l'existence d'une répétition des pics variant de 50 mV à 150 mV autour des fréquences 0.5 HZ et de 5.5 HZ. Cela nous informe qu'il y'a eu un travail (le muscle a fait un effort), la FFT montre cette fatigue musculaire (autour de 5.5 Hertz).

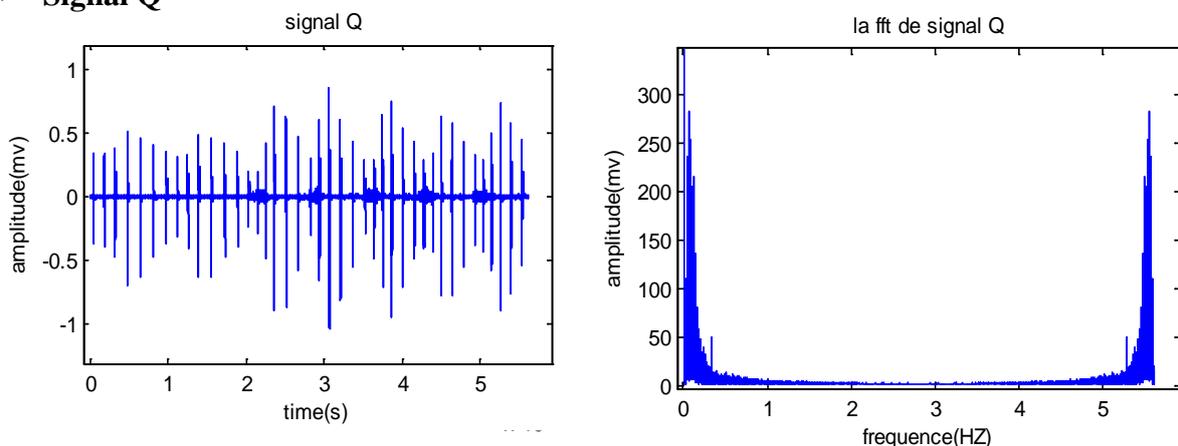
✓ **Signal P**



**Figure.3.16. Signal EMG P et son traitement avec la FFT.**

La même analyse qui se répète avec juste une existence des pics plus importants de 100 mV et de 350 mV qui apparaissent dans la plage des fréquences [0 HZ - 0.5 HZ] et se répètent dans la plage [5.2HZ - 5.5 HZ ] prouvant l'existence d'un effort au niveau des muscles ou bien une fatigue musculaire ou mal fonctionnement de muscle .

✓ **Signal Q**



**Figure.3.17. Signal EMG Q et son traitement avec la FFT.**

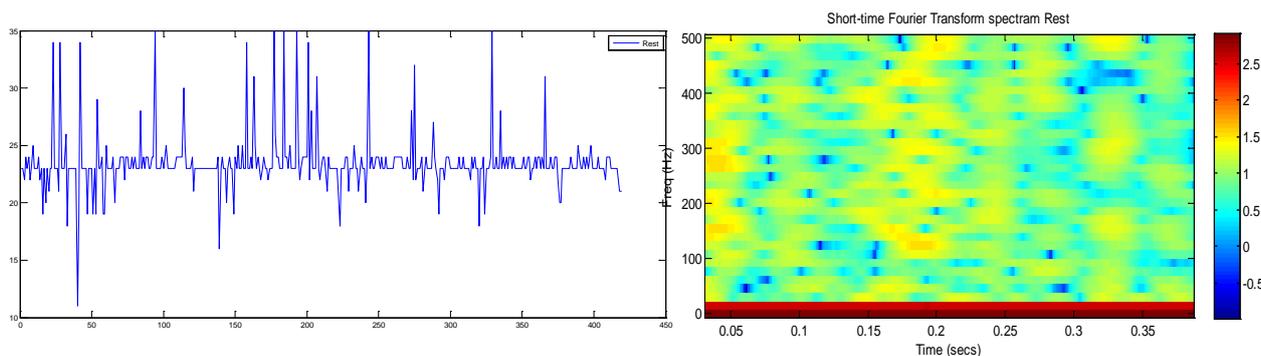
On voit encore l'apparition des pics beaucoup plus riches qui se refont dans les plages [0 HZ - 0.5 HZ] et [5.2HZ - 5.5 HZ] c'est-à-dire qu'il existe une fatigue musculaire plus intense.

## IV. 2. Short time frequency (STFT)

La STFT donne des spectrogrammes qui sont généralement créés avec une des deux façons soit par approximation comme un filter Bank qui découle d'une série de filtres passe-bande ou à partir d'un calcul par la transformée de Fourier découlant d'un signal de temps. En fait, ces deux méthodes forment deux différentes représentations temps-fréquence, mais sont équivalentes sous certaines conditions [35]. La STFT donne la spécificité de voir les informations du temps et des fréquences à la fois. Après application de la STFT sous MATLAB, on a eu les résultats suivants :

### ✓ cas de repos

Le signal crée selon une position de main ouverte est sous la forme suivante :

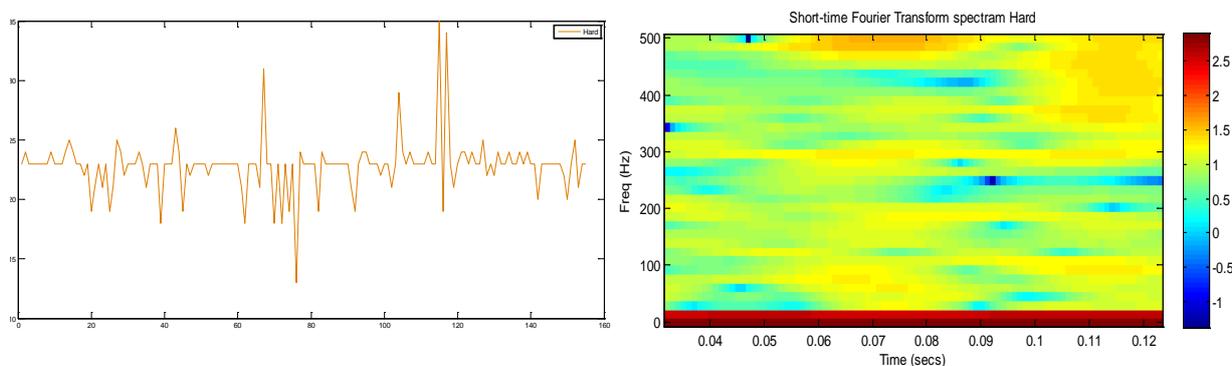


**Figure.3. 18. Signal EMG repos et son traitement avec la STFT.**

On voit que cet algorithme STFT est basé sur le spectrogramme, ce dernier présente la fréquence en fonction de temps dans le but de voir l'énergie existante dans le muscle à partir d'un ensemble des couleurs. En analysant ces couleurs on voit que la fatigue musculaire n'existe pas car d'après la figure 3.18, on aperçoit que :

- De 0HZ à 10HZ : la couleur est d'une intensité 3 c'est-à-dire qu'il existe un effort dans cette période-là et ne se répète pas.
- Par contre le reste du spectre est limité en général entre les couleurs d'intensités 0.5 et 1.5 c'est un état stable voulant dire qu'il n'y a pas d'un effort au niveau de muscle dans cette période.

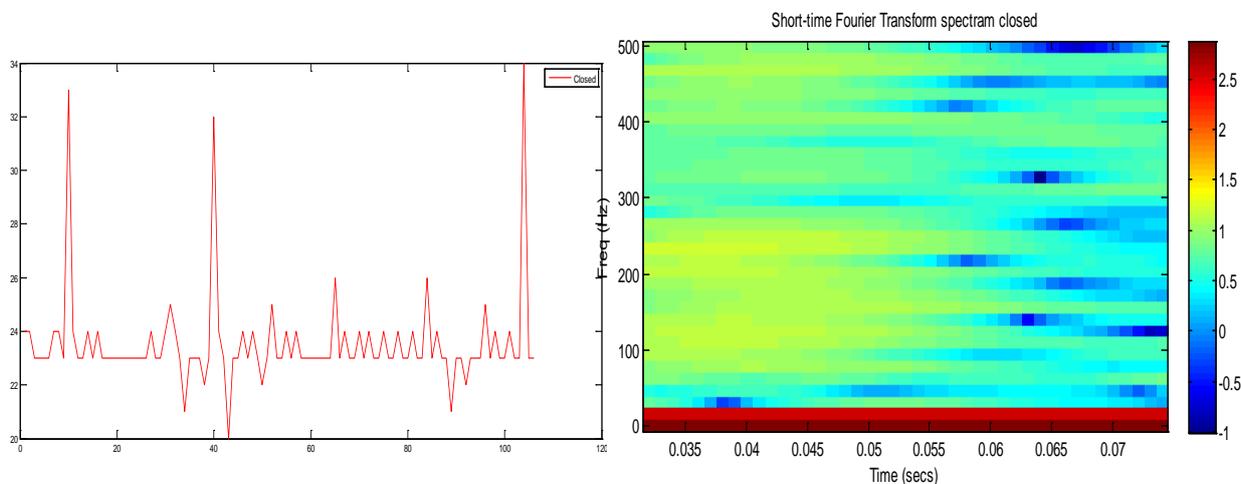
✓ cas d'effort



**Figure.3.19. Signal EMG Hard et son traitement avec la STFT.**

Le spectrogramme issu de cette position (Figure 3.19), nous donne l'apparition des couleurs jaune et marron (intensité plus de -1) signalant des énergies beaucoup plus fortes surtout vers les hautes fréquences (plus de 500Hz) ce qui prouve l'existence d'une fatigue musculaire à ce stade.

✓ cas de lâcher



**Figure.3. 20. Signal EMG closed et son traitement avec la STFT.**

Ce spectrogramme (Figure 3.20), nous permet de voir en général les différents niveaux d'énergie existants dans le muscle. Dans ce spectre, il existe plusieurs couleurs avec des intensités passant de -1 à 3 avec le numéro (-1) représentant les faibles énergies et le numéro (3) représentant les hautes énergies là où existe la fatigue musculaire ou bien un effort accentué. C'est presque la même analyse du cas précédent qui se répète sauf l'apparition un peu plus de la couleur jaune prouvant qu'il y'a eu la dépense de plus d'énergie.

**Extension d'étude**

Comme on déjà fait avec la méthode FFT, on a appliqué la STFT à d'autres signaux EMG (format '.Dat') et on a eu comme résultats ce qui suit :

➤ Le signal N

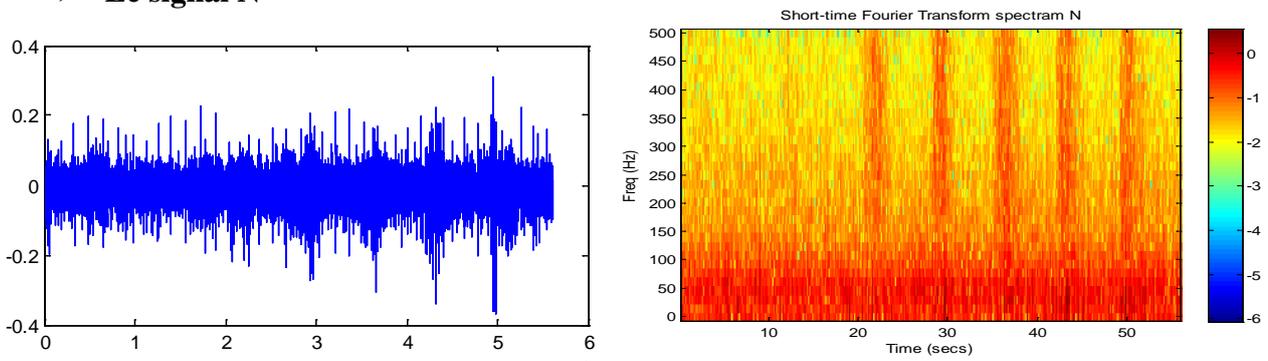


Figure.3.21. Signal EMG N et son traitement avec la STFT.

➤ Le signal M

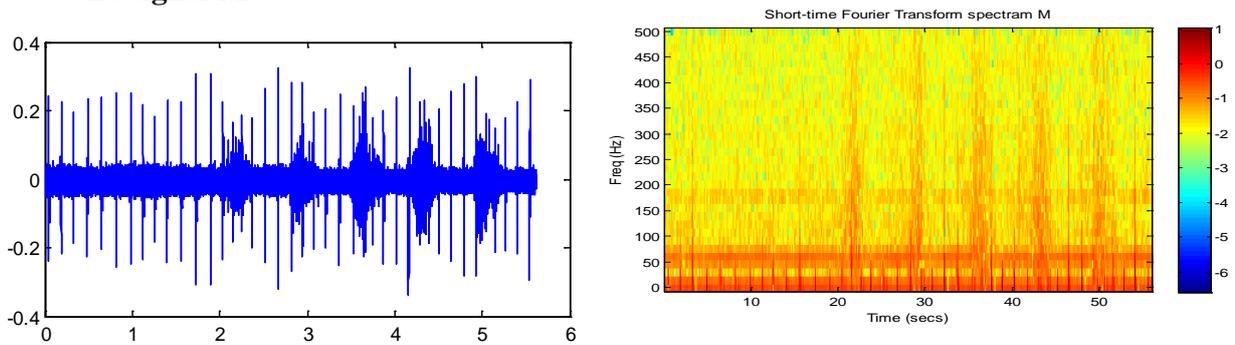


Figure.3.22. Signal EMG M et son traitement avec la STFT.

➤ Le signal P

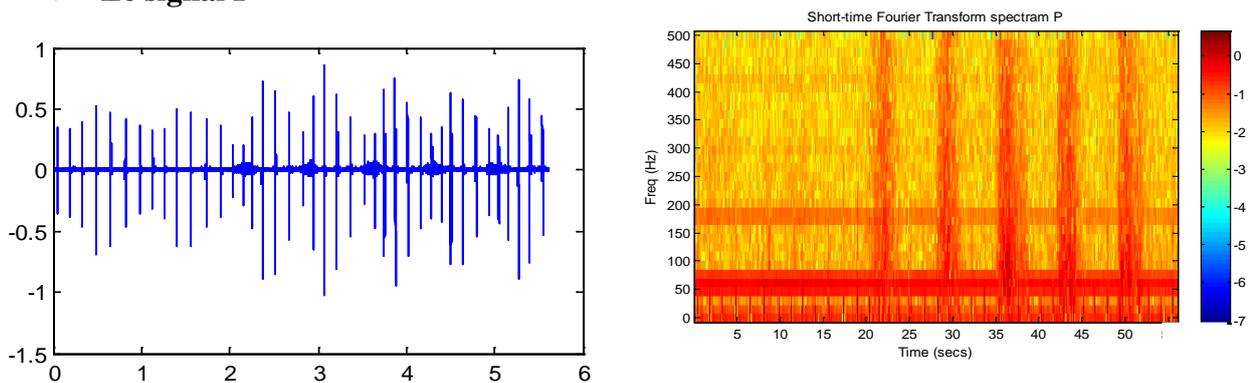


Figure.3.23. Signal EMG P et son traitement avec la STFT.

➤ Le signal Q

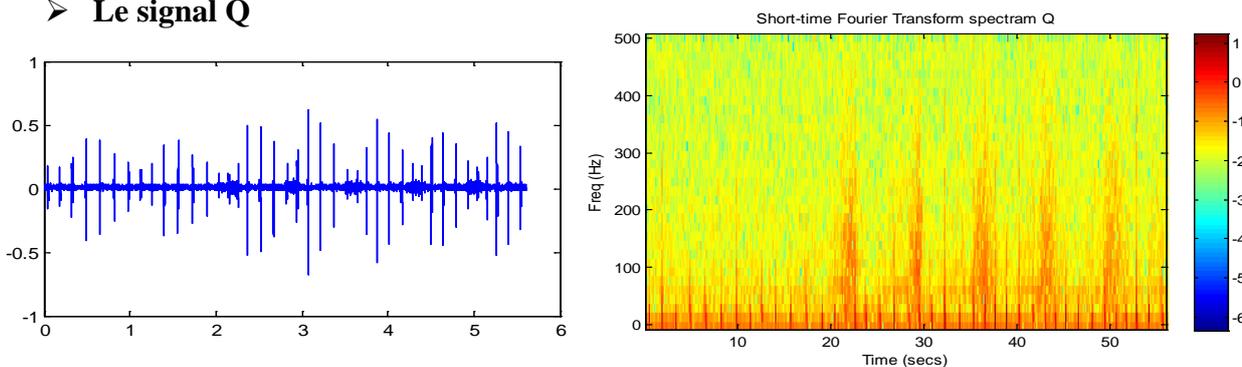


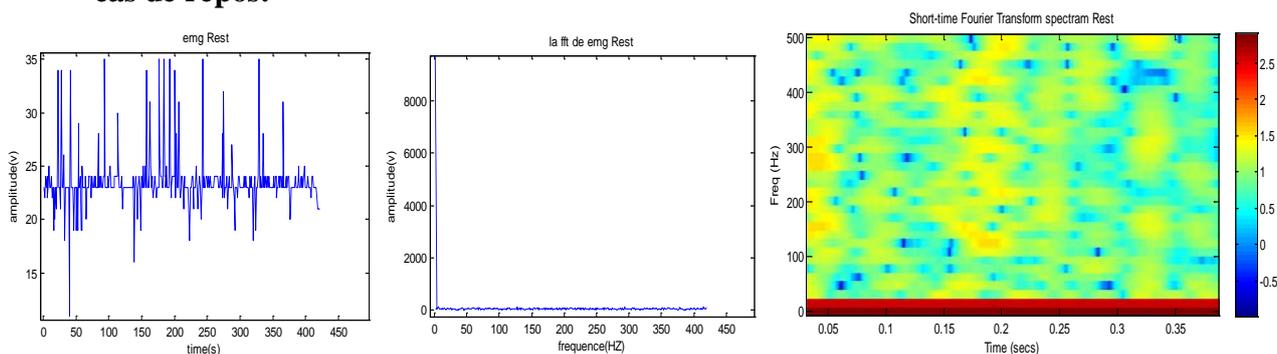
Figure.3.24. Signal EMG Q et son traitement avec la STFT.

