



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par : MAIZI Imane et MEBREK Asma

**Conception d'une interface graphique pour une étude
statistique du signal électromyogramme (EMG)**

Soutenu le 22 Mai 2016 devant le Jury

M.	KHOLKHAL Mourad	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	HADJ SLIMANE Zine-Eddine	<i>Pr.</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	TAOULI Sidi Ahmed	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2015-2016

Remerciements

On commence par remercier Dieu le tout puissant qui nous avons données le courage, la force et la santé qui nous ont permis de couronner notre carrière d'étude par ce présent travail.

*Tout d'abord, nous remercions sincèrement et très chaleureusement nous encadreur monsieur **ZINE DINE HADJ SLIMANE**, Professeur à l'université de Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, pour nous avoir fait bénéficié de leurs compétences scientifiques, leurs qualités humaines et leurs constantes disponibilité.*

*Nous remercions également Monsieur **KHOLKHAL Mourad**, Professeur à l'université de Abou Bakr Belkaid de Tlemcen pour avoir accepté d'être président du jury.*

*Nous remercions Monsieur **taouli sidahmed**, Professeur à l'université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, pour avoir accepté d'examiner ce travail.*

*Nous remercions encore notre équipe de formation à l'université Abu bakr belkaid de Tlemcen, le chef de filière monsieur **SALIM KERAI**, le responsable de spécialité monsieur **Bessaid abdalhafid** et tous mes enseignants.*

Enfin, nous adressons nos reconnaissances à toute personne ayant intervenue de pré ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicaces

✿ Je dédie cette mémoire à ... ✍

A ma très chère mère : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.

A mon père : Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation.

A mes frères et mes sœurs qui ont le droit et tous les droits de recevoir mes chaleureux remerciements pour leur sacrifice et leur soutien moral qu'ils ont fourni pendant la durée de mes études :

fouzi et sa femme, fethi et sa femme, nadjib, mohammed, yacine

A mes sœur : Fatima Zohra et son marie, zineb et son marie

A mes très chères enfants dans ma vie : islem , Ilyés , Rama et anisse

A mes cousins et mes cousines, A ma grand mère zineb et ma tante Farida.

En témoignage de l'amitié qui nous uni, Un remerciement particulier et sincère pour Maizi imane qui a partagé ce travail avec moi.

A mes amis : Safia, Amel, Latifa, Iméne, fatiha, Sabéha, Amina, fatéma

A mes collègues étudiants.

A toute personne qui m'a encouragé et aidé de pré ou de loin.

Mebrek Asma

Dédicaces

✿ Je dédie cette mémoire à ... ✍

A ma très chère mère : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.

A mon père : Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation.

A mes frères et mes sœurs qui ont le droit et tous les droits de recevoir mes chaleureux remerciements pour leur sacrifice et leur soutien moral qu'ils ont fourni pendant la durée de mes études :

A mes frères : Youcef et Mohamed Ouanisse ,oussama et abed el nour

A mes sœur : Karima, Bahia, Zoulikha, Fatima, Asma

A mes très chères enfants dans ma vie : sidi ahmed, chaima, oumaïma, ritaj

A mes cousins et mes cousines, mes tantes et mes ancles.

En témoignage de l'amitié qui nous uni, Un remerciement particulier et sincère pour Mebrek Asma qui a partagé ce travail avec moi.

A mes amis : Amel, Latifa, Fatiha, Amina, Fatéma, Halima, Elhadja Amina

A mes collègues étudiants.

A toute personne qui m'a encouragé et aidé de pré ou de loin.

Maizi Imane

Table de matière

Introduction général	1
Chapitre 1 : Généralités sur l'Electromyogramme	
I.1.Introduction.....	4
I.2. Revue bibliographique.....	4
I.2 .1. Définition des muscles	4
I.2.2. Muscle squelettique.....	5
I.2.3. Muscle cardiaque	5
I.2.4. Muscle lisse	6
I.2.5. Anatomie des muscles squelettiques.....	6
I.2.5.1.Les fibres musculaires	6
I.2.5.2. La classification des fibres musculaires.....	8
I.2.5.3.L'innervation des muscles squelettiques	9
I.3.1. contraction du muscle squelettique	10
I.3 .2. Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire	11
I.3.2.1. Rôle de calcium dans la contraction musculaire	12
I.3.3. Les différents types de contraction musculaire	12
I.3.4. Potentiel d'action	12
I.3.5. Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)	14

I.4.L'électromyographie(EMG)	15
I.4.1. État de l'art.....	15
I.4.2. Définition	16
I.4.3.Objectif.....	16
I.4.4.L'électromyogramme	17
I.4.5.L'électromyographie (Appareillage)	17
I.4.6.Les électrodes.....	18
I.4.7.Amplificateurs.....	19
I.4.8.Stimulateur.....	20
I.4.6.Déroulement d'examen.....	21
I.5. Pathologies.....	21
I.6.Conclusion.....	22
 Chapitre 2 : outile théorique d'analyse de signal électromyogramme	
II.1. Introduction.....	23
II. 2.Définition du signal.....	24
II.3. classification des signaux.....	24
II.3.1. les signaux certains (ou déterministes).....	24
II.3.2.les signaux aléatoires.....	25
II.4.L'analyse d'un signal électromyogramme.....	26
II.4.1. Caractéristiques du signal électromyogramme.....	26
II.4.2.La numérisation du signal EMG.....	27
II.5. l'analyse spectrale d'un signal.....	28

II.5.1. La transformée de Fourier.....	28
II.5.2.Densité Spectrale de Puissance (DSP).....	28
II.6.Etude des paramètres statistiques utilisés pour l’analyse des signaux EMG	29
II.6.1.L’amplitude du signal.....	23
II.6.2.L’énergie.....	30
II.6.3.Puissance.....	30
II.6.4.La moyenne.....	31
II.6.5.Variance.....	31
II.6.5.L’écart type (la déviation standard).....	31
II.6.6.Facteur crête.....	31
II.6.7.RMS (root mean square).....	32
II.6.8.Kurtosis et skewness.....	32
II.6.8.1.Kurtosis (aplatissement).....	32
II.6.8.2.skewness (asymétrie).....	33
II.6.9.L’entropie statistique.....	33
II.6.10.Hurst Exponent.....	34
II.6.11.Indicateurs fréquentiels.....	34
II.6.12.Contraction maximale volontaire (MVC).....	35
II.7.débruitage du signal EMG.....	36
II.8. conclusion.....	37
 Chapitre 3 : les résultats d’analyse de signal électromyogramme	
III.1. Introduction.....	38

III.2. La base EMGLab.....	38
III.2.1.Les signaux cliniques.....	39
III.3. L'analyse des signaux EMG.....	40
III.3.1.Un électromyogramme rectifié.....	40
III.3.2. L'analyse statistique des signaux EMG normaux.....	41
III.4. Discussions des résultats des signaux normaux	45
III.4.1. L'amplitude.....	45
III.4.2. L'énergie et la puissance.....	45
III.4.3.la moyenne, la variance, l'écart type et RMS.....	46
III.4.4. L'entropie	47
III.4.5. skewness et kurtosis.....	47
III.4.6.L'exposant Hurst.....	49
III.4.7. Facteur de crête (PAPR).....	50
III.5. L'analyse fréquentielle des signaux EMG.....	51
III.5.1.les paramètres fréquents.....	52
III.5.1.1. Discussion des résultats.....	53
III.6. L'analyse statistique des signaux EMG pathologiques simulées.....	55
III.6.1. EMG Simulé. Marateb HR, IsfahanUniv, IR.....	55
III.6.2. EMG pathologique Simulé. Hamilton-Wright A, Univ, Kingston Queen..	55
III.6.3. Discussion des résultats des signaux simulés.....	57
III.7.L'analyse fréquentielle des signaux EMG pathologiques simulées.....	61
III.7.1. Les paramètre fréquents.....	62

III.7.1. Discussion des résultats.....	63
III.8. Analyse des signaux EMG pathologiques.....	64
III.8.1. La base physiologique.....	64
III.8.2. L'analyse statistique des signaux EMG pathologiques.....	65
III.8.3. discussion des résultats.....	67
III.8.4. L'analyse fréquentielle des signaux EMG pathologiques.....	69
III.8.4.1. Les paramètres fréquents.....	70
III.9. Conclusion.....	72

Chapitre 4 : conception d'une interface graphique

IV.1.introduction.....	73
Conclusion générale.....	81
Références.....	84

Annexes

Liste des figures

Chapitre 1

Figure. I.1: muscles squelettiques.....	5
Figure. I.2: l'aspect optique d'un muscle squelettique.....	5
Figure. I.3: structure d'un muscle cardiaque.....	6
Figure. I.4: muscle lisse.....	6
Figure .I.5: le muscle squelettique à différents degrés de grossissement.....	7
Figure .I.6: organisation du muscle squelettique.....	7
Figure .I.7 : les fibres musculaires.....	8
Figure.I.7 : L'innervation des muscles.....	10

Figure .I.8 : unité motrice.....	10
Figure .I.9 : le glissement des filaments.....	12
Figure .I.10 : Potentiel d'action d'un muscle (PA).....	13
Figure .I.11 : Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)	14
Figure .I.12: Superposition des PAUM (d'après Basmajian et De Luca, 1985).....	14
Figure .I.13: MyoQuick -EMG fixe.....	18
Figure .I.14: MyoHandy- EMG portable.....	18
Figure .I.15 : électrodes de surface.....	19
Figure .I.16: électrode d'aiguille.....	19
Figure .I.17 : amplificateur.....	20
Figure .I.18:l'électrostimulation d'un muscle.....	20
Figure .I.19 : stimulateur.....	20
 Chapitre 2	
Figure .II.1: la classification des signaux.....	26
Figure .II.2 : Tracés du signal EMG normal et pathologique.....	27
Figure .II.3 : La chaîne de numérisation d'un signal.....	27
Figure .II.4 : Schéma de la procédure de Welch simple.....	28
Figure .II.5 : la relation entre la force et l'amplitude de signal EMG.....	30
Figure .II.6 : représentation graphique d'une force maximale volontaire.....	36

Chapitre 3

Figure .III.1: EMG pathologique Simulé. Hamilton-Wright A.....	39
Figure .III.2: la rectification du signal électromyogramme.....	41
Figure.III.3 : variation d'amplitude de signal EMG	45
Figure.III.4 : variation de l'énergie selon les types des muscles.....	46
Figure.III.5 : Variation des paramètres selon les types des muscles.....	47
Figure.III.6 : la variation d'entropie selon les types des muscles.....	47
Figure.III.7 : la variation du kurtosis avec boxplot.....	48
Figure.III.8 : histogramme de distribution du signal.....	49
Figure.III.9 : l'exposant de Hurst pour les signaux EMG.....	50
Figure.III.10 : la variation de facteur de crête.....	51
Figure.III.11 : Représentation fréquentielle des différents signaux EMG.....	52
Figure.III.12 : la représentation des paramètres fréquentielle.....	54
Figure.III.13:Représentation de l'énergie et l'amplitude des signaux EMG simulés...58	
Figure.III.14 : représentations des paramètres des signaux simulés Selon le nombre d'unité motrice.....	59
Figure.III.15 : les représentations quantitatives des paramètres Selon le nombre d'unité motrice.....	59
Figure.III.16 : la représentation des distributions des signaux simulés.....	61
Figure.III.17 : la densité spectrale de puissance des signaux simulés.....	62
Figure.III.18 : histogramme des paramètres fréquentielles des signaux simulés.....	64
Figure .III.19.Représentation temporelle des signaux Electromyogrammes.....	66

Figure.III.20 : variation d'amplitude et d'énergie du signal EMG.....	68
Figure.III.21 : Représentation des variations des paramètres.....	69
Figure.III.22 : La densité spectrale de puissance des signaux pathologiques.....	70
Figure.III.23 : des paramètres fréquentiels pour des signaux EMG.....	71

Liste des tableaux

Chapitre 2

Tableau. II.1 : Caractéristiques électriques des signaux.....	26
---	----

Chapitre 3

Tableau .III.1 : les types du muscle de la base de données EMGLab.....	42
Tableau .III.2 : les paramètres temporeux des signaux normaux d'EMG.....	43
Tableau .III.3 : les paramètres temporeux des signaux normaux d'EMG.....	43
Tableau .III.4: Variation des paramètres fréquentiels pour différents signaux EMG...53	
Tableau .III.5: les paramètres calculés sur différents signaux simulés.....	56
Tableau .III.6 : une mesure caractéristique d'un signal EMG simulée.....	56
Table .III.7: Variation des paramètres fréquentiels pour des signaux EMG simulés....	63
Tab.III.8 : paramètres temporelles des signaux EMG pathologiques.....	67
Tab.III.9 : paramètres temporelles des signaux EMG pathologiques.....	67
Tab.III.10:Variation des paramètres fréquentiels des signaux EMG pathologiques...71	

Abréviations

EMG : Electromyographie

ATP : Adénosine triphosphate

ADP : Adénosine diphosphate

PPM : potentiel de plaque motrice

PA : Potentiel d'action

PAUM (MUAP) : Potentiel d'action de l'unité motrice

FFT : Faste Fourier Transforme (Transformé de Fourier)

DSP : Densité Spectrale de Puissance

RMS: root mean square (Moyenne quadratique)

SD : standard déviation (écart type)

PAPR : Facteur crête

FM : Fréquence moyenne

FMD : Fréquence médiane

MVC : Contraction maximale volontaire

BP : Bande passant

TA : tibial antérieur

BB : biceps brachial

BR : Brachioradial

FDI : premier muscle interosseux dorsal

Résumé :

L'électromyographie (EMG) est une technique d'exploration fonctionnelle qui consiste à enregistrer les variations des potentiels d'actions (PAUM : potentiel d'action d'unité motrice) qui accompagne une contraction musculaire. On distingue deux formes d'observations de l'activité électrique musculaire peuvent être capté soit par une électrode d'aiguille (méthode invasif) soit par une électrode de surface (méthode non-invasif).

L'analyse du signal électromyogramme (EMG), permet de préciser l'emplacement et le type d'une anomalie : lésion du nerf moteur (neuropathie), lésion de fibre musculaire (myopathie), elle joue un rôle important dans la diagnostique clinique.

Dans le cadre de ce travail nous avons utilisé différents types des signaux EMG. On a effectué une analyse détaillé dans le domaine temporel, le domaine fréquentiel par application de la transformée de Fourier (FFT), afin d'extraire les paramètres les plus pertinents d'aide au diagnostic.

Mots-clés : EMG, contraction musculaire, neuropathie, myopathie, électrode, analyse, aide au diagnostic, simulation, spectre.

Abstract

Electromyography (EMG) is a functional exploration technique of recording the changes in action potentials (MUP: Motor Unit Potential) which accompanies muscle contraction. There are two forms of observations of muscle electrical activity can be sensed either by a needle electrode (invasive method) or by a surface electrode (non-invasive method).

The analysis of the electromyogram signal (EMG), used to specify the location and type of abnormality : lesion of the motor nerve (neuropathy) , muscle fiber injury (myopathy) , it plays an important role in clinical diagnosis.

As part of this work we have used different types of EMG signals. A detailed analysis

is performed in the time domain, frequency domain by applying the Fourier transform (FFT) to extract the most relevant diagnostic aid settings.

Keywords : EMG, muscle contraction, neuropathy, myopathy, electrode , analyze , diagnostic, simulation, spectrum

الملخص

التخطيط الكهربائي للعضلات هي تقنية استكشاف وظيفية تعتمد على تسجيل تغيرات كمون العمل (كمون العمل للوحدة المحركة) الذي يصاحب تقلص العضلات، هناك نوعان من الملاحظات للنشاط الكهربائي العضلي يمكن التقاطها إما عن طريق قطب كهربائي على شكل إبرة أو عن طريق قطب كهربائي سطحي.

تحليل إشارة الذي يسمح بتحديد موقع ونوع المرض، إصابة العصب المحرك، أو إصابة الألياف العصبية، الذي يلعب دورا هاما في التشخيص السريري.

في إطار هذا العمل، استخدمنا أنواع مختلفة من إشارات المخطط الكهربائي للعضلات، أجرينا تحليل مفصل في المجال الزمني، المجال الترددي من خلال تطبيق تحويل فورييه، و الهدف من هذه التحليلات هو استخراج العوامل الأكثر صلة في تشخيص المرض.

الكلمات المفتاحية

تحليل المخطط، إصابة الليف العصبي، إصابة العصب المحرك، تقلص العضلات، مساعد التشخيص، طيف محاكاة .

Introduction générale

Les muscles squelettiques génèrent des forces actives pour réaliser les mouvements liés aux activités humaines. La position et les mouvements du corps humain sont basés sur l'activation d'un seul muscle ou de plusieurs muscles. L'estimation de la force générée par un muscle actif est intéressante, non seulement pour les études biomécaniques, mais aussi pour les applications cliniques pour lesquelles, de plus en plus, l'information concernant les forces musculaires est une aide au diagnostic et au traitement.

L'activation électrique d'un muscle déclenche la production de force mécanique. Cette activité musculaire peut être observée par l'électromyographie (EMG) [3]. Dès lors, la définition de l'EMG prend tout son sens : "L'électromyographie est l'étude de la fonction du muscle au travers de l'analyse du signal émanant de celui-ci".

Le signal EMG peut être enregistré par deux types d'électrodes :

- Une électrode invasive à fil ou à aiguilles ;
- Et une électrode non invasive appelée "électrode de surface".

Le signal électromyogramme enregistré est constitué de la somme de l'activité électrique produite par les unités motrices des fibres musculaires sous le volume des électrodes. La qualité du signal EMG et ses propriétés sont cependant influencées par une multitude de facteurs. Les caractéristiques globales de l'EMG sont l'amplitude et le spectre de fréquences. Ces variables dépendent de l'état physiologique du muscle et des caractéristiques des potentiels d'action des unités motrices.

L'EMG est reconnue comme un outil attrayant en raison de sa capacité à donner facilement accès aux processus physiologiques qui sont à l'origine de la production de force et de mouvement. Toutefois, cette simplicité d'utilisation peut parfois conduire à un mauvais usage et à une interprétation incorrecte des résultats. De ce fait, il est

essentiel pour les utilisateurs de l'EMG de bien comprendre les principes régissant la détection, l'enregistrement et le traitement du signal EMG, afin d'optimiser la qualité des informations issues du signal. [56]

Pour un diagnostic plus précis, l'analyse de signal EMG sera effectuée par plusieurs méthodes de traitement de signal, afin d'étudier l'évolution des différentes pathologies nerveuses/musculaires qui se basent sur l'extraction des paramètres les plus pertinents tel que : l'amplitude, l'énergie, RMS, densité spectrale de puissance, fréquence médiane et moyenne, ...etc.

Parmi ces techniques de traitement de signal, on trouve :

Le traitement temporel des signaux EMG à partir du calcul des valeurs de différents paramètres, Des valeurs moyennes sont généralement employées dans le domaine temporel comme la racine de la moyenne carrée (RMS) pour estimer l'activation totale de muscle pendant un certain intervalle, l'amplitude et l'énergie pour différencier entre les différents cas (normal/pathologique).

L'analyse fréquentielle des signaux EMG par application de la transformée de Fourier (FFT) est la méthode la plus utilisée pour étudier les signaux biomédicaux dans le domaine fréquentielle.