D’après mes analyses (selon la couleur) de tous ces spectrogrammes (Figures 3.21, 3.22, 3.23, 3.24) je peux affirmer que tous ces signaux sont des signaux des patients faisant des efforts plus au moins intenses car des couleurs d’énergie correspondant aux intensités grandes (marron et rouge) se répètent avec des intervalles presque réguliers.

**IV.3. Une petite comparaison entre les deux méthodes « FFT, STFT »**

Les deux méthodes (la FFT et la STFT) utilisent l’analyse fréquentielle pour estimer l’effort physique au niveau des muscles dépensé par un patient, ce qui aide beaucoup l’examineur. En regroupant les signaux issus de l’exercice physique fait, on aura les figures suivantes :

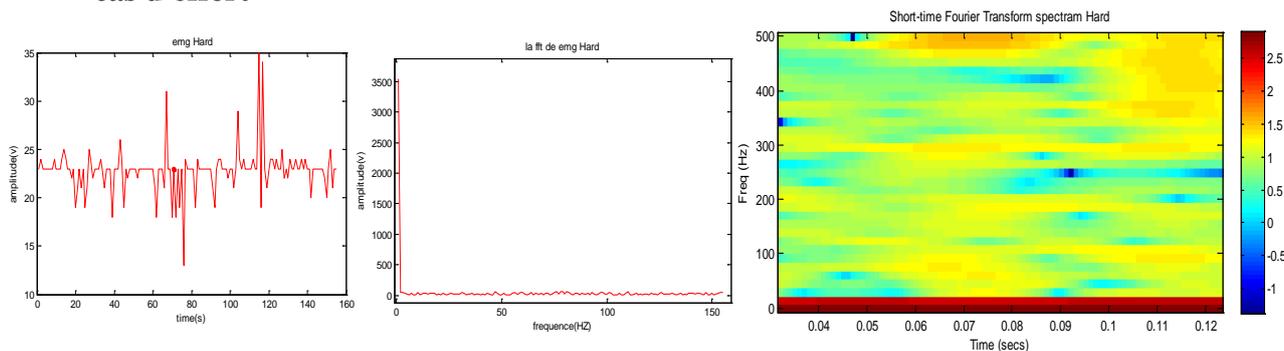
✓ **cas de repos:**



**Figure.3.25. Signal EMG rest et son traitement avec la FFT et la STFT.**

En analysant la Figure 3.25, on voit bien qu’au commencement des signaux EMG il a une consommation de l’énergie (au début) c’est une contraction musculaire qui se fait naturellement au niveau du muscle dès qu’il y’a un contact avec l’électrode et cela le montre bien les deux méthodes FFT et STFT. Et par la suite il y’a une diminution d’énergie consommée qui se manifeste à travers les couleurs du spectrogramme de la STFT et à travers aussi le niveau zéro d’amplitude de la FFT.

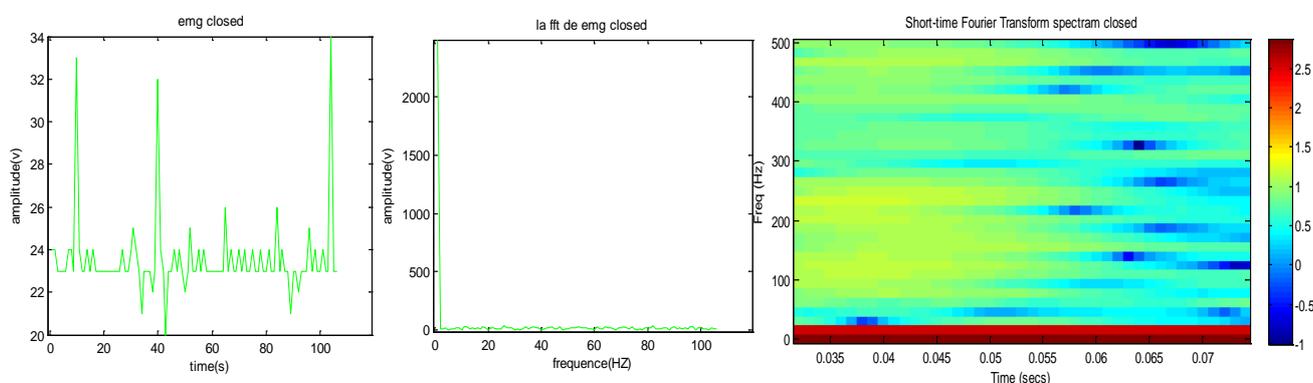
✓ **cas d’effort**



**Figure.3.26. Signal EMG Hard et son traitement avec la FFT et la STFT.**

La figure 3.26 illustre bien que le patient a fait un travail, on voit qu'au début de ce signal on remarque que ce patient a consommé de l'énergie (voir la couleur du spectrogramme de la méthode de STFT et le niveau d'amplitude de la FFT), et par la suite en faisant des efforts ce il y'a eu un dépense d'énergie plus au moins ressentie , cela le montre bien la couleur du spectrogramme de la méthode de STFT et un petit peu le niveau d'amplitude de la FFT.

#### ✓ cas de lâcher



**Figure.3.27. Signal EMG closed et son traitement avec la FFT et la STFT.**

Dans la figure 3.27, La même constatation que le cas précédent (celui de la main fermée 'closed') qui se répète sauf qu'il ya eu une consommation beaucoup plus d'énergie que le cas précédent (voir surtout la STFT qui le montre bien) et vers la fin on a une intensité énergétique plus grande, cela veut exprimer le commencement d'une fatigue musculaire.

En tout cas pour cet exercice la STFT nous donne des résultats nettement meilleurs que la FFT.

#### IV. 4. Notch filtre

C'est un filtre très pointu appelé d'entaille ou de rejet de bande et qui a pour rôle de supprimer le bruit de la ligne d'interférence du signal 50 Hz. Dans un appareil, en mode de moniteur, l'amplificateur différentiel dans la fonction du système d'EMG peut éliminer le bruit 50Hz mais le résiduel du bruit existe. Bien que les bruits existants soient de faible amplitude, ils affectent considérablement le signal EMG. Bien que les bruits existants soient de faible amplitude, ils affectent considérablement le signal EMG [29].

On a appliqué ce type de filtrage –sous MATLAB toujours- sur nos signaux tests (data) qu'on a déjà vu auparavant : signal N, signal M, signal P, signal Q, les résultats trouvés sont les suivants :

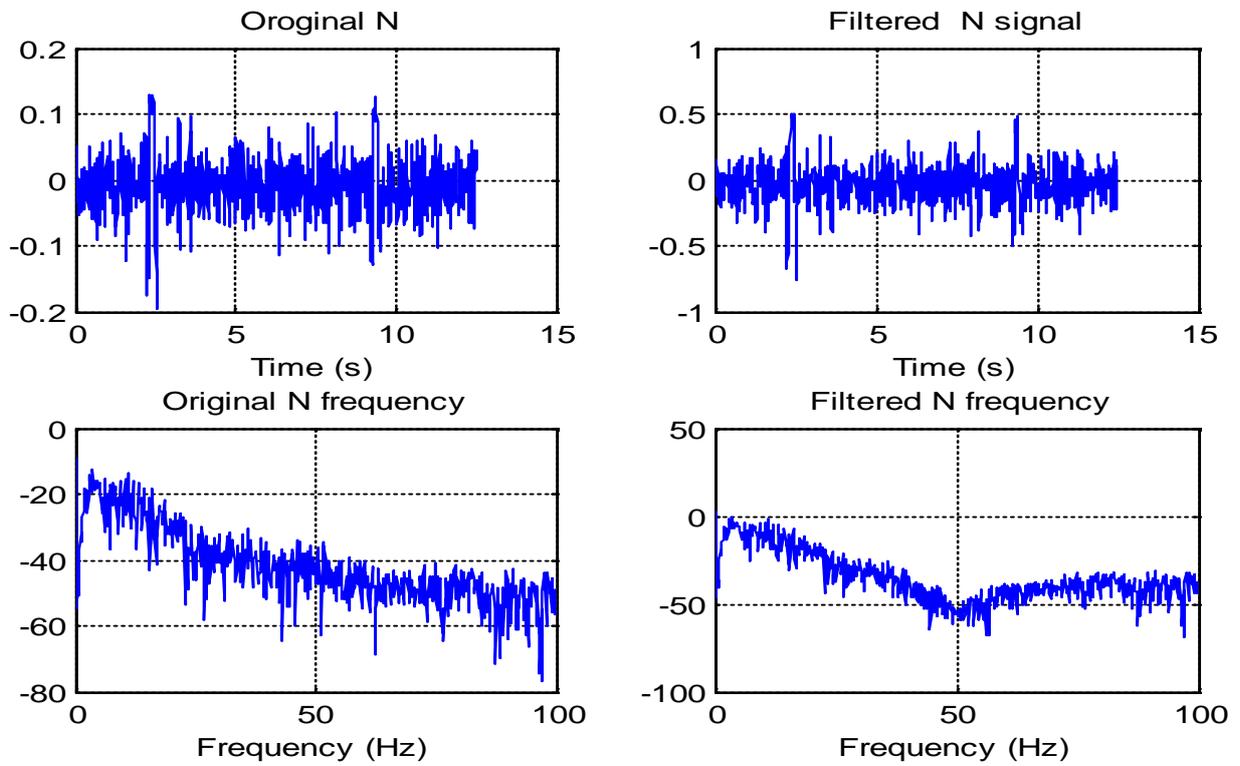


Figure.3.28. Signal N traité avec Notch filtre

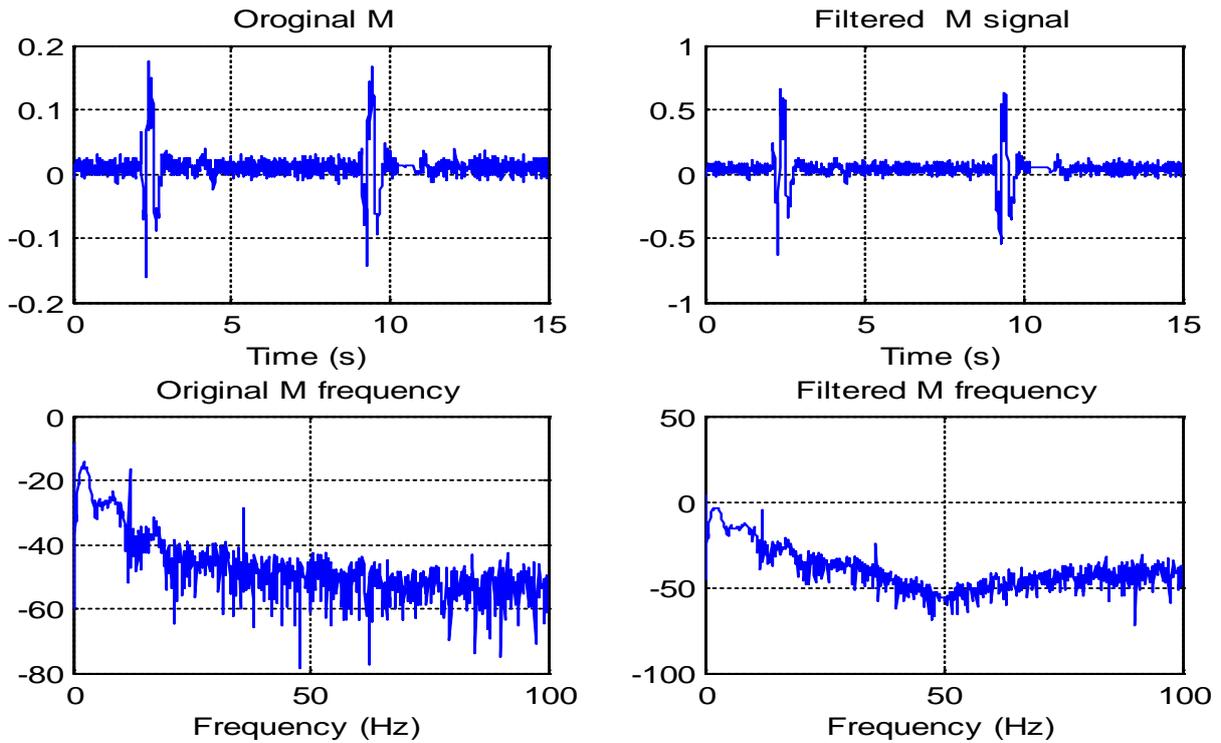


Figure.3.29. Signal M traité avec Notch filtre.

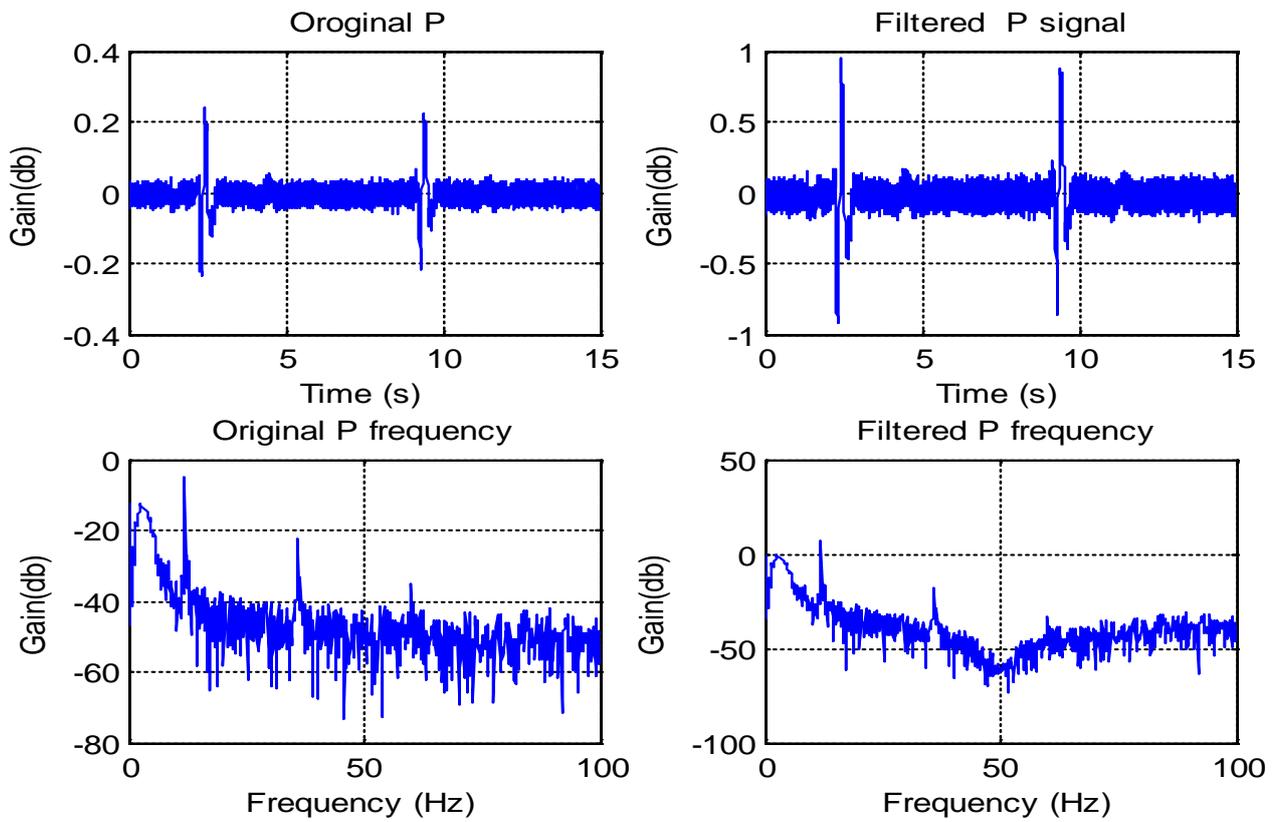


Figure.3.30. Signal P traité avec Notch filtre.