Le spectre de puissance EMG est également utilisé pour l'étude de la fatigue musculaire [56]. A partir de deux indicateurs fréquentiels essentiels qui sont la fréquence médiane et la fréquence moyenne on peut évaluer avec succès la fatigue du muscle.

Ce travail a donc pour objectif d'approfondir les connaissances théoriques et pratiques dans :

1. L'analyse fréquentielle des différents signaux électromyogramme (EMG) ;
2. L'analyse statistique du signal EMG;
3. La différenciation entre les cas normaux et pathologiques (myopathie/neuropathie)

Ce projet est organisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre présente les connaissances de base relatives à la technique de l'électromyographie (EMG). En effet, le muscle, l'unité motrice, le mécanisme de la contraction, l'origine du signal EMG (potentiel d'action des unités motrice : PAUM). Ainsi une définition sur l'appareil et la technique utilisée pour capter ce signal EMG, qu'est important pour détecter les différentes pathologies qui peuvent perturber le fonctionnement du corps humain (troubles neurologiques ou musculaires).

Le deuxième chapitre présente une étude théorique sur les différentes techniques les plus employés dans le traitement de signal, ainsi des définitions sur les différents paramètres utilisées dans l'analyse statistique de signal EMG.

Le troisième chapitre présente l'essentiel de notre travail qui se focalise autour de :

- Une analyse temporelle et fréquentielles des différents signaux EMG selon le type de muscle.
- Analyse des signaux représentant le cas normal, myopathique et neuropathique afin de déterminer la différence entre ces signaux et la sévérité pathologique.
- De plus on effectue une analyse sur des signaux simulés normal et pathologiques pour bien expliquer l'influence du nombre de fibres motrices actives sur le signal EMG. Les résultats seront comparés avec les cas réels.

Le quatrième chapitre représente l'interface graphique réalisée.

Finalement, une conclusion générale résume notre projet de fin d'étude, qui comporte aussi quelques perspectives pour la continuité de ce travail.

Chapitre I : Généralités sur l'Electromyogramme

I.1. Introduction

L'estimation de la force générée par un muscle actif est intéressante, non seulement pour les études biomécaniques, mais aussi pour les applications cliniques pour lesquelles, de plus en plus, l'information concernant les forces musculaires est une aide au diagnostic et au traitement, par exemple, pour commander un prothèse grâce à l'analyse des activités électriques des agonistes et des antagonistes d'une fonction neuromusculaire donnée, pour concevoir les prototypes des membres contrôlés par le signal myoélectrique et pour étudier comment le système nerveux contrôle des mouvements de membres chez les gens avec des pathologies, telle que la spasticité induite par le coup ou par la paralysie cérébrale.

L'activation électrique d'un muscle déclenche la production de force mécanique. Cette activité musculaire peut être observée par l'électromyographie (EMG) de surface. L'EMG de surface est une technique objective et non invasive pour évaluer le niveau d'activation musculaire dans les contractions volontaires chez l'homme [3].

Dans ce chapitre nous parlerons de l'aspect médical (le muscle, l'unité motrice, la contraction musculaire ...). Nous mettrons en exergue la définition du phénomène électrique de la contraction musculaire qui est responsable de la génération du potentiel d'action des unités motrice (PAUM) et qui donne naissance à notre signal, puis l'appareil et la technique utilisée pour recueillir ce fameux EMG important pour détecter différentes pathologies qui peuvent toucher le corps humain (neuropathie, myopathie).[20]

I.2. Revue bibliographique

I.2 .1. Définition des muscles

Le muscle est un tissu ou organe du corps humain constitué principalement des cellules contractiles et qui permet les mouvements du corps. Généralement il peut avoir trois formes différentes : une forme allongée, une forme plate et une forme circulaire. Le tissu musculaire comporte trois types présentant quelques différences :

Le muscle squelettique, le muscle cardiaque et le muscle lisse [24].

I.2.2. Muscle squelettique

Le muscle squelettique est un muscle fixé directement aux os du squelette et son rôle est à la fois de maintenir la posture et de déplacer les membres en se contractant. Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette qui représente environ 50% du poids du corps. Et la plus grosse partie est constituée par les muscles squelettiques (environ 40% du poids total du corps) (Garret et al 1994) [1][2].

Chaque extrémité du muscle est attachée par un point appelé origine ou insertion et présente une portion charnue contractile appelée corps musculaire (Figure I.1). Chaque muscle squelettique est constitué de plusieurs fibres musculaires [1][3].

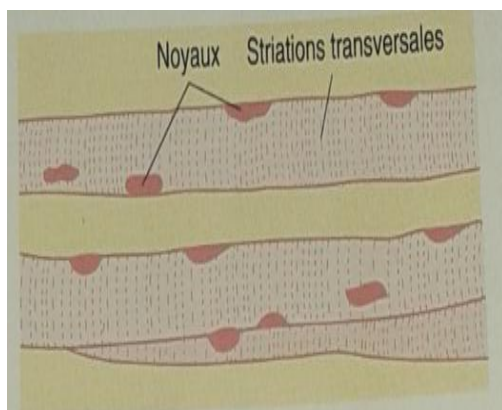


Figure I.1 : Muscles squelettiques [1]

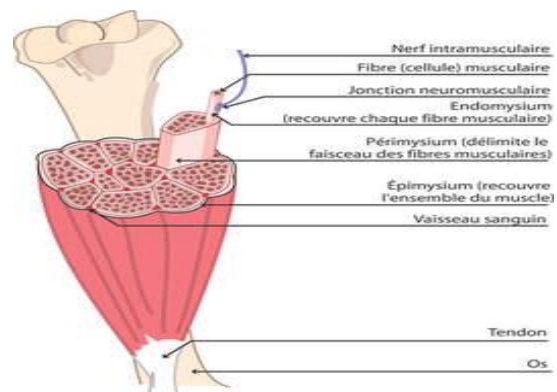


Figure I.2 : L'aspect optique d'un Muscle Squelettique [17]

I.2.3. Muscle cardiaque

Le muscle cardiaque est constitué de nombreuses cellules individuelles (myocytes cardiaque) liées entre elles par des disques intracellulaires. A la différence de muscle squelettique, les myocytes cardiaques ont généralement un seul noyau. L'aspect strié des myocytes cardiaque est dû à la présence ordonnée de sarcomères, semblables à celle de muscle squelettique. [1]

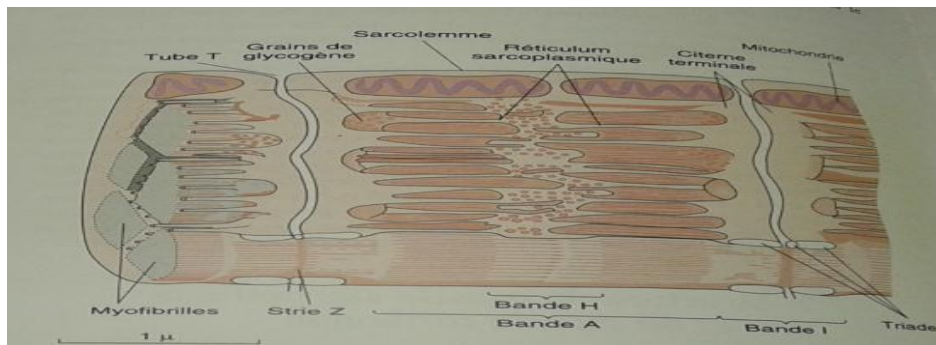


Figure I.3 : structure d'un muscle cardiaque [1]

I.2.4. Muscle lisse

Un muscle lisse est un muscle qui est constitué de cellules de forme allongée et ne possédant qu'un noyau, organisées en plusieurs couches. Les muscles lisses sont contrôlés par le système vagal et se contractent spontanément et lentement. Les muscles lisses sont situés au niveau des artères, du tube digestif, de l'appareil respiratoire, urinaire et génital. La fonction des muscles lisses est d'assurer le transport de différents composés, comme le sang ou l'air. [9]

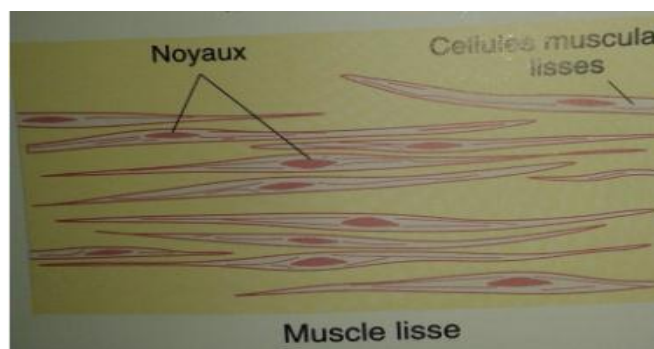


Figure I.4 : muscle lisse [1]

I.2.5. Anatomie des muscles squelettiques

I.2.5.1. Les fibres musculaires

Les fibres musculaires squelettiques sont des cellules longues fines et cylindriques qui contiennent de nombreux noyaux qui peut dépasser 30cm de longueur et on généralement un diamètre de 10-100 μm . Toutefois, quelques fibres musculaires s'étendent sur toute la longueur du muscle. Les fibres musculaires sont constituées des structures filamenteuses qui parcourent toute la longueur du muscle. Ces structures sont appelées myofibrille et on un diamètre de 1-2 μm . Chaque myofibrille est un cylindre fait de plusieurs sarcomères entre les fibrilles adjacentes qui donne au muscle son aspect strié squelettique [2]. La structure du muscle squelettique est représentée dans la figure I.5.

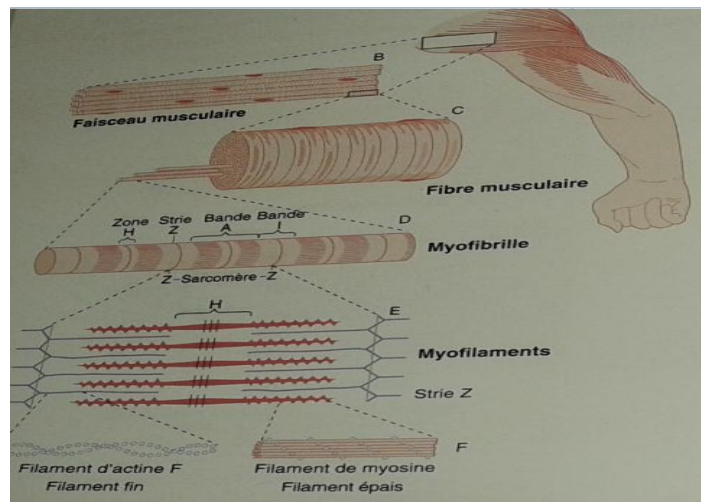


Figure I.5 : Organisation du muscle squelettique à différents degrés de grossissement. 'A' montre la puissance du muscle dans la globalité; 'B' l'aspect d'un fascicule musculaire; 'C' l'aspect d'une fibre musculaire; 'D' la structure des myofibrilles; 'E' l'aspect des filaments protéique qui constituent les sarcomères; 'F' l'organisation de la myosine et l'actine dans les filaments fins et épais [1].

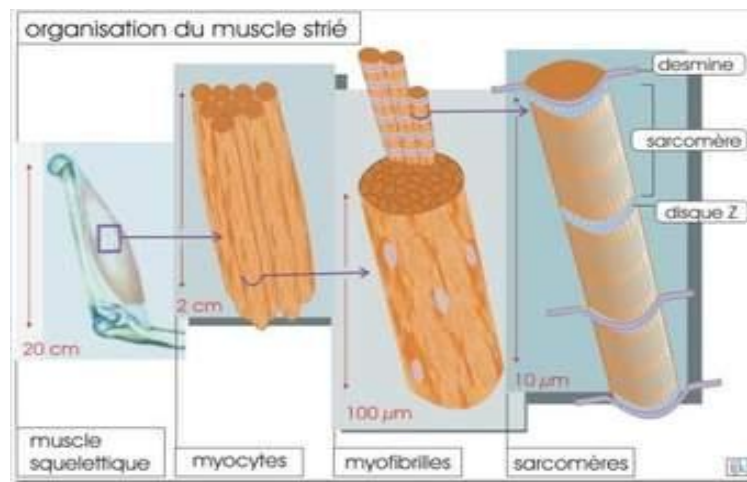


Figure I.6 : organisation du muscle squelettique [17]

Les techniques de biopsie musculaire et d'analyse histochimique développées depuis les travaux de bergstrom et hultman (1967) et enrichies par dubowitz et al. (1979) ont permis d'envisager plusieurs modèles de classification [2]. Les fibres sont innervées par des filaments nerveux moteurs et sensitifs qui présentent généralement dans le muscle avec les vaisseaux sanguin.

On peut donc classer les fibres musculaires en fonction de deux caractéristiques principales :

- ✓ Leur vitesse maximale de contraction c'est-à dire :

La vitesse pour laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine.

- ✓ Leur métabolisme préférentiel utilisé pour resynthétiser les molécules d'ATP (adénosine triphosphate) qui servent à stocker et transporter l'énergie. [18]

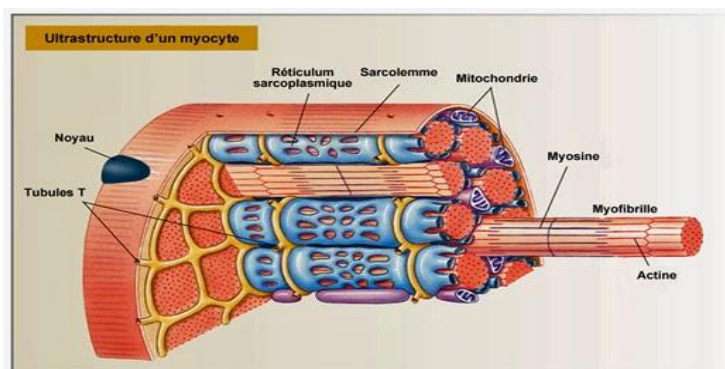


Figure I.7 : les fibres musculaires [17]

I.2.5.2. La classification des fibres musculaires

La classification chez l'homme après préincubation aux PH 4.35/4.60/10.70(Billeter 1981) : fibres I, fibres IIA, fibres IIb, fibres IIC.

Une différenciation plus simple permet d'aborder la classification sous deux aspects : Mécanique et Histochimique [2]

En effet, le premier type des fibres : type I, pauvre en ATP (fibres I lentes). La seconde : Type II, riches en ATP (fibre II rapides) qui sont elles-mêmes subdivisées en deux grands sous-groupes : les IIa qui résistent à la fatigue et les IIb qui se fatiguent rapidement. [20]

De manière générale :

- ❖ Les fibres type I sont très lentes, très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles), mais aussi plus endurantes.
- ❖ Les fibres type IIb sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables.
- ❖ Les fibres type IIa sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurantes [3]

I.2.5.3. L'innervation des muscles squelettiques

Les nerfs moteurs destinés aux muscles squelettiques de mammifères sont myélinisés. Lorsque le nerf entre dans le muscle, il se ramifie, et les ramifications axoniques se divisent aussi, de tel sorte qu'un axone moteur se met en contact avec de nombreuses fibres musculaires.

L'ensemble constitué par les axones et moteur et les fibres musculaires qui lui sont associées est appelée l'unité motrice. Lors de l'activité du nerf moteur, toutes les fibres musculaires se contractent selon le principe de « tout ou rien ». La taille de l'unité motrice varie d'un muscle à un autre selon le degré de contrôle nécessaire. Les unités

motrices sont de grande taille. Ainsi dans le muscle gastrocnémien de la cuisse, une unité motrice peut contenir plus 2000 fibres musculaires. Au contraire, les unités motrices des muscles extra-oculaire qui contrôlent la direction de regard sont beaucoup plus petit (6 à 10 fibres musculaire qui sont innervées par un seul nerf moteur). Le mécanisme détaillé par lequel un nerf moteur active une fibre musculaire squelettique (transmission neuromusculaire) [1].

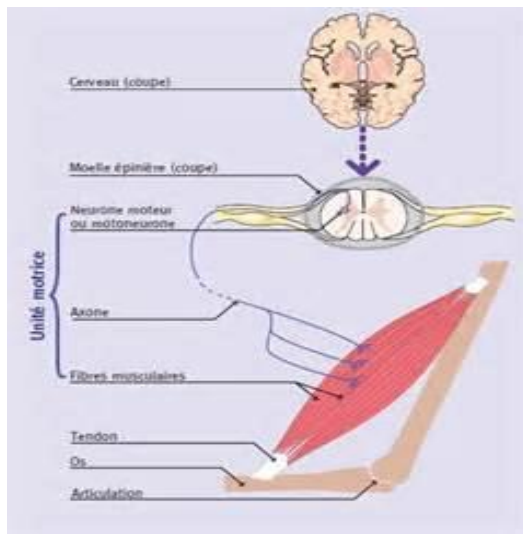


Figure I.8 : L'innervation des muscles Squelettiques [17]

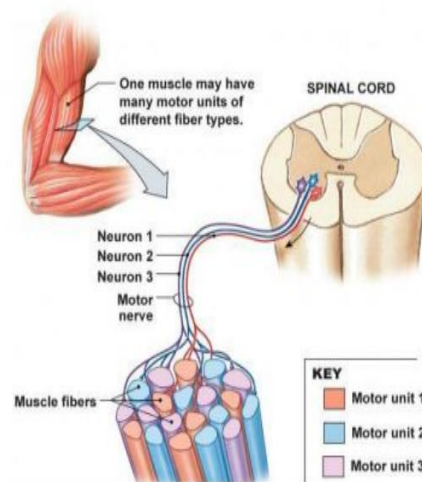


Figure I.9 : Unité motrice [17]

I.3. Contraction du muscle squelettique

Le muscle squelettique, comme le nerf, est un tissu excitable et la stimulation d'une fibre musculaire en un point conduira à l'excitation de toute la cellule. Dans l'organisme, une unité motrice est activée par un influx dans son nerf moteur. Ceci conduit à l'excitation des fibres musculaire de chaque unité motrice grâce à l'apparition d'un potentiel de plaque motrice (ppm). Le ppm dépolarise la membrane de la fibre musculaire dans la zone proche de la plaque motrice et cette dépolarisation. A son tour, déclenche un potentiel d'action musculaire qui se propage à distance de la plaque motrice sur toute la longueur de la fibre musculaire. Le passage du potentiel d'action musculaire est suivi de la contraction de la fibre musculaire et du développement de la

tension. Ce processus par lequel le potentiel d'action musculaire déclenche une contraction est appelé couplage excitation/contraction. [1]

L'importance de la force exercée dépend de plusieurs facteurs [3] :

- Le degré d'activation (c'est-à-dire la proportion des fibres activées)
- La fréquence des stimulations
- Les niveaux de raccourcissement du muscle
- La longueur initiale du muscle au repos
- La surface de section du muscle

I.3 .1. Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire

Tous les muscles contiennent deux protéines : l'actine et la myosine. Dans le muscle squelettique, les filaments épais sont essentiellement composés de myosine, alors que les filaments fins contiennent de l'actine (la principale protéine) et des quantités moindres de deux autres protéines, appelées troponine et tropomyosine. On sait maintenant que la contraction musculaire s'effectue par des interactions entre l'actine et la myosine qui induisent un glissement des filaments épais et des filaments fins entre eux. Ceci est connu sous le nom de la théorie du « glissement des filaments » [1].