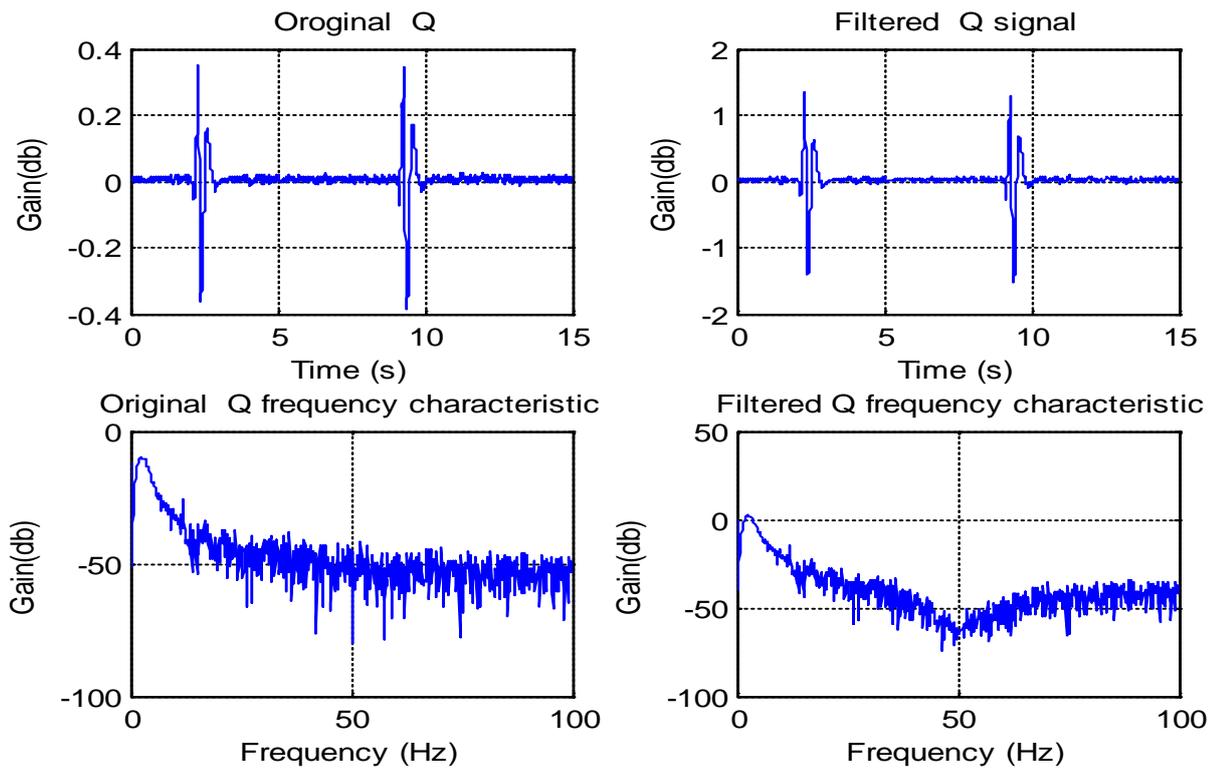


Figure.3.31. Signal Q traité avec Notch filtre

D'après les figures ci-dessous (3.28, 3.29, 3.30 et 3.31), on voit que la fréquence 50 Hz contenu dans les signaux « N, M, P, Q » a été éliminé par ce filtre « Notch filtre (ou bien filtre d'encoche) », cette fréquence est une fréquence crée dans le signal en cours de détection lors d'un examen EMG, elle est généralement considérée comme un bruit qui altère la qualité d'information.

Etant donné que ce type des filtres est un cas particulier des filtres coupe-bande, il n'a pas éliminé que la fréquence 50 HZ mais aussi un petit intervalle contenant des fréquences au voisinage du 50 Hz. Mais de toute façon on aperçoit bien que la forme du signal original n'a pas été trop modifiée et on peut dire que la qualité du signal a été gardée.

## **II. Conclusion**

Ce chapitre contient beaucoup du traitement numérique ou de processing avec application de plusieurs techniques telles que: la transformée de Fourier rapide (FFT), la transformée de Fourier à court terme (STFT) et le filtre encoche (Notch filtre). Le but de ce traitement était d'étudier et d'analyser les signaux EMG, ces méthodes de traitement ont permis aussi de dire que ces signaux représentent des cas normaux au bien des cas pathologies. Par la suite du ce travail et dans le chapitre IV, le traitement des cas cliniques sera présenté sous la forme d'une étude et réalisation d'un électrostimulateur musculaire. Ce dernier est utilisé en traitement clinique de la maladie dite : « fatigue musculaire ».

## *Chapitre IV*

# **Fatigue musculaire- contribution Clinique**

## I. Introduction

Après avoir fait le coté diagnostique dans les chapitres « deux et trois », je passe à la thérapie (guérison).

La fatigue musculaire peut se manifester sous ces deux formes : permanente « cette fatigue est une maladie » ou passagère « cette fatigue est une action périodique comme la crampe par exemple qui est un peu normal »

Dans le cas d'une maladie, mise à part la thérapie chimique c'est-à-dire celle avec des médicaments, on peut traiter cette maladie en utilisant l'électrothérapie (ce qui est notre cas).

## II. Définitions

### II. 1. Electrothérapie

L'électrothérapie est l'emploi de l'électricité dans un but thérapeutique. Les courants de faible puissance appliqués en surface de la peau de manière non invasive (électrostimulation) sont utilisés principalement en rééducation fonctionnelle des traumatismes du système nerveux et dans d'autres indications comme le traitement de la douleur chronique, l'électrothérapie est généralement utilisée ou recommandée par des médecins, des kinésithérapeutes ou des physiothérapies [34] [35].

### II. 2. Types d'électrothérapie

L'électrothérapie est effectuée en utilisant des dispositifs qui non seulement varient en taille, mais aussi dans les applications, ces dispositifs peuvent varier en termes de formes d'onde, la fréquence et l'effet, le dispositif spécifique utilise dépend souvent du type de l'électrothérapie administré, à l'heure actuelle il existe plusieurs types d'électrothérapie parmi eux on trouve : [36]

- La stimulation électrique transcutanée (TENS).
- La stimulation électrique percutanée (PENS).
- La stimulation électrique neuromusculaire (NMES).
- La thérapie actuelle interférentielle (IC).
- La thérapie micro-courant.
- L'électro-acupuncture(EA).
- La stimulation de la moelle épinière (SCS).
- Pulsée diathermie à ondes courtes (PSWD).

- **La stimulation électrique transcutanée (TENS)**

Une technique non médicamenteuse et non effractive destinée à soulager la douleur à l'aide d'un courant électrique de faible tension transmis par des électrodes placées sur la peau. L'acronyme TENS, par lequel on désigne souvent cette thérapeutique, vient de son appellation anglaise « *transcutaneous electrical nerve stimulation* », l'appareil qui génère le courant voulu et

auquel sont reliées les électrodes est appelé « *neurostimulateur* ». On en trouve dans à peu près toutes les cliniques de physiothérapie et de physiothérapie, de nos jours on en fabrique aussi de tous petits qui fonctionnent à piles et qu'on peut porter sur soi comme un baladeur [37].

- **La stimulation électrique percutanée (PENS)**

« percutaneous electrical nerve stimulation » est une technique plus efficace qui consiste à stimuler directement un ou plusieurs nerfs à l'aide d'électrodes insérées sous l'épiderme, ce qui peut nécessiter une intervention chirurgicale mineure, il est également possible, pour un praticien compétent, de pratiquer cette technique à l'aide d'électrodes qui sont en fait des aiguilles du type de celles qu'utilisent les acupuncteurs. Il ne s'agit cependant pas ici d'acupuncture, puisque le praticien ne cherche pas à stimuler les méridiens d'acupuncture, mais plutôt des nerfs spécifiques situés sous l'épiderme [38].

- **La stimulation électrique neuromusculaire (NMES)**

Est une ensemble de technologies analogues dans lesquels une impulsion électrique est appliquée à la peau et le tissu musculaire sous-jacent, en premier lieu, la stimulation neuromusculaire à deux applications différents : le traitement de la douleur et la formation ou la thérapie musculaire, la technique peut être utilisée à la fois pour la douleur aiguë et chronique et peut aider à prévenir l'atrophie musculaire chez certains patients. Cette technique utilise un courant électrique de faible niveau qui permet le recrutement des fibres et la contraction musculaire, cette méthode aide la formation neuromusculaire en améliorant la capacité du muscle à se contracter : fréquence, amplitude, durée d'impulsion, type d'onde...etc. [1].

- **La thérapie actuelle interférentielle (IC)**

Est une forme de thérapie de stimulation électrique qui implique l'application de deux courants à des fréquences légèrement différentes qui interfèrent entre eux dans les tissus du corps et génèrent un troisième courant de basse fréquence, il peut être utilisé pour traiter les entorses et autres blessures musculaires sous la direction d'un médecin ou un physiothérapeute [39].

- **La thérapie micro-courant**

La grande efficacité de cette méthode rapidement rendu populaire parmi les clients de salons de beauté. Initialement esthéticiennes russes ne veulent pas entreprendre cette procédure, parce que les impulsions électriques légères (40-1000 de microampères) ne donnent pas la contraction des muscles visibles et ne peuvent être ressentis [40].

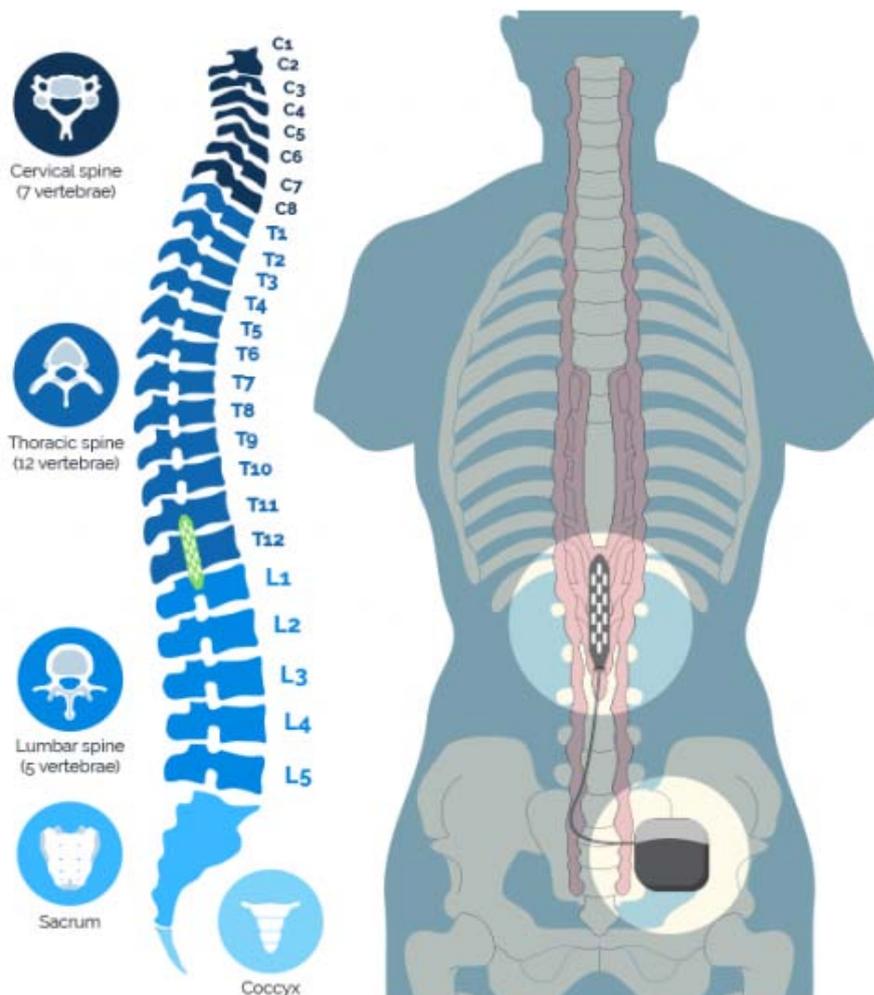
- **L'électro-acupuncture(EA)**

Elle considère les systèmes nerveux, endocrinien et immunitaire comme des passages de la douleur. On utilise moins d'aiguilles que dans la médecine chinoise et elles sont généralement laissées moins longtemps dans le corps [41].

- **La stimulation de la moelle épinière (SCS)**

Consiste à mettre des électrodes sur la moelle épinière pour contrôler la douleur. Les électrodes délivrent des impulsions qui pourraient réduire la douleur. La technique est réversible et peu invasive. La SME semble avoir très peu d'effets secondaires, la fatigue par exemple, en comparaison aux médicaments utilisés pour soulager la douleur. Cette technique a été largement utilisée chez les patients non cancéreux, mais le rôle de la SME sur la douleur due au cancer n'est toujours pas clair [42].

La moelle épinière peut être divisée en 4 régions principales. Cette sous-division sert à donner un diagnostic plus précis en cas de blessure et est cruciale pour les thérapies et traitements de gestion ultérieurs. En haut, la première région de la colonne vertébrale est appelée simplement la colonne vertébrale cervicale. C'est la région de la colonne vertébrale où le cerveau s'attache à la moelle épinière et où le cou est relié à l'arrière. Il contient 7 vertèbres communément appelées C1-C7 et étiquetées de façon décroissante avec 1 étant la première vertèbre au sommet. La moelle épinière thoracique est la partie médiane de la colonne vertébrale. Il contient 12 vertèbres et pour faciliter l'identification et l'isolement, ces vertèbres sont étiquetées comme T1-T12. La colonne vertébrale lombaire est située en dessous et est, physiologiquement parlant, liée à la moelle épinière thoracique. C'est la région de la colonne vertébrale où la courbure vers l'intérieur est d'abord apparente. Les cinq vertèbres lombaires qui composent la moelle épinière lombaire sont étiquetées comme L1-L5. Enfin, la partie inférieure de la moelle épinière est connue sous le nom de Sacral Spine ou Sacrum et est en forme de coin. Contenant 5 vertèbres, la colonne vertébrale sacrée (S1-S5) présente un léger virage vers l'extérieur. Situé entre la 5ème vertèbre de la colonne vertébrale lombaire (L5) et le coccyx (le coccyx), la colonne vertébrale Sacral est moins susceptible de blessure, à moins qu'elle ne soit la cible directe d'un traumatisme grave. Le coccyx lui-même (le coccyx) est une seule vertèbre et se trouve à la base de la colonne vertébrale [42].



**Figure. 4. 1. Informations sur la moelle épinière [42].**

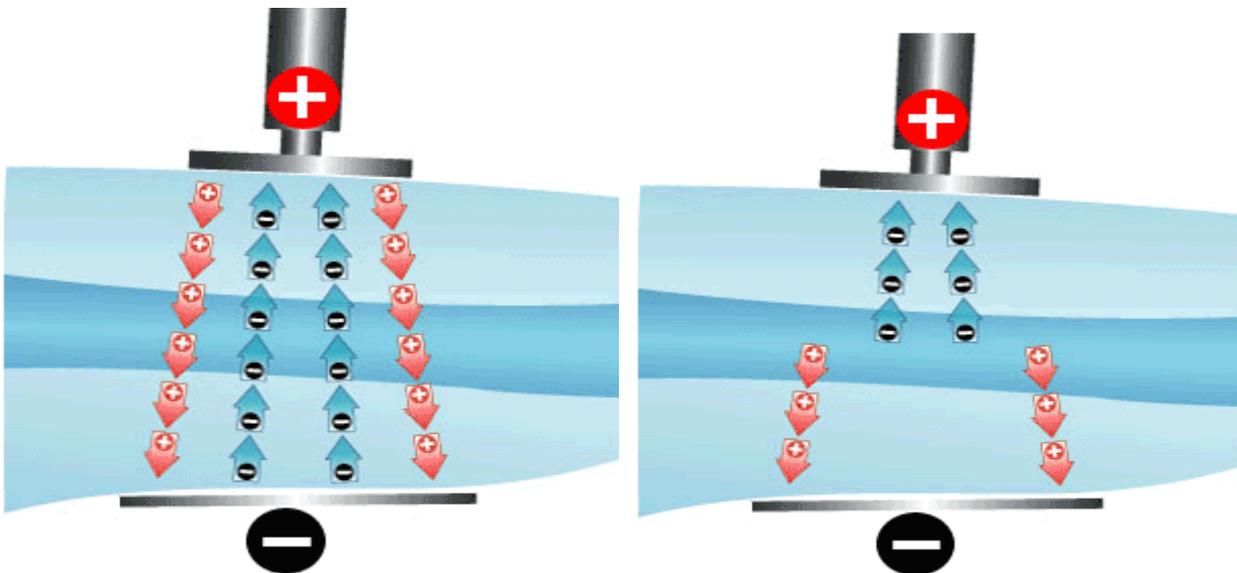
- **Pulsée diathermie à ondes courtes (PSWD)**

La thérapie à ondes courtes appartient à la classe des courants de haute fréquence, qui produisent un échauffement des tissus. A cela s'ajoute l'application de champs électriques et magnétiques. Les traitements sont réalisés avec des électrodes spéciales (en générale sont deux électrodes) par la méthode dite de type capacitif ou de type inductif. Elle exempte des effets chimiques et de la stimulation musculaire qui touche la moyenne et basse fréquence, aussi elle est une radiation non ionisante dont les effets sont dus à l'obtention d'une augmentation de la température en profondeur et à l'intensité du champ magnétique qu'elle génère, la pulsé diathermie à ondes courtes s'appelle aussi l'hyperthermie ou de diathermie basé sur deux méthodes d'application : [43]

- Onde courte par champ de condensateur.
- Onde courte par induction.

### - Onde courte par champ de condensateur

La zone traitée est située entre deux électrodes qui forment la paire de condensateur, entre les deux se produit un champ, la polarité varie 27120000 millions de fois par secondes en généralement une force électromotrice dans le diélectrique (dans ce cas le patient) qui sera responsable de l'échauffement du au déplacement des ions libres. La figure suivante s'exprime la méthode de déplacement des ions avec la méthode de l'onde courte par champ condensateur [44].



**Figure 4.2. Le déplacement des ions par la méthode de l'onde courte par champ condensateur [44].**

### - Onde courte par induction

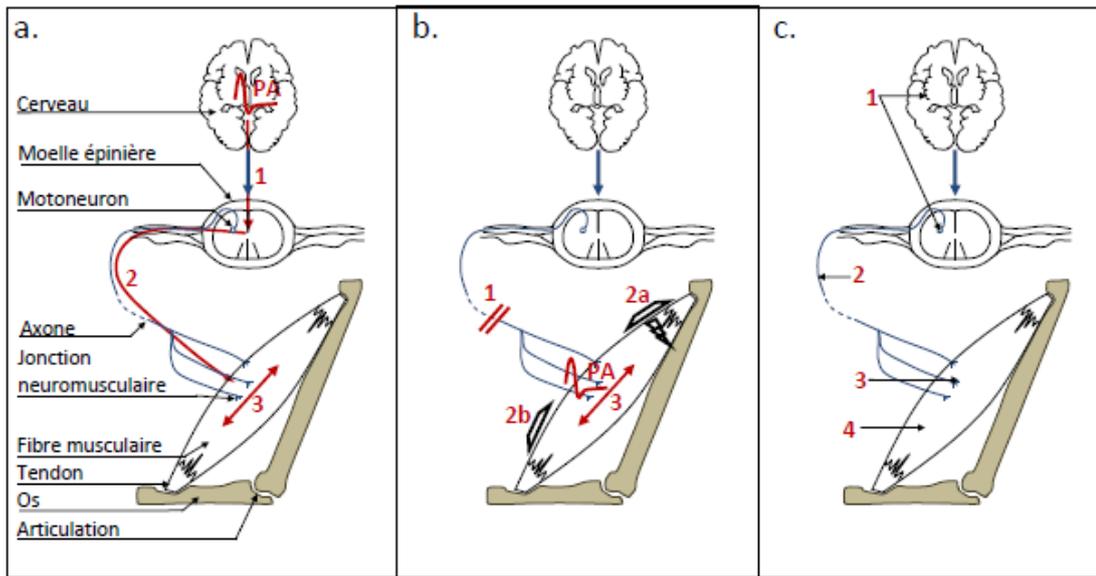
En plaçant un câble enroulé face à l'électrode condensateur, on assiste à la production d'un champ magnétique inductif. Les unités d'induction incluent ce câble enroulé dans le tambour dans lequel se trouve aussi l'électrode capacitive. L'aspect est plus semblable à celui des radars classiques avec une ou trois têtes qui permet de mieux s'adapter aux zones telles que l'épaule ou le genou. Bien que l'on ait obtenu de bons résultats avec l'application par induction et par champ condensateur, de moins en moins de centres de rééducation optent pour ce type d'appareils face à d'autres dispositifs tels que la diathermie capacitive à 1 Mhz [45].

### III. L'électromyostimulateur

#### III. 1. Définition et principe

##### III. 1. 1. Définition

Une électrostimulation consiste à évoquer des potentiels d'action soit dans le système nerveux soit dans les fibres musculaires grâce à un courant électrique induit sans que le sujet qui y est soumis n'en demande une volontairement. Les potentiels d'action générés entraînent alors la contraction musculaire [20].



**Figure 4.3. Différence entre une contraction volontaire et évoquée électriquement :**

a) Génération d'une contraction musculaire de manière volontaire. b) Génération d'une contraction musculaire sous électrostimulation (avec électrodes de surface sur le muscle). c) Lieux de stimulations possibles [20].

Sur la figure 4.3.a), nous pouvons observer la manière dont la contraction volontaire d'un muscle est réalisée. Des potentiels d'action (PA) sont générés par le cortex moteur du cerveau et sont amenés à la moelle épinière (1). Les PA voyagent le long de la moelle épinière puis transitent par les nerfs (2) jusqu'aux jonctions neuromusculaires du muscle qui doit être contracté. L'arrivée des PA aux jonctions neuromusculaires engendre la contraction des fibres musculaires qui y sont associées (3), ce qui provoque la contraction musculaire. Lors d'une électromyostimulation (voir figure 4.3.b), la génération des PA ne se fait pas volontairement dans le cerveau (1), elle est induite par une stimulation externe au système nerveux. Par exemple, lors d'une électrostimulation de surface classique, deux électrodes de stimulation sont placées sur le muscle. Une électrode proximale (2a) et une autre distale (2b). Un courant électrique est induit entre ces deux électrodes et

vient évoquer des PA au niveau des jonctions neuromusculaires. Les PA évoqués engendrent alors la contraction des fibres musculaires.

Il existe quatre sites de stimulation pour évoquer la contraction d'un muscle. Pour chacun des sites, la stimulation consiste à créer des PA de manière artificielle. Les quatre sites sont représentés sur la figure 4.3.c) où chaque numéro indique un site, tel que:

- 1- par stimulation électrique ou magnétique (TMS: stimulation magnétique transcranienne) du système nerveux central (SNC) [46],
- 2- par stimulation des nerfs périphériques grâce à des électrodes de surface, des électrodes neurales ou par des électrodes implantées (électrodes en forme d'anneau placées autour du nerf) [36].
- 3- par stimulation des terminaux des axones grâce à des électrodes filaires implantées dans le muscle, des électrodes subcutanées placées entre la peau et le muscle ou des électrodes transcutanées placées sur le muscle au niveau d'un point moteur (électrodes de surface) [47].
- 4- par stimulation directe des fibres musculaires [48]. Lors d'électrostimulations de surfaces utilisées dans le reconditionnement musculaire, les types 2 et 3 sont généralement utilisés car ils permettent une contraction générale d'un muscle ou d'un groupe musculaire, ce qui n'est pas possible avec le type 1 ou 4 qui provoquent des contractions plutôt localisées.

Il existe deux types de technique de stimulation qui sont couramment employées pour les sites de stimulation 2 et 3, à savoir:

#### - La technique monopolaire

Ce terme est utilisé lorsque la stimulation électrique est réalisée au voisinage d'une seule électrode de stimulation. Généralement, l'une des deux électrodes est située près d'un nerf ou d'un point moteur et l'autre sur un point osseux (ou éloignée des tissus excitables). Une autre méthode est d'utiliser une deuxième électrode beaucoup plus grande que la première afin de s'assurer que la densité de courant soit assez faible sur l'une des deux électrodes et reste donc en dessous du seuil d'excitation des fibres musculaires qui lui sont proches.

#### - La technique bipolaire

Généralement de tailles identiques, les deux électrodes sont appliquées sur ou au voisinage des tissus excitables. La stimulation est moins localisée que pour la technique monopolaire puisqu'elle englobe l'environnement compris entre les deux électrodes. Elle permet cependant de créer un courant d'excitation qui va dans le même sens que les fibres musculaires. Les étages de sortie de l'électrostimulateur permettant d'obtenir deux types d'électrostimulation sont

#### - contrôlés en tension

La tension des impulsions de stimulation est maintenue relativement constante malgré la variation d'impédance inter-électrode. Cette variation d'impédance implique une variation de courant de stimulation. Cela entraîne une variation de la réponse musculaire [49, 50].

**- contrôlés en courant**

Dans ce cas, c'est le courant de stimulation qui est maintenu constant indépendamment des variations d'impédance inter-électrode. La tension des impulsions de stimulation s'adapte en fonction de l'impédance inter-électrode pour maintenir un courant constant. Ce type de stimulation donne généralement une réponse plus stable de la contraction du muscle [49, 50].

La contraction évoquée électriquement entraîne une consommation énergétique globale plus importante que lors d'une contraction volontaire (en comparaison avec un développement de force similaire) [51]. Ceci peut s'expliquer au travers plusieurs phénomènes:

La contraction musculaire électro-induite sollicite les fibres musculaires dans une zone superficielle du muscle proche des électrodes [52], contrairement à une contraction volontaire qui tend à recruter des fibres sur la totalité du muscle. Le recrutement caractéristique pendant une électrostimulation avec des électrodes de surface est dépendant de la propagation du courant induite entre les électrodes. De ce fait, les unités motrices superficielles sont activées les premières et la profondeur des fibres recrutées est d'autant plus grande que le courant (la force développée) est important [53].

De plus, l'électrostimulation aurait tendance à solliciter la même population de fibres musculaires durant une contraction [54], ce qui n'est pas le cas lors d'une contraction volontaire où le jeu de fibres est modifié tout au long de l'effort.

L'électrostimulation a également tendance à imposer une fréquence de potentiel d'action dans les fibres proche des limites autorisées par les fibres (aux alentours de 10 et 30 Hz pour les fibres de type I et aux alentours de 65 Hz pour les fibres de type II [54]), ceci les ferait fonctionner proche du maximum de leurs capacités [55].

**III. 1. 2. principe**

Le principe de l'électrostimulation est de stimuler les fibres nerveuses entourant les muscles par des impulsions électriques appliquées à la surface de la peau au moyen d'électrodes [56] [57]. Cette stimulation provoque la contraction des muscles exactement comme le ferait le cerveau par le biais des nerfs lors d'une contraction volontaire [56].

L'excitation est produite au moyen d'impulsions électriques brèves et contrôlées de manière à garantir une efficacité, une sécurité et un confort d'utilisation optimum.

L'électrostimulation est reconnue comme étant une méthode complémentaire intéressante et non négligeable pour les sportifs de haut niveau. Grâce à d'énormes progrès de la technique et de la recherche ces 10 dernières années. Elle présente un haut niveau de fiabilité et des effets durables [57].

De plus, les appareils actuellement sur le marché sont tout aussi performants que ceux utilisés par les professionnels [56].

L'avantage de l'électrostimulation est simple d'utilisation et sans effet secondaire. Que vous soyez plutôt branché sport, musculation, fitness, minceur ou à la recherche d'un traitement anti douleur, Les différents modèles d'électrostimulateurs sont classés par type d'activité afin de stimuler vos muscles efficacement [57].

### **III. 2. Les types d'électrostimulateur**

L'électrostimulation est largement utilisée aujourd'hui dans le domaine sportif et de la kinésithérapie. Elle fait travailler les muscles mais n'a aucun effet sur le cœur et la circulation sanguine. Elle ne doit donc pas remplacer l'exercice physique mais elle en est un excellent complément [58].

Dans le domaine sportif l'électrostimulateur a été utilisé pour la musculation pas plus d'autre chose.

Dans le domaine de kinésithérapie il y a pas mal d'un stimulateur, vous dire que leur nom est à partir de type de la kinésithérapie ou la pathologie du patient, par la suite je représente juste deux types d'électrostimulateur.

L'électrostimulateur fait partie du matériel médical notamment utilisé par les kinésithérapeutes et les médecins pour le traitement de la douleur de leurs patients, et en période de rééducation [56].

Le principe de l'électrostimulation est de stimuler les fibres nerveuses qui entourent les muscles par des impulsions électriques. Cela a pour effet de contracter les muscles. L'électrostimulation participe à réduire l'atrophie musculaire, dans le cas d'une phase de repos forcé [56], [57], [58].

Les impulsions doivent être brèves et contrôlées pour garantir l'efficacité des exercices et le confort du patient à la fois. L'électrostimulation musculaire est largement utilisée dans le domaine sportif et de la kinésithérapie. Elle est donc un complément de l'exercice physique mais ne doit pas le remplacer [56].

#### **III.2.1. la neurostimulation :**

La neurostimulation électrique transcutanée est une technique non médicamenteuse destinée à soulager la douleur à l'aide d'un courant électrique de faible tension transmis par des électrodes placées sur la peau [57].

L'appareil qui génère le courant voulu et auquel sont reliées les électrodes est appelé « neurostimulateur » [56].

Dans la neurostimulation transcutanée on emploie typiquement un courant électrique de faible voltage dont l'intensité varie de 10 mA à 30 mA. La fréquence des pulsations se situe entre 40 Hz et 150 Hz [56], [57].

Les électrodes, généralement au nombre de deux ou quatre, sont fixées sur la peau à l'aide d'un ruban adhésif. Elles sont placées près de la région douloureuse. Le sujet est invité à ajuster le neurostimulateur de manière à trouver l'intensité, la fréquence et la durée des pulsations qui lui procurent le meilleur soulagement [56].

Les électrostimulateurs TENS : (Neurostimulation Electrique Transcutanée) s'utilisent pour le traitement de la douleur : les endroits douloureux du corps sont stimulés par une impulsion électrique, qui empêche les cellules responsables de transmettre le message de douleur au cerveau de fonctionner [56].

Les électrostimulateurs EMS : (Electrostimulation Neuromusculaire) s'utilisent pour faire travailler les muscles via de courtes impulsions électriques qui stimulent les nerfs et reproduisent ainsi un effort musculaire [56].

Certains modèles d'appareils d'électrostimulation combinent les possibilités d'un programme TENS et EMS [56].

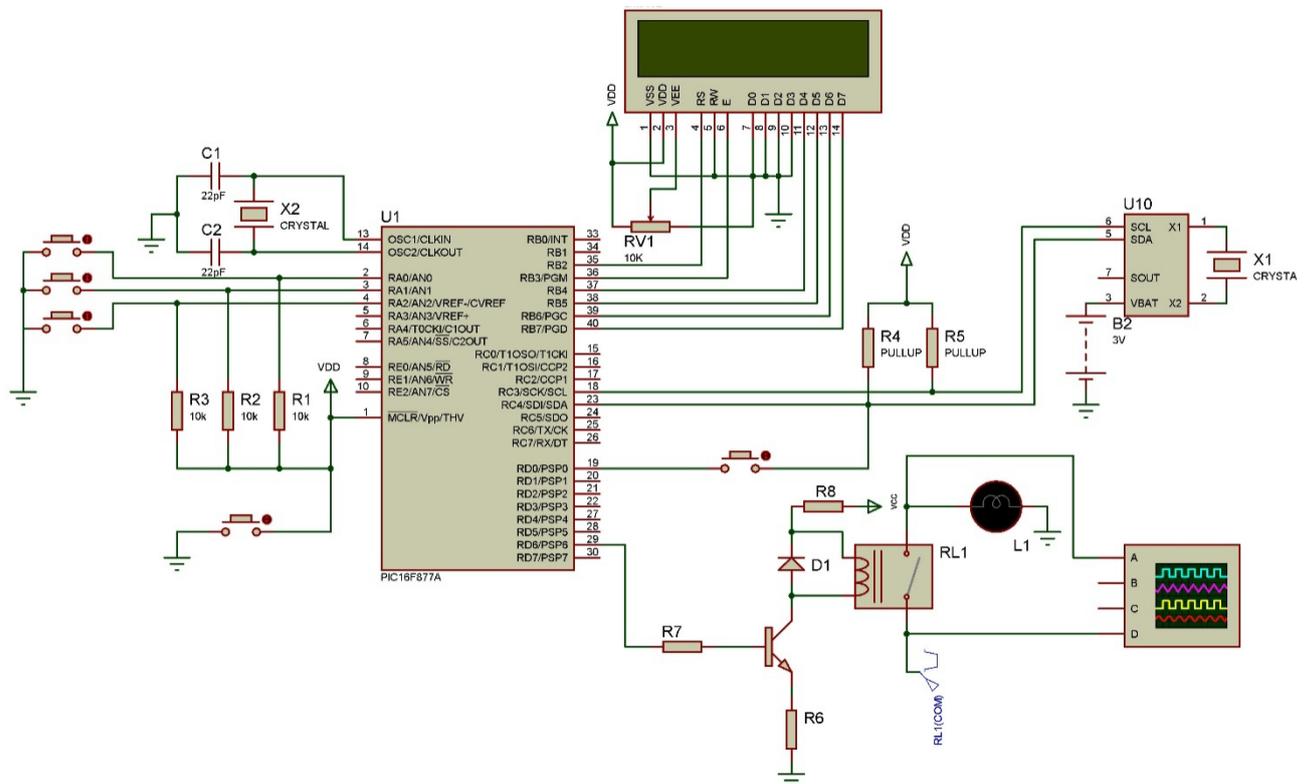
- l'électrostimulateur « BeurerTens/EMS EM 41 » : pour les douleurs dorsales, articulaires, les névralgies, douleurs menstruelles et les problèmes de circulation sanguine.
- l'électrostimulateur « Tens Eco 2 » : qui délivre de faibles impulsions électriques sur une zone douloureuse, permettant de calmer les douleurs.
- l'électrostimulateur « Direct Tens »: pour soulager les douleurs chroniques, articulaires et les rhumatismes.
- l'électrostimulateur « CefarEasy » : pour les douleurs au niveau du dos et du cou, en auto-traitement à domicile des patients souhaitant soulager leurs douleurs.
- l'électrostimulateur « Cefar Primo Pro » : qui permet de travailler simultanément sur deux zones distinctes.
- l'électrostimulateur « nuque Beurer EM20 » : pour soulager le dos et les épaules.
- l'électrostimulateur « Urostim 2 »: indiqué pour la rééducation musculaire du plancher pelvien et le traitement de l'incontinence.
- l'électrostimulateur « E4 » : conçu pour effectuer des massages musculaires et soulager les douleurs du dos, des épaules et des articulations.
- l'électrostimulateur « E2 Elite » : conçu pour diminuer et soulager la douleur musculaire par une stimulation électrique douce.