Ce glissement est le résultat de la formation de ponts d'union entre les têtes de myosine et certains sites des filaments d'actine, avec une réaction chimique (hydrolyse de l'adénosine triphosphate, ATP) qui libère l'énergie nécessaire à l'accrochage des têtes de myosine et, par-là même, permet donc d'exercer une traction sur les filaments fins pour les faire glisser entre les filaments épais. Donc, il se produit dans le muscle une transformation d'énergie chimique en énergie mécanique [3] :

- 1) La myosine (M) est attachée à l'actine (A) formant ainsi le complexe actomyosine (AM).
- 2) Une molécule d'adénosine triphosphate (ATP) se fixe sur la tête du filament épais de myosine ce qui permet de la décrocher du filament fin d'actine (-A).

3) Grâce à l'enzyme (ATPase) qu'elle contient, la tête de myosine hydrolyse l'ATP en adénosine diphosphate (ADP) et phosphate inorganique (Pi), et peut alors s'accrocher sur l'actine (+A).

4) Le basculement de la tête de myosine fait glisser le filament d'actine vers la partie centrale du sarcomère. Une fois ce travail mécanique terminé, l'ADP se détache de la tête de myosine et le cycle peut recommencer.

La tension générée par le sarcomère est proportionnelle au taux de recouvrement des filaments fins et épais. La force générée est directement proportionnelle au nombre de ponts d'actine-myosine formés. Selon la force extérieure qui s'oppose à la tension ainsi générée, il y aura ou non raccourcissement du muscle. [3]

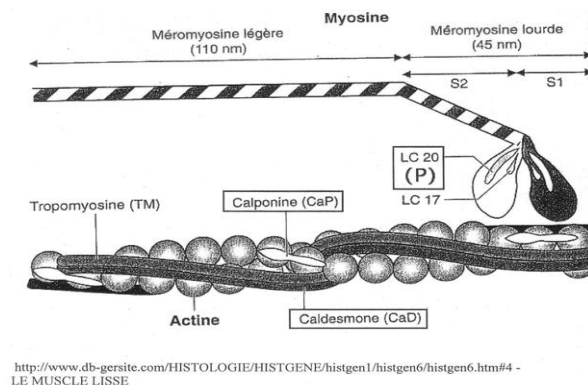


Figure I.10 : le glissement des filaments [16]

I.3.2. Rôle du calcium dans la contraction musculaire

On savait depuis longtemps que l'injection de calcium dans une fibre musculaire provoquait sa contraction. On découvrait ensuite que des quantités importantes de calcium étaient stockées dans le réticulum sacro plasmique, et que ce calcium était libéré lors de la contraction musculaire [1].

I.3.3. Les différents types de contraction musculaire

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

Dans les deux cas, la longueur du muscle change à force constante. Dans une contraction concentrique, le muscle se raccourcit, tandis qu'il s'allonge au cours d'une contraction excentrique car il est étiré par une force externe pendant la contraction. En pareil cas, l'activité contractile s'oppose à l'étirement. [3]

I.3.4. Potentiel d'action

Le potentiel d'action, appelé influx nerveux, est un évènement court durant 1-2 millisecondes, lequel le potentiel électrique d'une cellule (notamment les neurones, mais aussi d'autres cellules excitables telles que les cellules musculaires et les cellules endocrines) augmente puis chute rapidement.

La membrane plasmique présente une perméabilité sélective, modulable par différents facteurs comme son degré de polarisation ou par des neurotransmetteurs, à l'égard de différents ions (en particulier, sodium, potassium, chlore et calcium).

La différence de concentration ionique résultante détermine la valeur locale du potentiel transmembranaire.

Au repos, il existe un potentiel transmembranaire d'environ -70 mV : c'est le potentiel de repos. Étant donné que la membrane mesure 7nm d'épaisseur, cela correspond à un champ électrique de dix millions de volts par mètre.

Le potentiel d'action est constitué d'une succession d'événements :

1. Une dépolarisation transitoire et locale de cet état de repos, d'une amplitude spécifique de +100 mV, le potentiel de la membrane interne passant de -70 à +30 mV,
2. Une repolarisation de la membrane interne dont le potentiel repasse à -70 mV,

3. Une hyperpolarisation, pour les cellules non myélinisées, où le potentiel diminue plus qu'à l'état basal (-80 mV), pour ensuite retourner à -70 mV. Durant ce temps on ne peut plus induire d'autre potentiel d'action, c'est la période réfractaire [7].

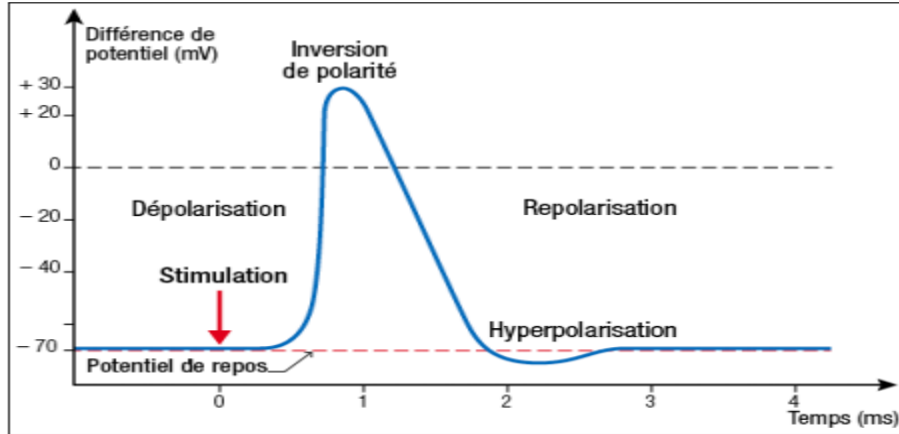


Figure I.11 : Potentiel d'action d'un muscle (PA) [25]

Remarque :

Pendant la fatigue musculaire, le muscle et le nerf moteur sont encore capables de propager un potentiel d'action mais la capacité à développer une tension est perturbée. Différents types de fibres musculaires ont une susceptibilité à la fatigue qui varie. Les fibres musculaires à contraction rapide développent rapidement une tension élevée, au contraire, les fibres musculaires à contraction lente [1].

I.3.5. Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [3]

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire cause des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque motrice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatio-temporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la composent (Figure I.12).

La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal.

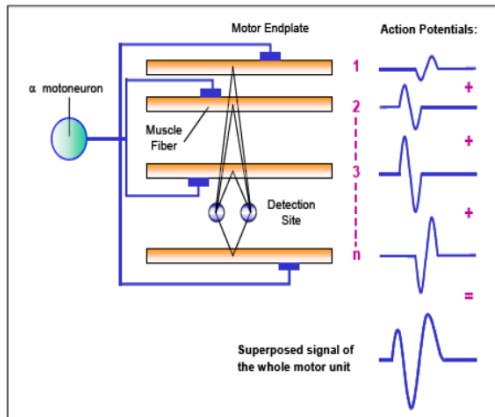


Figure I.12 : Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [26]

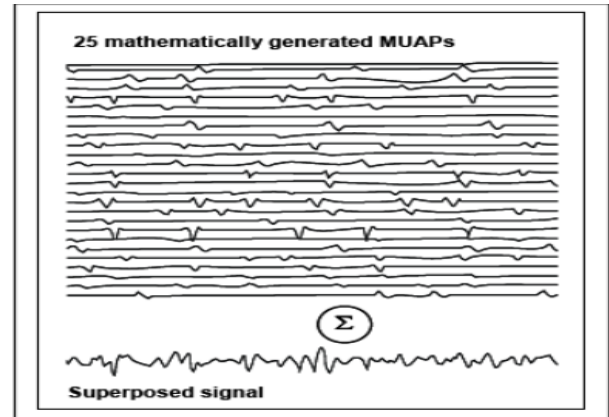


Figure I.13: Superposition des PAUM [26]

I.4. L'électromyographie(EMG)

I.4.1. Etat de l'art

Le développement de l'EMG a commencé par la documentation de Francesco Redi en 1666. Le document informe que le muscle hautement spécialisé des poissons de rayon électrique produit de l'électricité [26]. D'ici 1773, Walsh avait pu démontrer que le tissu du muscle du poisson d'anguille pourrait produire d'une étincelle de l'électricité. En 1792, une publication intitulée « De Viribus Electricitatis dans Motu Musculari Commentarius » a paru, écrit par A. Galvani, où l'auteur a prouvé que l'électricité pourrait lancer des contractions de muscle [4]. Pendant six décennies plus tard, en 1849, Dubios-Raymond a découvert qu'il était également possible d'enregistrer l'activité électrique pendant une contraction de muscle volontaire. Le premier enregistrement de cette activité a été fait par Marey en 1890, qui a également présenté l'électromyographie de limite [5]. En 1922, Gasser et Erlanger ont utilisé un oscilloscope pour montrer les signaux électriques des muscles. [19]

Bien que l'EMG ait connu un essor important durant les années 90, son développement méthodologique est resté relativement local au cours de cette période et a donné lieu à différentes méthodologies selon les groupes de chercheurs [56]. Au cours de ces dernières années, des efforts notables ont été réalisés dans l'identification des limites des méthodes de traitement EMG récentes. La prise de conscience des limites de l'EMG a incité le monde de la recherche à développer de nouveaux systèmes d'enregistrement et outils de traitement afin d'obtenir de manière plus fiable des informations du signal. De nombreuses actions ont été menées depuis une dizaine d'années, telles que celles aboutissant aux recommandations du projet européen SENIAM [56].

Le premier objectif du SENIAM est la mise en évidence une grande disparité au niveau du placement et de la taille des électrodes et de la distance inter-électrodes selon les auteurs. Afin de corriger ce manque de standardisation, le second but du SENIAM était d'aboutir à un consensus sur une série de recommandations relatives aux électrodes et à leur placement. Un autre objectif du SENIAM portait plus spécifiquement sur les recommandations liées à la méthodologie du traitement du signal. Par le biais notamment de ces actions, l'EMG a réussi à gagner en reconnaissance et le signal associé n'est plus considéré aujourd'hui comme un signal « d'interférence » [56].

I.4.2. Définition [56]

L'EMG peut être définie comme "l'étude fonctionnelle de système nerveux périphérique, qui comprend la moelle épinière, les nerfs périphériques et les muscles. A travers le recueil et l'analyse du signal électrique généré au niveau des muscles en contraction, Une fois bien maîtrisée, l'EMG a été et reste utilisée dans de nombreux domaines, en particulier celui du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Cet outil de mesure scientifique, très utilisé ces dernières 50 années, permet d'obtenir des informations sur les stratégies de contrôle nerveux qui permettent à l'homme de s'adapter à l'environnement et de réaliser des tâches motrices. L'étude EMG a la particularité de pouvoir être réalisée de manière invasive ou non-invasive.

I.4.3. Objectif

- L'EMG permet de détecter les atteintes nerveuses périphériques (nerfs, racines, moelle) et les atteintes des muscles (myopathies...).
- L'EMG permet d'évaluer la gravité, l'étendue des lésions et de suivre l'évolution d'une atteinte nerveuse ou musculaire.
- En rééducation, l'EMG est important non seulement pour le diagnostic précis d'une atteinte neurologique, son stade évolutif mais encore pour connaître les muscles qui pourront être utilisés pour compenser certaines atteintes définitives, pour établir un pronostic précoce.
- L'EMG permet aussi de décider de certaines indications chirurgicales, de leur moment (neurolyse, greffe nerveuse, transposition musculaire, correction orthopédique...) ou encore pour l'étude de la marche [6].

I.4.4. L'électromyogramme

L'électromyogramme (EMG) appelées aussi signaux myoélectriques, sont des signaux électriques pouvant être enregistrés au niveau des muscles. L'interprétation de ces signaux peut conduire à de nombreuses applications [21].

L'activité électrique d'un muscle est habituellement nulle (au repos). Ce n'est que lors d'un effort de contraction d'un muscle que l'on détecte des modifications du potentiel électrique (activité électrique) local qui est enregistré par l'électrode c'est-à-dire l'aiguille intramusculaire. Dans ce cas l'activité spontanée existe mais elle est de faible amplitude il s'agit alors de fibrillations qui augmentent légèrement lors de la contraction volontaire. [22]

I.4.5. L'électromyographie (Appareillage)

La présente invention se rapporte à un appareil pour la mesure et la transmission à distance de signaux électromyographiques (EMG), comprenant au moins un stimulateur électrique, une paire d'électrodes d'acquisition du signal EMG, une chaîne d'acquisition

pilotée par un microcontrôleur et reliée, via une interface standardisée , à un ordinateur comprenant des moyens de mémorisation et d'affichage des signaux EMG acquis ainsi qu'un programme exécutable pour réaliser l'interface avec l'utilisateur et exploiter les données mémorisées, caractérisé en ce que la chaîne d'acquisition comporte en outre des moyens d'élimination ou d'atténuation d'un artefact de stimulation présent dans le signal EMG, coopérant avec des moyens d'ajustement automatique du gain d'amplification du signal EMG , via le microcontrôleur, de manière à ce que le signal EMG couvre la plus grande partie possible de la plage de tension d'entrée du CAN , donc avec conservation de la résolution, lorsque l'amplitude du signal EMG diminue[10].



Figure I.14: MyoQuick Matrix Line - EMG fixe [11]



Figure I.15: MyoHandy Matrix Line – EMG portable [11]

I.4.6. Les électrodes [55]

Les trois catégories principales des électrodes utilisées pour enregistrer des signaux d'EMG sont des électrodes d'aiguille, des électrodes de fin-fil, et des électrodes de surface.

- **Les électrodes d'aiguille :** ont l'avantage qu'elles peuvent être manœuvrées dans le muscle pour prélever différentes pièces du muscle et pour optimiser des caractéristiques de signal.

- **Les électrodes de Fin-fil :** sont typiquement insérées avec une aiguille hypodermique. Les extrémités des fils demeurent dans le muscle tandis que les fils traversent la peau pour se relier à l'amplificateur. Un avantage des électrodes de fin-fil est qu'elles tendent à rester in place bien dans toute une longue expérience.
- **Les électrodes de surface :** ont l'avantage qu'elles sont complètement non envahissantes, mais la limitation qu'elles peuvent seulement prélever les muscles superficiels. Puisque les électrodes extérieures sont lointaines des fibres musculaires, les MUAPs qu'elles enregistrent sont petites dans l'amplitude et tendent à tout identique. Les rangées d'électrode sont souvent nécessaires afin d'obtenir les signaux décomposables.

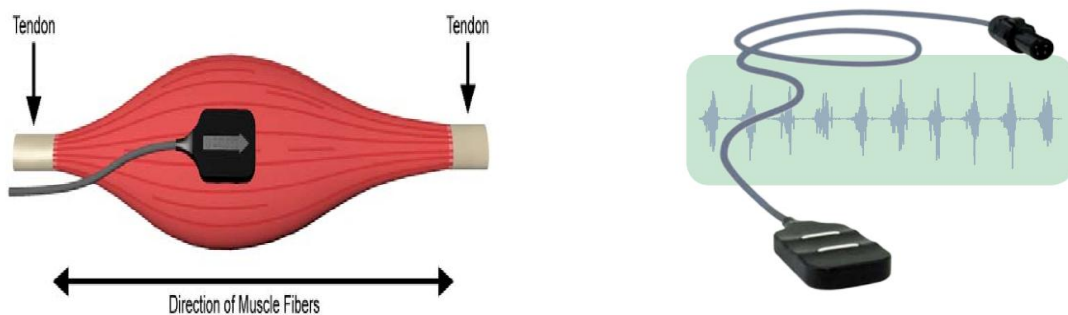


Figure I.16 : Electrode de surface [12]



Figure I.17: électrode d'aiguille [16][61]

I.4.7. Amplificateurs [27]

Une électromyographie comporte des chaînes d'amplification qui doivent permettre de recueillir des différences de potentiels très faibles. Pour le choix de l'amplificateur il faut tenir compte de cinq caractéristiques importantes :

- 1) Le gain qui doit être grand (≤ 100000).
- 2) Le bruit de fond de l'amplificateur doit être aussi petit que possible.
- 3) La bande passante, qui est la gamme de fréquence amplifiée sans distorsion par l'appareil, doit être comprise entre 20 et 3KHz.
- 4) Il doit être linéaire.
- 5) Et avoir une bonne différentialité pour éliminer les phénomènes parasites.



Figure I.18 : amplificateur [13]

I.4.8. Stimulateur

On connaît l'électro-stimulation qui consiste à exciter un nerf moteur périphérique à l'aide d'impulsions électriques pour provoquer, de manière externe, donc sans l'intermédiaire du cerveau, la réaction du muscle qui lui est associée. [10] En moyenne qu'un système nerveux humain envoie jusqu'à 65 Hertz, autant dire qu'avec un appareil permettant d'envoyer 150Hertz. [15]

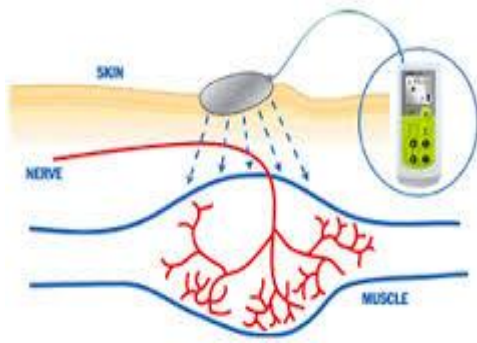


Figure .I.18:l'électrostimulation d'un muscle [14] Figure .I.19 : stimulateur [15]

I.4.9. Déroulement d'examen

Aucune préparation n'est nécessaire. Il faut éviter tout étalement de lait ou crème sur le corps le matin.

Le patient est généralement allongé sur la table d'examen, ou éventuellement assis lors de l'exploration des membres supérieurs.

L'électromyographie se pratique en deux étapes, l'examen de stimulation, puis l'examen de détection :

– **la stimulation** : est utilisé un stimulateur électrique placé sur le trajet du nerf. Des électrodes cutanées de détection sont fixées par des adhésifs au niveau des muscles commandés par les nerfs stimulés.

– **la détection**, de fines aiguilles jetables à usage unique sont introduites dans les muscles à explorer. Le patient doit contracter les muscles explorés. Cet examen ne peut se faire qu'avec la bonne participation du patient, contrairement à l'EMG de stimulation.

La durée de l'examen comprenant les deux types d'examen — stimulation et détection — varie selon le nombre de muscles et de nerfs à explorer et selon la clinique. Il dure de 30 minutes à une heure environ. [6]

I.5. Pathologies

Le fonctionnement normal d'un muscle peut être perturbé à la suite d'atteintes physiologiques. Ainsi, lorsque le corps cellulaire ou l'axone d'un motoneurone est endommagé, le muscle innervé ne peut plus être mis en activité et cette situation est appelée neuropathie. Si d'autre part le motoneurone est intact mais que les fibres musculaires ne sont pas en état de se contracter, on parle alors de myopathie [23].

Et si la jonction neuromusculaire (plaque motrice) est touchée, l'unité motrice fonctionne mal et le muscle ne peut pas se contracter normalement (ici il s'agit des pathologies neuromusculaires) [20].

I.6. Conclusion

Le signal d'EMG diffuse l'information valable concernant le système de nerf. Ainsi le but de ce chapitre était de fournir de brèves informations sur l'EMG et d'indiquer le principe de son fonctionnement. De plus quelque notions et connaissances anatomique et physiologique de base concernant le muscle et son fonctionnement (anatomie et contraction musculaire, le potentiel d'action des unités motrices PAUM, la génération du signal EMG).