**IV. Réalisation d'un électrostimulateur**

Dans ce point j'utilise deux langages différents en parallèle, la première partir pour le software dans le but de représenter le montage examiner de l'application que j'ai faite en Proteus « ISIS » avec un principe d'un électrostimulateur pulsé c'est à dire que je dois écrire un programme pour voir des pulsations de ce stimulateur avec un courant électrique qu'elle est résumé dans la deuxième partir avec le nom hardware pour voir les pulsations au bien le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur.

**IV.1. Software**

Dans cette partie j'essaie de monter le principe de fonctionnement d'un stimulateur électrique pulsé par un pic « 16f877A », un relais « T775s1d10-5v », bouton poussoir, une lampe, DS1307, Crystal, des résistances, un transistor et un oscilloscope pour afficher les pulsations électrique (Figure 4.4).



**Figure 4.4. Montage en PROTEUS.**

Ce montage a été représenté deux choses différents la première chose est une représentation du temps et de date d'examen fait et la deuxième chose est une représentation des pulses électrique appliquer sur une fibre musculaire ce cas-là a appliqué sur un nerf « fibre » dénervé.

La partie d'affichage du temps et de date, généralement est un affichage capturé à laide d'un capteur de temps« voir la figure 4. 5 », mais pour programmer le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur qui basé sur les impulsions électriques à l'aide d'un Relay qui change le courant électrique vers un champ magnétique aussi un transistor par un programme fonctionne avec des

impulsions d'après mon programme j'ai fait une condition dix impulsion pendant cinq second avec un repos de deux second cinq fois chaque un appui sur le bouton poussoir « voir la figure 4.6 ».

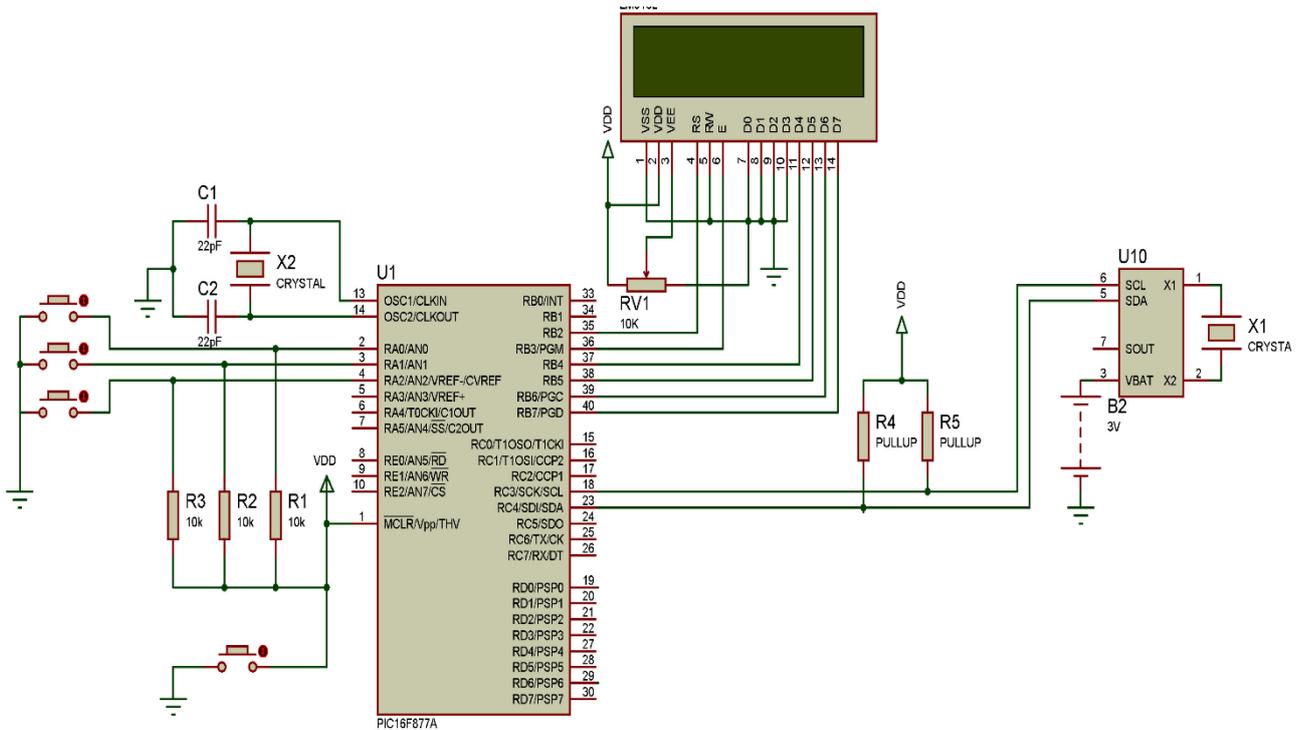


Figure 4.5. La partie de capteur de temps.

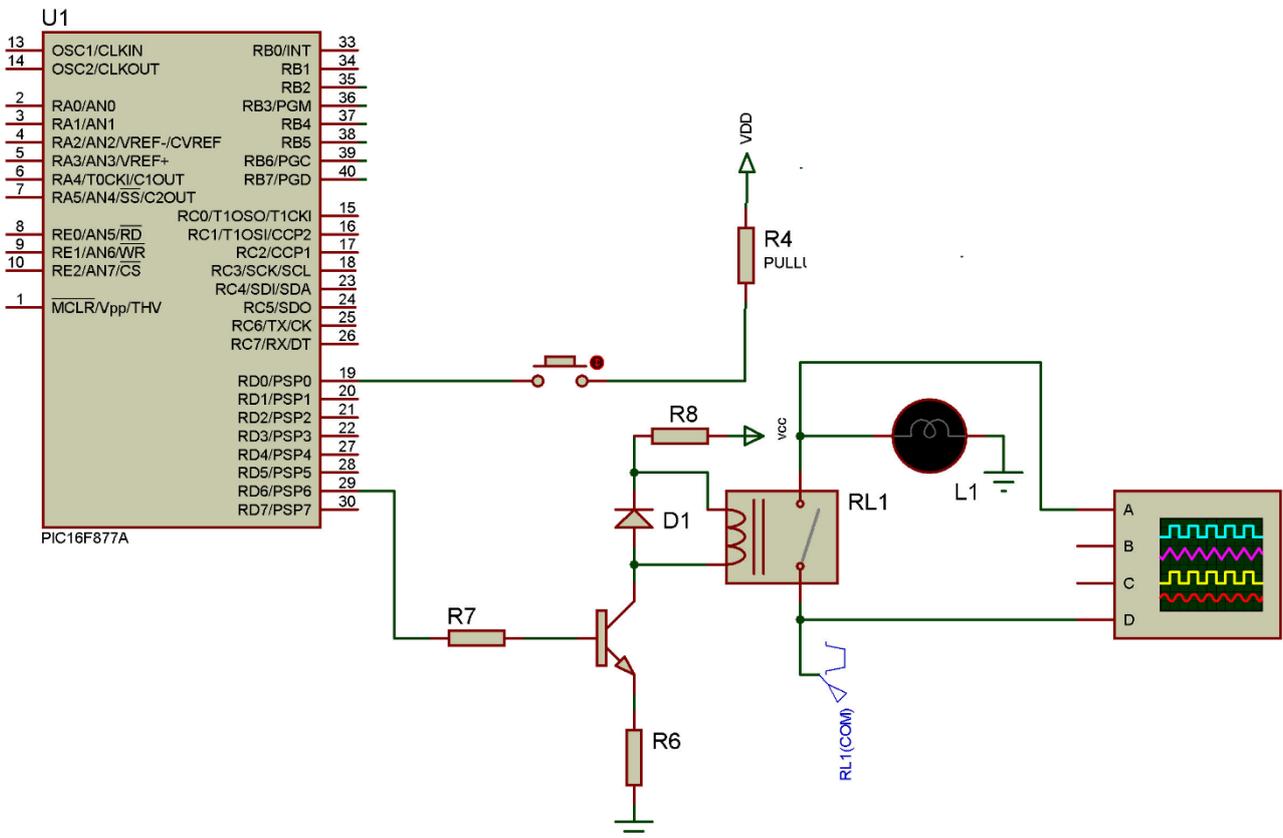


Figure 4. 6. La partie qui représente le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur.

IV. 2. Quelques résultats du montage

Pour voir l’affichage de capteur de temps.

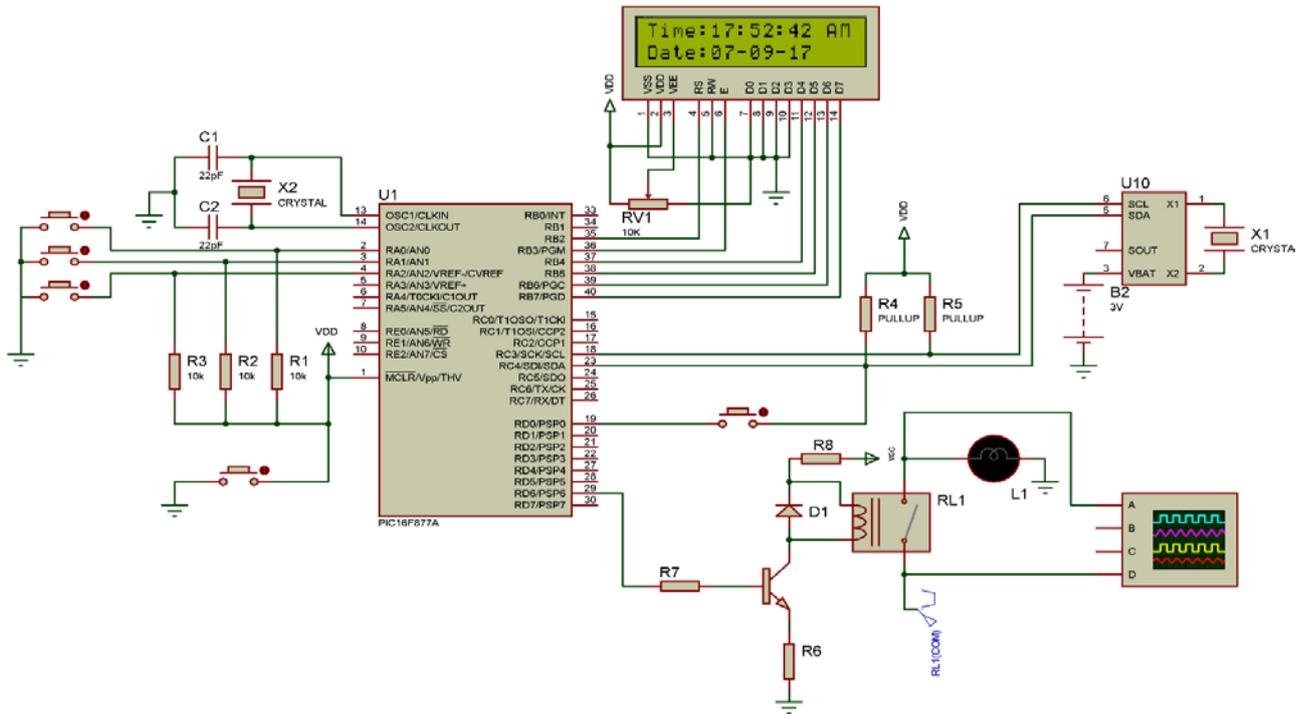


Figure. 4. 7. Représentation de temps et date.

Par la suite je vous donne la chance de voir le principe de fonctionnement d’un électrostimulateur avant et après l’appui sur le bouton de poussoir selon un oscilloscope comme suit.

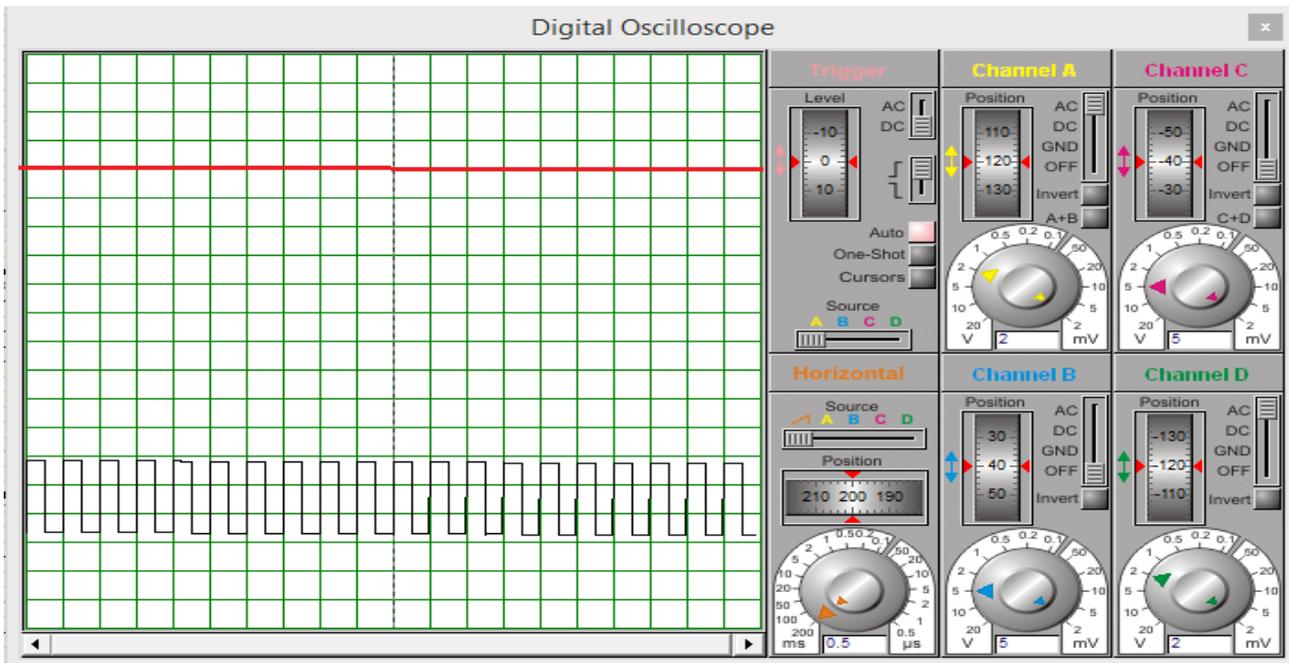
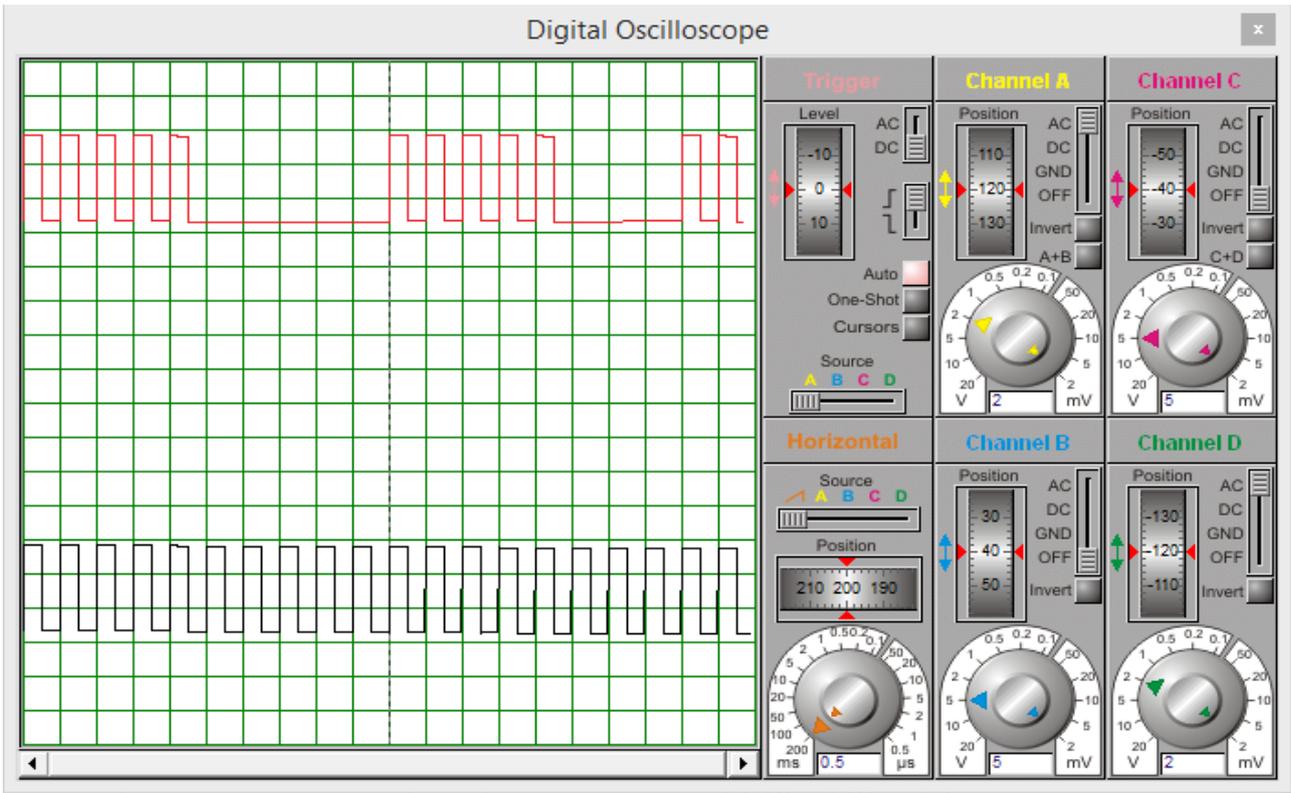
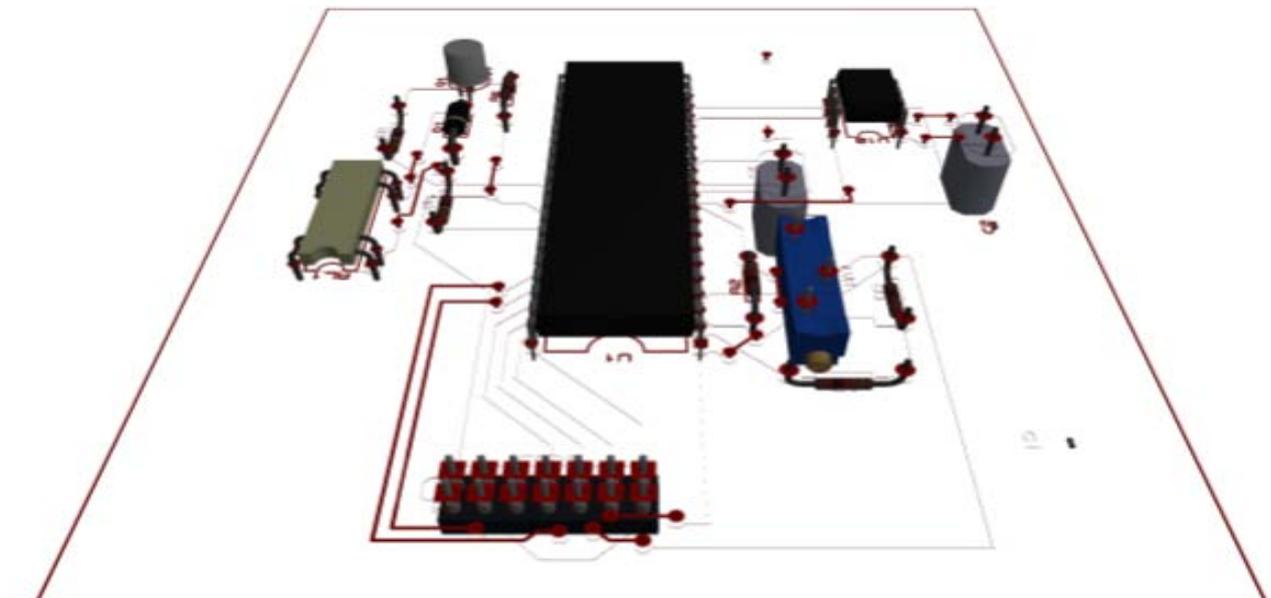


Figure 4. 8. Le principe de fonctionnement d’un électrostimulateur avant l’appui sur le bouton.

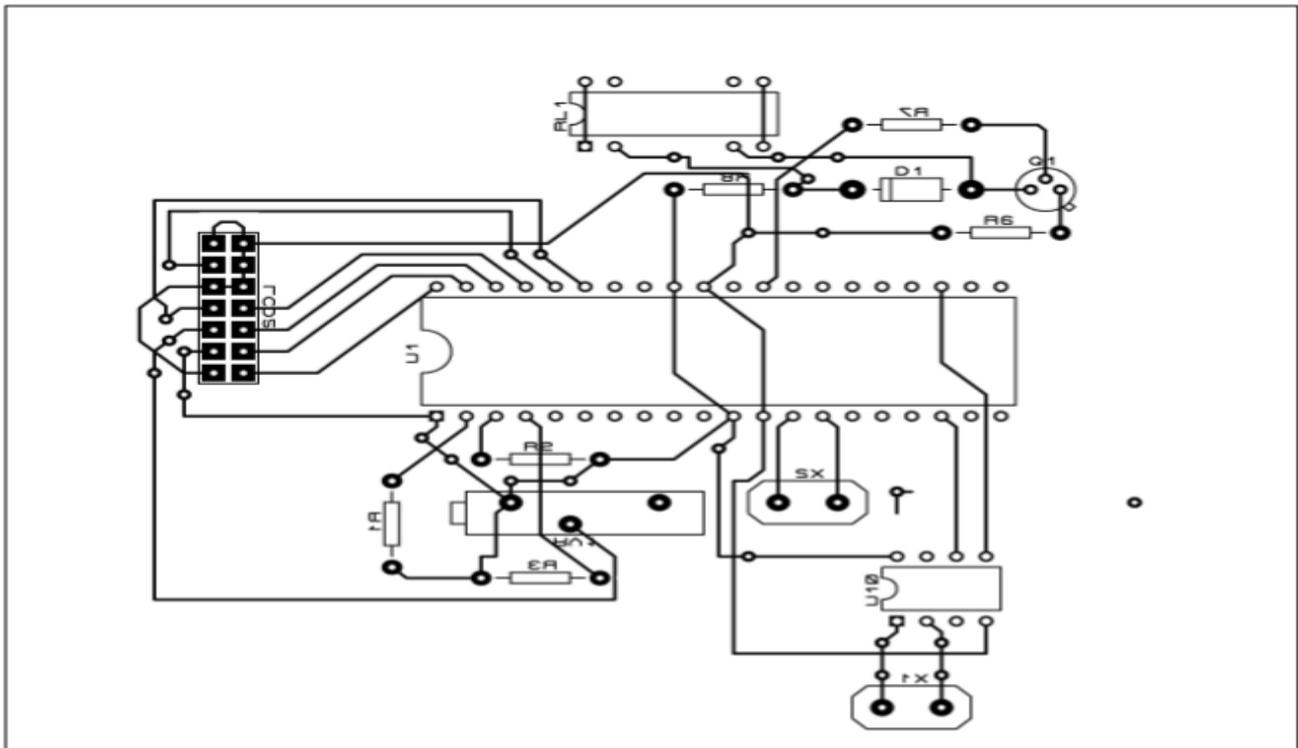


**Figure 4. 9. Le principe de fonctionnement d’un électrostimulateur après l’appui sur le bouton.**

Et par la suite de mes résultats sur la réalisation du principe de fonctionnement d’un électrostimulateur pulsé à l’aide d’un courant électrique alternatifs je représente le circuit imprimé de ma réalisation avec et sans composants.



**Figure 4. 10. Le circuit imprimé de la réalisation du principe de fonctionnement d’un électrostimulateur avec ces composants.**



**Figure 4. 11. Le circuit imprimé de la réalisation du principe de fonctionnement d'un électrostimulateur sans ces composants.**

## V. Conclusion

Dans ce chapitre j'ai parlé sur la thérapie avec ces types, et j'ai fait un montage en Proteus qui représente le fonctionnement d'un électrostimulateur pulsé à partir d'un courant électrique alternatif « AC » dans le domaine sportif « musculation » au pour faire une rééducation musculaire au niveau des fibres « nerfs » dénervés.

La rééducation musculaire est un traitement permettent de soigner les attentes musculaire des patients pour renforcer les muscles qui ne sont plus ou moins capable d'effectuer des mouvements naturels [8].

# CONCLUSION GENERALE

### Conclusion générale :

Dans ce mémoire de fin d'étude, plusieurs objectifs ont été atteints entre autres, pour une fois on a pu étudier une problématique existante dans le monde biomédical celle de la fatigue musculaire en totalité, de la partie acquisition au traitement clinique en passant par le traitement numérique (processing), et donc tout un projet a été réalisé. Un des objectifs était purement pédagogique car en lisant ce mémoire, l'étudiant (e) peut s'initier aux démarches pédagogiques permettant l'étude d'une problématique.

A travers ce mémoire, j'ai aussi pu exploiter mes connaissances acquises en traitement du signal EMG et en microcontrôleur pour réaliser un traitement clinique.

Les logiciels utilisés dans ce mémoire sont : MULTISIM pour créer un circuit d'acquisition d'un signal EMG, MATLAB pour faire le traitement de ces signaux et pour réaliser un circuit de traitement clinique de la fatigue j'ai dû employer PROTEUS (représentant la partie hardware) en parallèle « Micro C » pour la partie software.

On outre, cette expérience m'a donné la chance d'acquérir certaines connaissances dans le domaine médical beaucoup plus dans la détection de signal EMG et aussi le déroulement de cet examen et de voir de près plusieurs cas pathologiques touchés par ce phénomène « la fatigue musculaire ».

Pour ce qui est de la chaîne d'acquisition du signal EMG, elle comporte différents blocs, le plus important étant le bloc de filtrage qui élimine le maximum de bruits pour me donner la facilité de faire mes analyses. Dans la suite de mon travail j'ai utilisé des méthodes de traitement de signal avec la transformée de Fourier et d'autres méthodes de traitement pour juger sur le cas des muscles fatigués.

D'autre part, j'ai réalisé un circuit électronique basé sur le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur à impulsions électriques, ceci dans le but de faire un traitement clinique des muscles qui exécutent mal une force ou bien qui sont dénervés carrément.

# ANNEXES

## Annexe A : Etude du montage d'amplificateur d'instrumentation à deux étages

La figure ci dessous représente le montage à étudier:

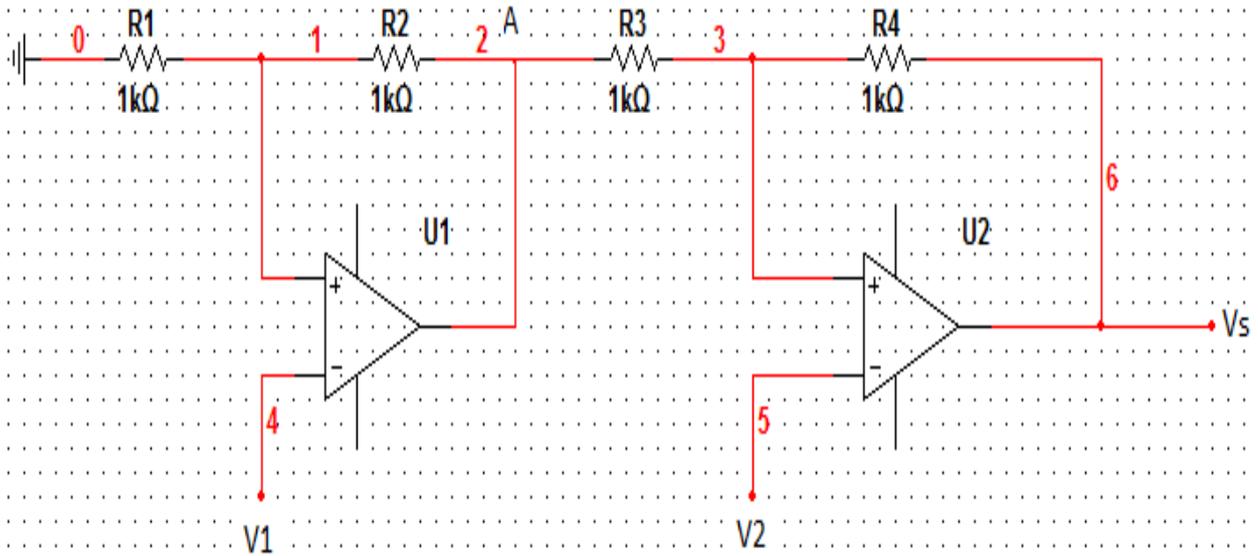


Figure A.1: Amplificateur d'instrumentation à deux étages

➤ 1<sup>er</sup> étage :

$$V_+ = V_- = 0 \quad \text{alors} \quad V_+ = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_{SA} \quad \text{et} \quad V_- = V_1$$

$$V_A = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_1$$

➤ 2<sup>ème</sup> étage :

$$V_+ = V_- = 0 \quad \text{alors} \quad V_+ = \frac{R_4}{R_3 + R_4} V_{SA} + \frac{R_3}{R_3 + R_4} V_S \quad \text{et} \quad V_- = V_1$$

$$V_S = -\frac{R_4(R_1 + R_2)}{R_3 R_1} V_1 + \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) V_{12}$$

Et d'après les relations:

$$V_S = A_d V_d + A_{mc} V_{mc} \quad V_S = A_1 V_1 + A_2 V_2$$

$$A_1 = -\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_3}\right) \quad \text{et} \quad A_2 = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)$$

Donc:

$$\left\{ \begin{array}{l} A_d = \frac{A_1 - A_2}{2} = \frac{-\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_3}\right) - \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)}{2} \quad A_d = -\frac{1}{2} \left(1 + 2 \frac{R_4}{R_3} + \frac{R_2 R_4}{R_3 R_1}\right) \\ A_{mc} = A_1 + A_2 = -\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_3}\right) + \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) \quad A_{mc} = 1 - \frac{R_2 R_4}{R_1 R_3} \\ V_S = V_d \frac{-1}{2} \left(1 + 2 \frac{R_4}{R_3} + \frac{R_2 R_4}{R_1 R_3}\right) + V_{mc} \left(1 - \frac{R_2}{R_1} * \frac{R_4}{R_3}\right) \end{array} \right.$$

## ANNEXES

- L'étude du montage d'amplificateur d'instrumentation à deux étages dans le cas de l'ajustage du gain