Chapitre II : Outils théoriques sur l'analyse du signal électromyogramme

II.1. Introduction

Dans la vie humaine, la plupart des activités sont effectuées par des éléments importants qui sont les muscles. Le signal électro physiologique généré lors de l'excitation/contraction est connu sous le nom d'électromyographie (EMG). Donc, d'une manière simple, l'électromyographie est l'étude de la fonction musculaire grâce à l'analyse des signaux électriques générés durant les contractions musculaires.

Au début du 19^{ème} siècle, les études de l'activité électrique des muscles sont devenues fréquentes. Il a été connu par le travail de Piper (1912), que les contenus du signal EMG aussi bien l'amplitude que la fréquence changent durant une contraction musculaire soutenue en cas de fatigue. La technologie liée à l'informatique et les nouvelles méthodes utilisées en traitement du signal ont toutes contribué à la progression de l'électromyographie connue de nos jours. [29]

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. [28]

Le signal EMG de surface est généralement analysé dans trois domaines : le domaine temporel, le domaine fréquentiel et le domaine temps-fréquence :

- 1. Domaine temporel** : comporte plusieurs étapes de prétraitement citées dans le chapitre suivant (kurtosis, variance, RMS...). Ces derniers facilitent l'analyse et l'exploitation du signal, par exemple, la moyenne quadratique (RMS) fait référence au nombre d'unité motrice activées et de leur taille.

- 2. Domaine fréquentiel :** Une analyse fréquentiel par application de la transformée de Fourier (FFT) a été largement appliquée. En effet H.Cao [3] C.Cabrera [30], ont constaté qu'à partir d'une représentation fréquentielle de la contraction musculaire par application de la FFT, on peut détecter facilement la présence de la fatigue. Cette fatigue a été aussi évaluée par la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD). Malgré cela, cette technique ne permet pas de localiser la présence ou l'évolution d'une composante fréquentielle dans le temps. [3]

- 3. Domaine temps-fréquence :** Pour étudier les évolutions temporelles du contenu spectral d'un signal non stationnaire, il est possible d'utiliser la TF et de satisfaire localement à la condition de stationnarité. Pour cela, il est commun de diviser les signaux en blocs de courte durée où existe la stationnarité au sens large [Lo Conte et Merletti, 1995]. Cependant, cette approche souffre d'une limitation importante en termes de résolution, à cause du compromis en temps et fréquence [Hostens et coll., 2004]. Dans un souci d'amélioration des résolutions temporelles et fréquentielles, un certain nombre de méthodes d'analyse temps-fréquence ont été proposées et utilisées sur les EMG. [3]

Ce chapitre traite dans un premier temps les différentes techniques de traitement de signal, et qui peuvent être utilisées dans l'extraction des caractéristiques (temporelles et fréquentielles) du signal EMG, et de façon plus détaillée celles que nous avons choisies dans notre recherche.

II. 2. Définition du signal

On appelle signal toute grandeur physique tensorielle qui varie soit continument (signaux analogiques) soit discrètement (signaux numériques) au cours du temps. L'évolution dans le temps de la grandeur considérée est régie par la dynamique spécifique du signal. Quelque fois la loi temporelle régissant le phénomène est bien connue (signaux déterministes) et d'autre fois il est difficile, voire impossible de le d'écrire (signaux aléatoire). L'objet du traitement du signal est donc d'analyser avec soin, de coder, de transmettre Intégralement ou une partie spécifique du signal ou de

reconstruire à sa réception toutes ses propriétés et d'en tirer le maximum d'information qu'il contient. [31].

II.3. Classification des signaux [32]

Les phénomènes dynamiques couramment rencontrés en ingénierie sont généralement mesurés sous forme d'amplitude d'une grandeur physique variant en fonction du temps.

II.3.1. Les signaux certains (ou déterministes) [33]

Les signaux déterministes sont des signaux dont l'évolution en fonction du temps peut être parfaitement décrite par un modèle mathématique. Ces signaux proviennent de phénomènes pour lesquels on connaît les lois physiques correspondantes et les conditions initiales, permettant ainsi de prévoir le résultat.

- **Les signaux non périodiques** se composent d'une part des signaux pseudopériodiques formés d'une somme de sinusoïdes de périodes différentes et d'autre part des signaux transitoires dont l'existence est limitée dans le temps.

- **périodiques** : ce sont des signaux à puissance finie, ou l'énergie n'est pas bornée. Ces signaux "certains" peuvent en principe être reproduits rigoureusement identiques à eux-mêmes.

II.3.2. Signaux aléatoires

Mais les ingénieurs sont le plus souvent confrontés à des signaux dont rien ne peut être dit à priori et dont chaque nouvel enregistrement est différent du précédent. On parle alors de **signaux aléatoires** (ou probabilistes) dont le comportement temporel est imprévisible et pour la description desquels il faut se contenter d'observations statistiques. Donc Pour avoir une connaissance complète du phénomène, il faudrait en théorie enregistrer toutes les réalisations possibles, Ces signaux peuvent être :

- **Stationnaires** : Soit un ensemble d'enregistrements $\{x(t)\}$ décrivant le phénomène étudié. Les propriétés moyennes du signal peuvent être évaluées à n'importe quel instant t_1 du signal en faisant une moyenne sur l'ensemble des

réalisations. On peut ainsi évaluer la valeur moyenne, la valeur quadratique moyenne (ou « carré moyen ») ou tout autre grandeur moyenne.

Si ces valeurs moyennes sont invariantes en fonction de l'instant t_1 où elles sont calculées, alors on dit que le signal est stationnaire. [32]

- **Non stationnaires :** Habituellement, les signaux issus des phénomènes physiques sont de nature non stationnaire, voir également formés de plusieurs composantes fréquentielles (signaux multi-composantes). Ces signaux sont brefs, ne se répètent que rarement, et se manifestent par des oscillations évoluant au cours du temps. Parmi les signaux non-stationnaires, on peut citer les signaux de parole, de radar ou de sonar, biomédicaux, acoustiques, astrophysiques. [34]

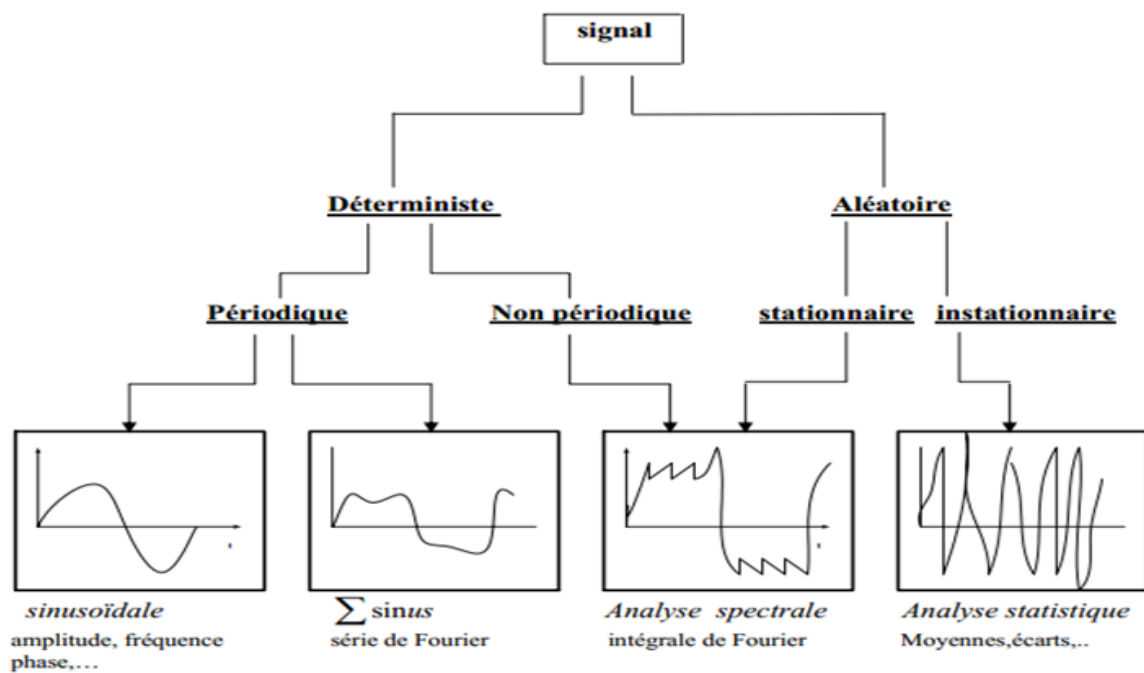


Figure II.1: La classification des signaux [35]

II.4. Analyse d'un signal électromyogramme

II.4.1. Caractéristiques du signal de l'électromyogramme

Pour présenter les caractéristiques du signal obtenu avec un électromyogramme (EMG), on peut démontrer les différences qu'il existe entre d'autres types d'appareil du même genre. Ces appareils sont l'électrocardiogramme (ECG) qui mesure le fonctionnement du cœur et l'électroencéphalogramme (EEG) qui mesure les signaux provenant de la surface du crâne. Le tableau suivant présente les caractéristiques principales du signal de chacun des appareils si dessus. [36]

Type	Tension	Fréquence basse(Hz)	Fréquence haute (Hz)
ECG	200 μ V à 5 mV	0.5	3
EEG	10 μ V à 200 μ V	4	40
EMG	10 μ V à 3 mV	20	3000

Tableau II.1 : Caractéristiques électriques des signaux

Remarque : Si le signal EMG obtenue a une durée réduite et une faible amplitude on peut dire que le patient souffre d'une myopathie, et si les signaux obtenus sont d'amplitudes anormalement grandes et anormalement longues (longues durée), on confirme alors la présence d'une neuropathie [39][38-37]. Cela est bien illustré sur la figure II.2.