La figure ci dessous représente le montage à étudier

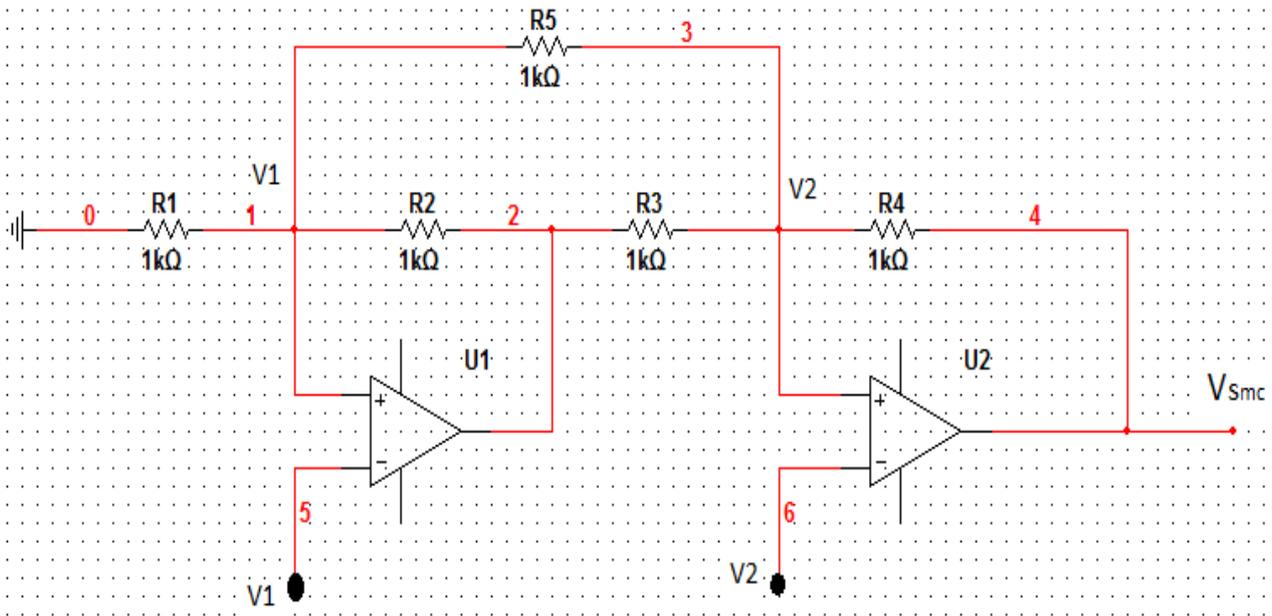


Figure A.2: Contrôle du gain à un seul paramètre

Avec  $R2 = R3 = R5$

J'applique le théorème de Millman, je trouve:

$$V1 = \frac{\frac{VA}{R1} + \frac{V2}{R}}{\frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R}} \quad \text{et} \quad V2 = \frac{\frac{VA}{R1} + \frac{V1}{R} + \frac{Vs}{R2}}{\frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R}}$$

$$V1 = V- \quad \text{ET} \quad V2 = V+$$

$$V2 - V1 = \frac{\left(\frac{VA}{R1} + \frac{Vs}{R2} + \frac{V1}{R}\right) - \left(\frac{VA}{R1} + \frac{V2}{R}\right)}{\frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R}}$$

$$Vs = R2 \left( \frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{2}{R} \right) (V2 - V1)$$

$$Vs = Ad(V2 - V1)$$

Donc : par comparaison on a :

$$Ad = \left( 1 + \frac{R2}{R1} + 2 \frac{R2}{R} \right)$$

## Annexe B : étude du montage d'amplificateur d'instrumentation à trois étages

La figure ci dessous représente le montage à étudier :

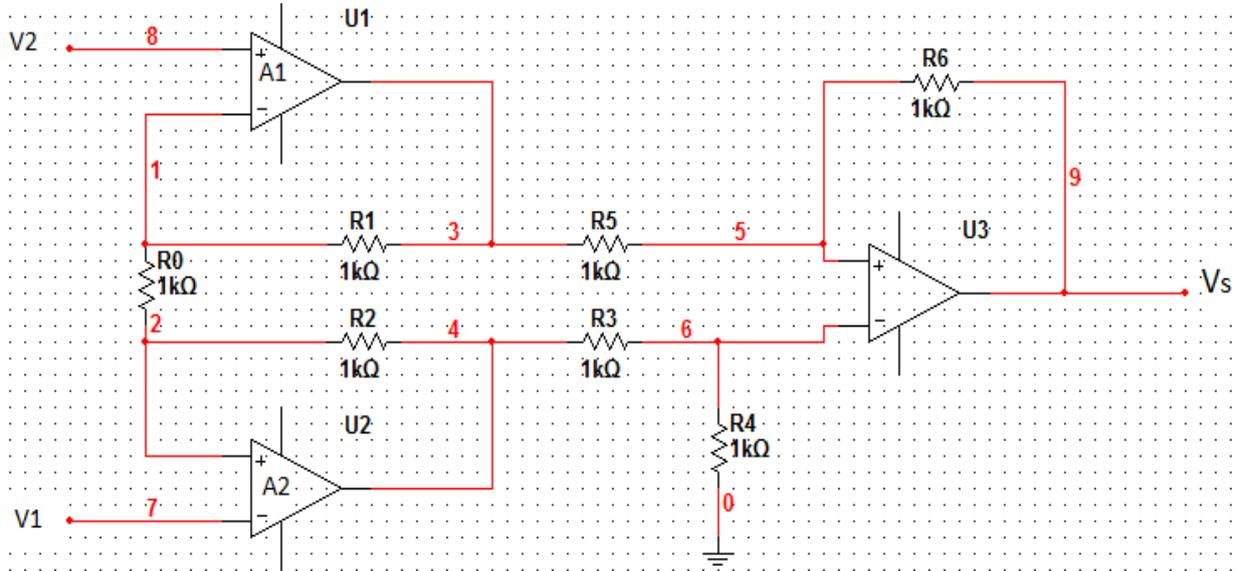


Figure B: amplificateur d'instrumentation à trois étages

D'après le théorème de superposition :

Etage d'entrée:

$$V1=0$$

On connaît un AOP non inverseur (A2) et un AOP inverseur (A1):

$$VA2s = \left(1 + \frac{R2}{R0}\right) V2 \quad \text{et} \quad VA1s = -\frac{R1}{R0} V2$$

$$V2=0$$

On connaît un AOP non inverseur (A1) et un AOP inverseur (A2):

$$VA1s = \left(1 + \frac{R1}{R0}\right) V1 \quad \text{et} \quad VA2s = -\frac{R2}{R0} V1$$

Donc:

$$VA1s = -\frac{R1}{R0} V2 + \left(1 + \frac{R1}{R0}\right) V1 = V1 - \frac{R1}{R0} (V2 - V1)$$

$$VA2s = -\frac{R2}{R0} V1 + \left(1 + \frac{R2}{R0}\right) V2 = V2 + \frac{R2}{R0} (V2 - V1)$$

$$VA2s - VA1s = \left(1 + \frac{R2}{R0} + \frac{R1}{R0}\right) (V2 - V1)$$

Si  $R1=R2=R$

On trouve:

$$VA2s - VA1s = \left(1 + 2 \frac{R}{R0}\right) (V2 - V1)$$

**Annexe C : étude d'un filtre passe-bas à structure de rauch d'ordre3**

Notre filtre a une structure de Rauch mise en œuvre à l'aide de deux axes :

L'axe des ordonnées indiquant l'atténuation du signal, elle est calculée par le rapport  $V_{out}/V_{in}$ .

Et généralement donné en décibel ( $-20\log(V_{out}/V_{in})$ ). L'axe des abscisses indique deux fréquences,  $f_c$  et  $f_s$

$f_c$   $\implies$  fréquence de coupure, elle indique l'atténuation du signal à -3db

$f_s$   $\implies$  fréquence d'arrêt (stop frequency), elle est fixée par le constructeur.

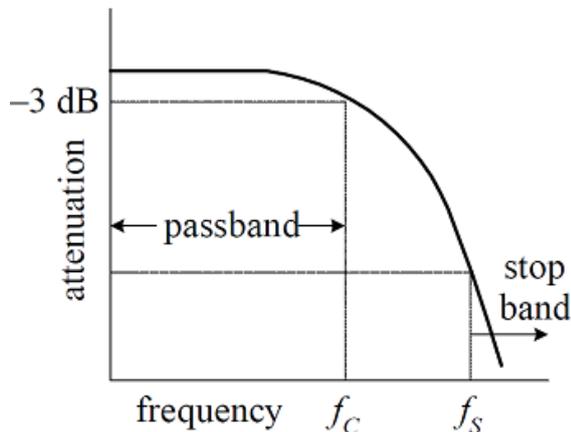


Figure C.1 un gabarit d'un filtre passe-bas

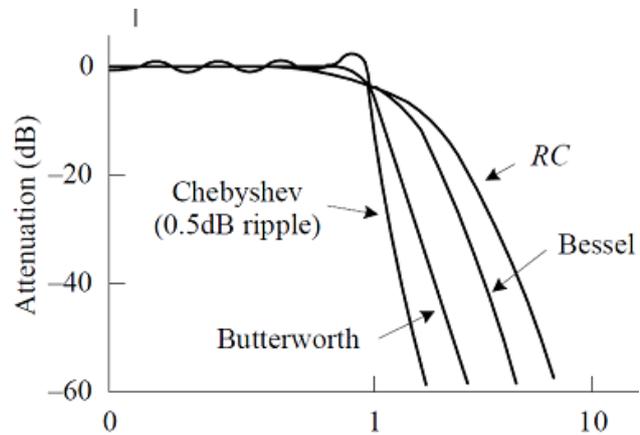


Figure C.2 réponse fréquentielle des différents filtres.

Dans notre cas :

$f_c = 150$  HZ a -3db et  $f_s = 750$  HZ a -70db

Premièrement on calcul le facteur de qualité AS

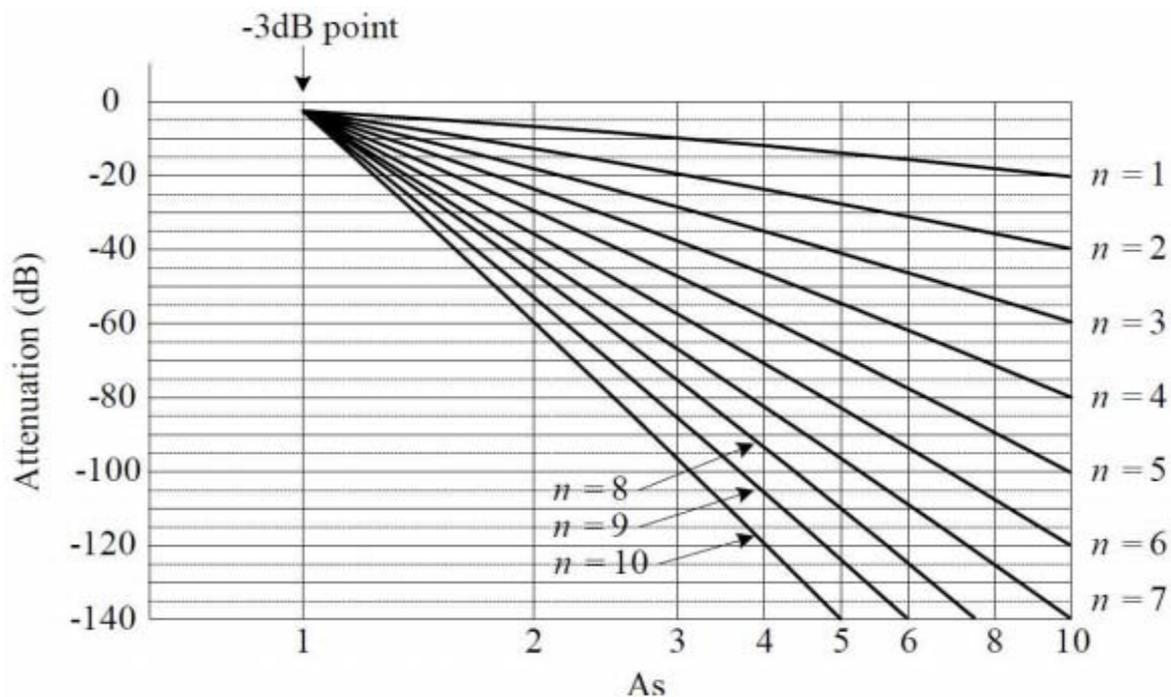
$$AS = \frac{f_s}{f_c} = \frac{750}{150} = 5$$

Cette valeur est utilisée pour déterminer l'ordre du filtrage.

Ensuite, le type de filtre à employer doit être choisi à l'aide de la Figure C.2

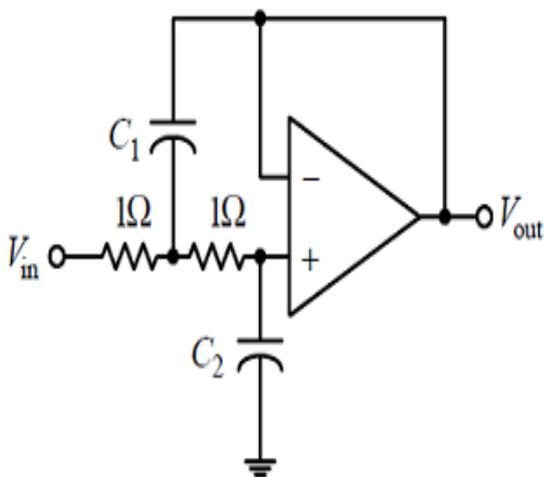
Dans notre exemple, le filtre Butterworth a été choisi parce qu'il montre une réponse en amplitude plate jusqu'à la fréquence de coupure.

L'ordre de ce filtre « n » peut être connu à travers le schéma présenté dans Figure C.3 par l'intersection de  $AS = 5$  (facteur de qualité) avec l'atténuation choisie à -70db.

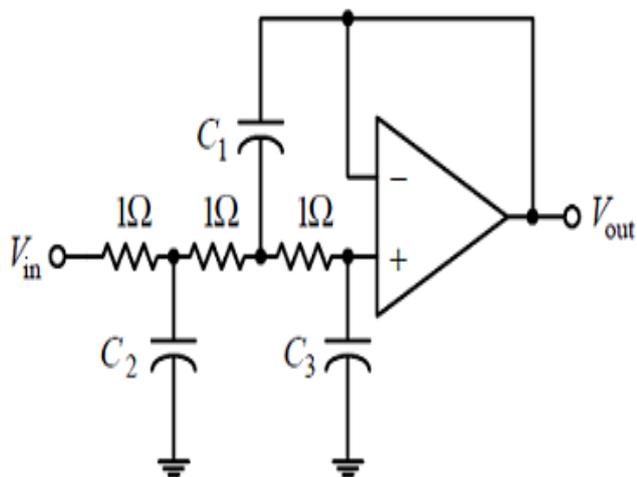


**Figure C.3 : Les courbes d'atténuation du filtre Butterworth passe-bas**

La structure de notre filtre d'ordre 5 peut être réalisée selon le tableau et les sections présentées dans la figure ci-dessous :



**Figure C.4 : A- Section à 2 pôles**



**Figure C.4 : B -Section à 3 pôles**

ORDER <i>n</i>	NUMBER OF SECTIONS	SECTIONS	<i>C</i> <sub>1</sub>	<i>C</i> <sub>2</sub>	<i>C</i> <sub>3</sub>
2	1	2-pole	1.414	0.7071	
3	1	3-pole	3.546	1.392	0.2024
4	2	2-pole 2-pole	1.082 2.613	0.9241 0.3825	
5	2	3-pole 2-pole	1.753 3.235	1.354 0.3090	0.4214
6	3	2-pole 2-pole 2-pole	1.035 1.414 3.863	0.9660 0.7071 0.2588	
7	3	3-pole 2-pole 2-pole	1.531 1.604 4.493	1.336 0.6235 0.2225	0.4885
8	4	2-pole 2-pole 2-pole 2-pole	1.020 1.202 2.000 5.758	0.9809 0.8313 0.5557 0.1950	

*Figure C.5: Les valeurs normalisées du filtre actif Butterworth*

Les condensateurs de ce filtre sont pratiquement inexistantes, pour cela il est nécessaire de faire un changement d'échelle selon La valeur de *Z* choisie (10k), Les règles du changement d'échelle sont données comme suit :

$$C = \frac{C(\text{table})}{Z \cdot 2\pi F_c} \quad \text{ou} \quad F_c = F - 3\text{db} = 150 \text{ HZ}$$

$$R = Z \cdot R(\text{table}) \quad \text{ou} \quad R(\text{table}) = 1\Omega$$

Donc  $R = Cst = 10k\Omega$ , il suffit donc de calculer les valeurs des capacités ;

Nombre de section	C1	C2	C3
3pole	180nf	140nf	45nf
2pole	340nf	32nf	

### **Annexe D : le langage PROTEUS**

PROTEUS est une suite logicielle destinée à l'électronique. Développé par la société Labcenter Electronics, les logiciels inclus dans PROTEUS permettent la CAO dans le domaine électronique. Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle: ISIS, ARES, PROSPICE et VSM.

#### Présentation générale

Cette suite logicielle est très connue dans le domaine de l'électronique. De nombreuses entreprises et organismes de formation (incluant lycée et université) utilisent cette suite logicielle. Outre la popularité de l'outil, PROTEUS possède d'autres avantages :

- Pack contenant des logiciels facile et rapide à comprendre et utiliser
- Le support technique est performant
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet

#### ISIS :

Le logiciel ISIS de PROTEUS est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.

### Annexe E : Principe de fonctionnement d'un électrostimulateur

Le patient doit être installé confortablement dans la position qui correspond au type de stimulation envisagé :

- S'il s'agit d'une stimulation antalgique, le patient doit être installé en position de non-douleur.
- S'il s'agit d'une stimulation antalgique ambulatoire, le patient doit pouvoir effectuer les gestes de la vie courante sans être gêné par le montage d'électrodes et les câbles.
- S'il s'agit d'une stimulation excito-motrice, le patient doit être installé dans la position dans laquelle il serait installé pour effectuer la rééducation correspondante afin de pouvoir effectuer en actif aide le mouvement électro-induit.

Dans la mesure du possible, il est préférable d'installer le patient sur les électrodes plutôt que les électrodes sur le patient, le poids de coups assure un meilleur contact sur une plus grande surface, ce qui permet une stimulation plus efficace et plus confortable.

Le patient ne doit pas être en contact avec un élément métallique et dans tous les cas il doit avoir accès à l'interrupteur général du générateur.

#### **Modalités d'application :**

##### ❖ Montage « bipolaire actif » :

Les deux électrodes sont de même surface et sont perçues pareillement par le patient.

On utilise deux grandes électrodes pour traiter une grosse articulation, un gros muscle, ou pour une stimulation antalgique par libération d'endorphines.

On utilise deux petites électrodes pour traiter deux points douloureux ou deux points excito-moteurs, ou un trajet.

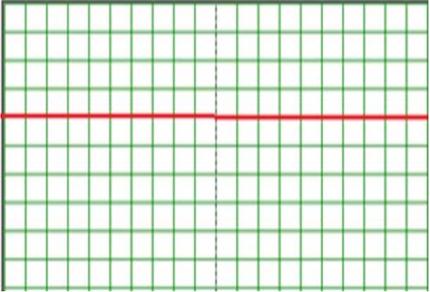
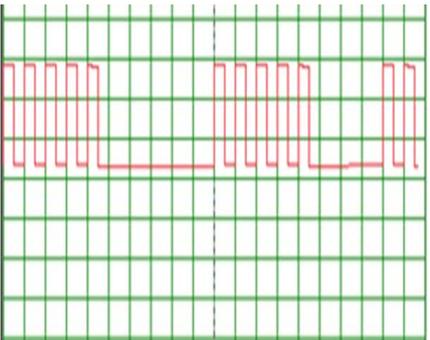
On utilise aussi toutes les tailles intermédiaires, toutes les formes, et notamment les électrodes allongées, pour s'adapter à la morphologie des sites à traiter.

##### ❖ Montage « monopolaire actif » :

On utilise une électrode active de petite surface pour traiter un point douloureux, un point d'émergence, ou petite zone excito-motrice.

L'électrode indifférente de grande surface n'a pas d'effet de stimulation, donc son emplacement n'a pas d'importance.

Tableau des caractéristiques techniques -des impulsions- prises en compte lors de notre conception de l'électrostimulateur

COURANTS ELECTRIQUES : paramètre		Propriétés	Indications	Programmes et options	Modalités d'application	Contre-ind.	
UNIDIRECT.	<p>Courant continu ou galvanique.</p> 	<p>DIELECTROLYSE ? GALVANISATION</p>	<p>IONISATION ? HYPERHIDROSE</p> <p>* hyperhidrose palmaire, plantaire et du moignon de l'amputé.</p>	<p>Ionisation hyperhidrose</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Intensité max pour 30 min : 0.01 à 0.05mA/cm<sup>2</sup> de surface de la plus petite électrode.</li> <li>• Hyperhidrose : bain galvanique à l'eau naturelle, 2×20min</li> </ul>	Risques de brûlures	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pièces métalliques incluses</li> </ul>
	<p>Impulsions isolées rectangulaire de longue durée (10 à 100 ms) unidirectionnelles à polarité fixe ou alternées.</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ELECTRODIAGNOSTIQUE DE STIMULATION.</li> <li>• EXCITATION CONTRACTION DES FIBRES MUSCULAIRE DENERVEES.</li> </ul>	<p>MUSCLE DENERVEES :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>•Axonotmésis.</li> <li>•Neurotmésis.</li> <li>•Neuropathies périphériques multinévrites, polynévrites, polyradiculonévrites ...</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Electrodiagnostic</li> <li>•Traitement classique unidirectionnel polarité fixe.</li> <li>•Traitement classique unidirectionnel polarité alternée</li> <li>•Procédure simplifiée unidirectionnel polarité fixe.</li> <li>•Procédure simplifiée unidirectionnel polarité alternée.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Electrodes mobiles bipolaires appliquées longitudinale sur les muscles dénervées.</li> <li>•&lt;10 impulsion/ jour/ muscle.</li> <li>•Accompagner de contraction active ou de mouvement imaginé.</li> </ul>		<p>Anesthésies hypoesthésies + contre indication</p>

REFERENCES  
Bibliographiques

## Références

---

Référence :

- [1] <http://etudes-univ-rennes1.fr/masterbiogest/themes/synthese-bibliographique/sujet-2013-2014/fatigue-neuromusculaire-guillet>, 03/09/2017.
- [2] S. Bigland-ritchie, E. cafarelli, N. vollestad et all, « *fatigue of submaximal static contraction* », *acta physiologica scandinavica, supplementiem*, vol 556, p 137,1986.
- [3] H. Cao. « *Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire* ». Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Technologie de Compiègne, thèse doctorat, 2010.
- [4] J. Dumoulin, G.Bisschop, « *Électrothérapie et physiothérapie* », Maloine, Paris, 1980.
- [5] M. YOCHUM, « *Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent* », Université de Bourgogne, thèse doctorat, 06 mai 2013.
- [6] K. BOUGRID, Z. DJERROUMI, « *Simulation du PAUM généré dans un tissu musculaire avec deux groupes de fibres* », p13, université m'Hamed bougara de boumerdes, mémoire master, 30/ 06/2013.
- [7] Tortora GJ, and Grabowski SR. « *Principes d'anatomie et de physiologie* », De Boeck-Wesmael Ed, Bruxelles, 1994.
- [8] K. MEBARKIA, « *parametrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement* » P 15.25, univ FERHAT ABBES-SETIF1, thèse doctorat, 16 novembre2014.
- [9] Bouisset S, and Maton B. « *Muscles, posture et mouvement : Bases et applications de la méthode électromyographique* », Hermann Ed, Paris, 1995.
- [10] DANIEL COUDE. J, « *Conception d'un électromyogramme* », Université du Québec à Chicoutimi, P13, 30 Avril 2010.
- [11] S.Sanei, J.A. Chambers, « *EEG Signal Processing* » John Wiley & Sons Ltd, England, 2007.
- [12] E.Asussem, « *muscle fatigue* », *médecine and science in sports end exercices*.vol 11 no4,p 13,1979.
- [13] D.Kirkendali, « *mécanisms of périphéral fatigue* », *médecine and science in sport and exercices* .vol 22 no.4, p 444,1990.
- [14] HUG François, « *évolution des variables respiratoires et électromyographiques au cours de l'exercice : étude chez des sujets sédentaires, des cyclistes amateurs et professionnels* », université d'aix-marseille II, P 43.70, thèse doctorat, 10 décembre 2003.
- [15] J. Scherrer and H. monod, « *le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme physiologie* », vol 52, p 419→501, 1960.
- [16] S. Boyas and A. Guével, “*Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms,*” *Annals of physical and rehabilitation medicine*, vol.54, no. 2c, P. 88–108, 2011.

## Références

---

- [17] ABC of EMG, « *a practical introduction to kinesiological electromyography* », P 16, USA. April 2005.
- [18] Hua CAO, « *Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire* », P 103, Université de Technologie de Compiègne, thèse doctorat, 2010
- [19] [http:// www.orpha.net/data/patho/Pub/fr/MyasthenieAcquise-FRfrPub667v01./](http://www.orpha.net/data/patho/Pub/fr/MyasthenieAcquise-FRfrPub667v01/) Septembre 200, 12/09/2017.
- [20] DJ. AMZIL, « *méthode hybride pour la restauration des signaux : ECG, EEG, EMG* », P 38.39.49.50, univ MOHAMED KHIDER-BISKRA, mémoire master, juin 2012.
- [21] H. STEPHANE, « *Classification de Signaux Myoélectriques* », sous la direction de Pierre-Yves GLORENNEC (SIMBAD), P 02, 7 janvier 2004
- [22] M. YOCHUM, « *Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent* », Université de Bourgogne, P 08-09, 06/05/2013.
- [23] M. Rhissassi, « *valeur normales en électromyographie du laboratoire de neurophysiologie clinique chu HASSAH II de fes* », université sidi Mohammed ben Abdallah, faculté de médecine et de pharmacie, mémoire pour l'obtention de diplôme de spécialité en médecine, P 07, juin 2011.
- [24] J.V.BASMAJIAN and C. J. DE LUCA. "*Muscles Alive*", Baltimore, Williams & Wilkins fifth, edition en 1985.
- [25] M. BACHIR, « *Etudes et réalisation d'un amplificateur de signaux électrophysiologiques* », UNIVERSITE ABOU BAKER BELKAID-TLEMEN, P 15- 18, mémoire master, 27/06/2012.
- [26] S. Butterworth, « *On the Theory of Filter Amplifiers* », Wireless Engineer, vol. 7, p. 536-541, 1930.
- [27] N. Brenner, C. Rader, « *A new principle for Fast Fourier Transformation* », n° 3, p. 264-266, 1976
- [28] [https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Filtre\\_passe-bas&oldid=135019327](https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Filtre_passe-bas&oldid=135019327), 11/05/2017
- [29] SITI NURASMA BINTI JALALUDIN, "*heart rate based on electromyography (emg) and its relationship with systolic blood pressure*", Faculty of Electrical Engineering, University Technology Malaysia, thèse de doctorat, Mai 2010.
- [30] M. Leconte, « *transformé de Fourier* », école des mines de douai, P 17, juillet 2001
- [31] Copyright 2014-2015 la-main.ch · all rights reserved · built by wedo, "*électroneuromyogramme*", 17/ 12/ 2012.
- [32] Y. Granjon, « *système linéaires, non linéaires, à temps continu, à temps discrète, représentation d'état* », 2ème éditions, paris, 2001, 2010, ISBN 987-2-10-055087-6.
- [33] A. Belkhiri, S.Slimi, A. Ziane « *Etude et simulation d'une chaîne d'acquisition d'un signal ECG via Labview et Multisim* », Université M'hamed Bougara de Boumerdes, mémoire master, octobre 2011.

## Références

---

- [34] A. Belhadj, « *Acquisition du signal ECG par le Microcontrôleur 18F4550 et sa visualisation sur le PC par une interface graphique sous MATLAB* », Université Ferhat Abbas – Sétif, 23/06/2016.
- [35] M. Bellanger, « *traitement numérique de signal : théorie et pratique* », CENT-ENST, paris, 1998, 2002, 2006, 8<sup>ème</sup> éditions, ISBN 2100501623.
- [36] E. F. Shair, S. A. Ahmad, M. H. Marhaban, S. B. Mohd Tamrin and A. R. Abdullah, « *EMG Processing Based Measures of Fatigue Assessment during Manual Lifting* », Selangor, Malaysia, janvier 2017.
- [37] <http://www.ym-edu.tw/~cfludemodata.L9.zp>, 28/05/2017
- [38] <http://www.neurotraschop.com>, 25/08/2017
- [39] <http://www.passeportsante.net/fr/Therapies/Guide/Fiche.aspx?doc=neurostimulationélectrique> transcutanée, 20/08/2017
- [40] <http://www.electrostimulateur.org>, 22/08/2017
- [41] M. Vanderthommen, S. Duteil, C. Wary, J. Raynaud, A. Leroy-Willig, J. Crielaard, and P. Carlier, « *A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved 1h- and 31p-nmrs in humans.* » *Journal of Applied Physiology*, vol. 94, no. 3, pp. 1012–1024, 2003.
- [42] J. Hannerz, « *Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction.* » *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 91, no. 3, pp. 374–384, 2008.
- [43] <https://www.equipmedical.com/fr/choisir-un-electrostimulateur---douleurs--enforcement-musculaire--reeducation-perineale-gc82.html>, 15/06/2017
- [44] M. Vanderthommen, R. Gilles, P. Carlier, F. Ciancabilla, O. Zahlan, F. Sluse, and J. Crielaard, « *Human muscle energetics during voluntary and electrically induced isometric contractions as measured by 31p nmr spectroscopy.* » *International journal of sports medicine*, vol. 20, pp. 279–283, 1999. 12
- [45] M. Vanderthommen, J. Depresseux, L. Dauchat, C. Degueudre, J. Croisier, and J. Crielaard, « *Blood flow variation in human muscle during electrically stimulated exercise bouts.* » *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 83, no. 7, pp. 936–941, 2002.
- [46] M. Vanderthommen, J. Depresseux, L. Dauchat, C. Degueudre, J. Croisier, and J. Crielaard, « *Spatial distribution of blood flow in electrically stimulated human muscle: a positron emission tomography study.* » *Muscle & nerve*, vol. 23, no. 4, pp. 482–489, 2000.
- [47] K. McGill, K. Cummins, L. Dorfman, B. Berlizot, K. Luetkemeyer, D. Nishimura, and B. Widrow, « *On the nature and elimination of stimulus artifact in nerve signals evoked and recorded using surface electrodes* » *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 2, pp. 129–137, 1982.
- [48] <http://www.passeportsante.net>, 25/08/2017
- [49] <http://www.physiotherapiepourtout.com/traitement/courants-interferentiels>, 23/08/2017
- [50] <http://ladyfr.bitballoon.com/beaut0/la-thrapie-microcou3111>, 26/08/2017
- [51] <http://www.snfge.org/gastroscoop/lelectro-acupuncture-une-nouvelle-solution-therapeutique-dans-les-constipations-0>, 24/08/2017

## Références

---

- [52] <https://epiduralstimulationnow.com/fr/revolution-dans-la-traitement-de-la-moelle-epiniere/>, 20/07/2017
- [53] <https://www.efisioterapia.net/fr/electrotherapie-onde-courte-t-1129.html>, 01/07/2017
- [54] <http://www.jfb.fr/Catalogue/reeducation-et-materiel-de-kine/Electrotherapie-ultrason-laser-onde-de-choc/TECAR-DIATHERMIE/Diathermie-comparaison-et-definition,p690.html>, 05/07/2017
- [55] <https://www.efisioterapia.net/fr/electrotherapie-onde-courte-t-1129.html>, 26/08/2017
- [56] A. Benabid, B. Wallace, J. Mitrofanis, C. Xia, B. Piallat, V. Fraix, A. Batir, P. Krack, P. Pollak, and F. Berger, “*Therapeutic electrical stimulation of the central nervous system*,” *Comptes rendus biologies*, vol. 328, no. 2, pp. 177–186, 2005.
- [57] D. Ceballos, A. Valero, E. Valderrama, T. Stieglitz, X. Navarro, et al., “*Polyimide cuff electrodes for peripheral nerve stimulation*,” *Journal of neuroscience methods*, vol. 98, no. 2, pp. 105–118, 2000. 11
- [58] J. Velloso and M. Souza, « *A programmable system of functional electrical stimulation (fes)*. » in *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 2234–2237, IEEE, 2007.
- [59] R. Westgaard, « *Influence of activity on the passive electrical properties of denervated soleus muscle fibres in the rat*. » *The Journal of physiology*, vol. 251, no. 3, pp. 683–697, 1975.
- [60] M. Knaflitz and R. Merletti, « *Suppression of stimulation artifacts from myoelectric-evoked potential recordings* » *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 9, pp. 758–763, 1988.
- [61] <http://www.elektronique.fr/logiciels/proteus.php>, 12/09/2017.

### **Résumé :**

La fatigue musculaire est un phénomène qui touche le corps humain selon un effort fait ou selon une pathologie au niveau des muscles, dans ce travail j'ai expliqué la méthode de détection de signal électromyogramme EMG avec une chaîne d'acquisition constituée de plusieurs blocs dans le but d'éliminer le bruit créé au moment d'enregistrement. Par la suite j'ai fait une analyse du signal par plusieurs méthodes de traitement numérique afin de juger sur la nature de signal EMG étudié s'il est un signal exprimant une fatigue ou non. A la fin de ce travail j'ai réalisé un dispositif sur PROTEUS- ISIS interprétant le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur à base des impulsions électriques, ceci dans le but de faire un traitement clinique de la fatigue au niveau des muscles ou tout simplement pour une rééducation fonctionnel des fibres musculaires.

**Mot clés :** Electromyogramme (EMG), électrostimulateur, rééducation musculaire.

### **Abstract:**

Muscular fatigue is a phenomenon that affects the human being according to an effort made or according to pathology in the muscles, in this work I have explained the method of for detecting electromyogram "EMG signal" with an acquisition card made up of several blocks in order to eliminate the noise created by recording the signal. Subsequently I did a signal analysis by several digital processing methods in order to judge the nature of EMG signal studied if it is a signal expressing fatigue or not. At the end of this work I realized a device on PROTEUS-ISIS interpreting the principle of functioning of an electrostimulator based on electrical impulses, in order to make a clinical treatment of fatigue in the muscles or simply for functional rehabilitation of muscle fibers.

**Key words:** Electromyogram (EMG), electrostimulator, muscular rehabilitation.