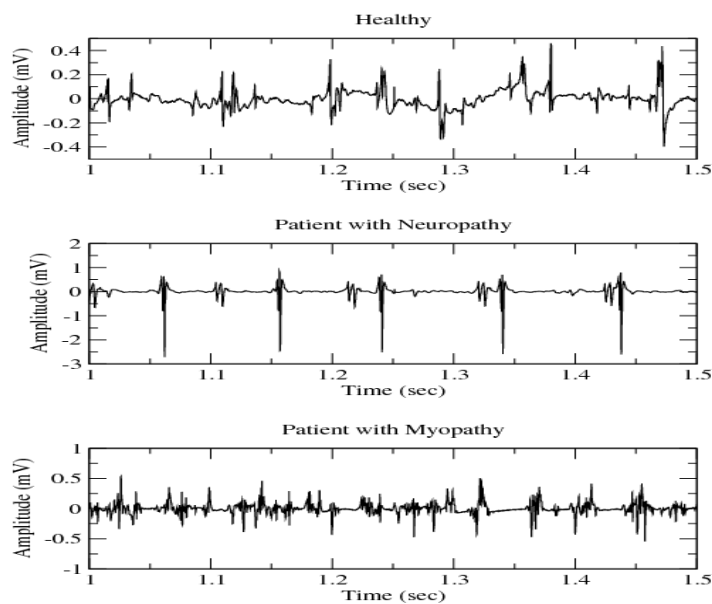


Figure II.2 : Tracés du signal EMG normal et pathologique : le premier signal obtenu d'un patient sain, le deuxième signal d'un patient avec neuropathie et le troisième d'un cas atteint de myopathie [40].

II.5. La numérisation du signal EMG

La numérisation d'un signal est l'opération qui consiste à faire passer un signal de la représentation dans le domaine des temps et des amplitudes continus au domaine des temps et des amplitudes discrets. Cette opération de numérisation d'un signal peut être décomposée en deux étapes principales : échantillonnage et quantification. [41]



Figure II.3 : La chaîne de numérisation d'un signal [33]

II.6. Analyse spectrale d'un signal

L'outil le plus important du traitement du signal est l'analyse spectrale. Ceci est justifié par le fait qu'une description fréquentielle est souvent à la base d'une plus grande compréhension des phénomènes mis en jeu. En fournissant un complément

d'information à la seule description temporelle. Cette analyse repose sur la décomposition des signaux en leurs principales composantes fréquentielles. [35]

Il faut tout d'abord définir la fréquence et la période d'échantillonnage de signal, F_s et T_s , respectivement, selon l'équation $T_s = 1/F_s$. Le signal d'entrée continu dans le temps dont le spectre doit être calculé sera exprimé par la notation $x(t)$. Le signal échantillonné est $x[n]=x(nT_s)$ pour $n = 0,1,\dots,(N-1)$, où N est la longueur d'enregistrement. Les variables temporelle (t), temporelle discrète (n) et fréquentielle (f) sont exprimées respectivement en secondes, en échantillons et en hertz (Hz) [41]

II.6.1. La transformée de Fourier [3]

La transformée de Fourier (TF) est un outil classique de traitement du signal. Cette transformation permet de décrire la répartition des composantes fréquentielles du signal $x(t)$ sans nous renseigner sur les instants de l'apparition de celles-ci. Les renseignements fréquentiels obtenus le sont ainsi au détriment de la description temporelle explicite du signal. Cette méthode ne convient donc pas à tous les types de signaux, notamment aux signaux non-stationnaires, parce que les propriétés statistiques d'un tel signal restent constantes par rapport au temps. Son expression mathématique est la suivante :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (II.1)$$

Où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, $X(f)$ est sa transformée de Fourier.

II.6.2. Densité Spectrale de Puissance (DSP)

Il existe différentes méthodes d'estimation de la densité spectrale de puissance. Le problème des estimateurs de la densité spectrale réside dans leur variance qui est généralement grande et qui ne diminue pas en augmentant le nombre d'échantillons du signal.

Les deux méthodes les plus couramment utilisées sont les suivants :

- **Périodogramme** : Cette méthode estime la densité spectrale de puissance comme étant le carré du module de la transformée de Fourier du signal. Cette méthode est en fait équivalente à prendre la transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation.
- **Périodogramme moyenné (Méthode de Welch)** : Une manière de réduire la variance de l'estimateur est de subdiviser la fenêtre d'observation du signal $x(t)$ en un certain nombre d'intervalles. La moyenne des densités spectrales calculées sur chacun des intervalles donne le périodogramme moyenné.

Puisque les signaux EMG possèdent les caractéristiques pseudo-stationnaires, il vaut mieux estimer le spectre de puissance (DSP) en utilisant la méthode de Welch [Monson,1996], qui permet de trouver un compromis entre le biais et la variance. [3]

L'emploi du périodogramme de Welch nécessite la définition préalable d'un certain nombre de paramètres. Il s'agit notamment du nombre de segments (M), de la longueur de chaque segment (L), de la quantité de recouvrement entre les segments et de la fonction de fenêtrage à utiliser. [42]

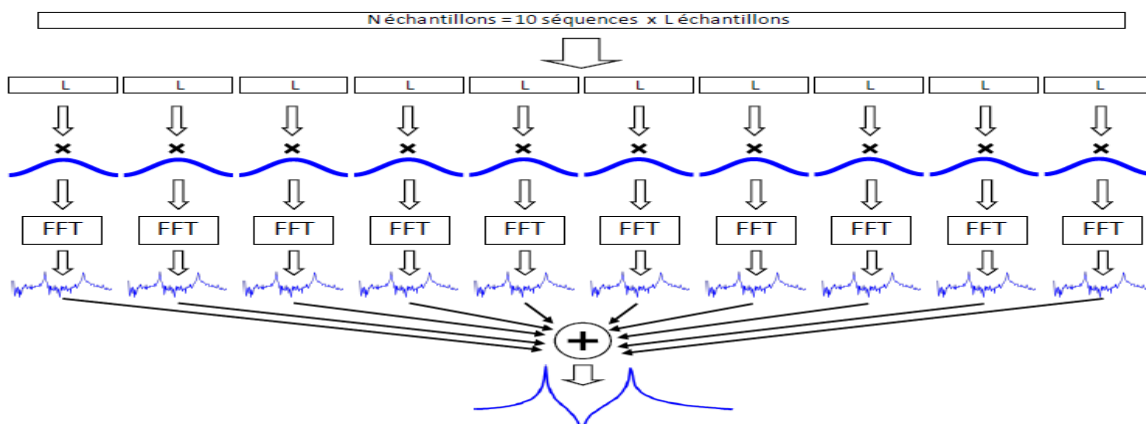


Figure II.4 : Schéma de la procédure de Welch simple [32]

II.7. Etude des paramètres statistiques utilisés pour l'analyse des signaux EMG

Les paramètres statistiques pris ici pour l'étude sont la moyenne, la variance, l'écart type, Asymétrie, kurtosis, l'exposant de Hurst, Entropie, RMS (root mean square).

II.7.1. Amplitude du signal

L'amplitude du signal EMG illustre le niveau d'activation d'un muscle, c'est-à-dire le nombre d'unités motrices actives en fonction du temps. [54]

L'amplitude du signal EMG à tout instant dans le temps est stochastique ou aléatoire. Dans la plupart des cas, toutefois, l'inspection visuelle du signal EMG brut révèle que son amplitude est à peu près proportionnelle à la force exercée par le muscle sous-jacent. Cette relation peut être facilement appréciée par l'affichage du signal EMG en temps réel tandis que l'intensité dû à la contraction musculaire est augmentée. [43]

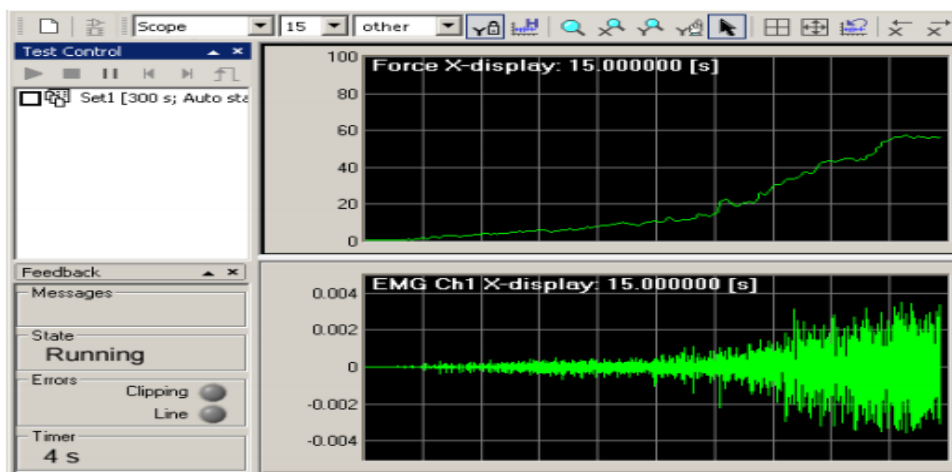


Figure. II.5 : La relation entre la force et l'amplitude de signal EMG [43]

II.7.2. L'énergie

On définit l'énergie associée à une mesure comme son module élevé au carré. L'énergie transférée au fil du temps peut donc être modélisé par un signal dérivé du signal décrivant le phénomène qui nous intéresse : il s'agit de sa densité d'énergie [44]

$$E = \sum_{k=1}^N x_k^2 \quad (II.2)$$

II.7.3. Puissance

Lorsque l'énergie totale d'un signal est ainsi infinie, plutôt que de s'intéresser à la quantité totale d'énergie transmise, on peut étudier la quantité d'énergie transmise par unité de temps : il s'agit de la puissance d'un signal. [44]

$$P = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2 \quad (II.3)$$

II.7.4. La moyenne

La moyenne \bar{x} est la somme des valeurs numériques divisé par le nombre de ces valeurs numériques. [45]

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad (II.4)$$

II.7.5. Variance [46]

La variance montre généralement que dans quelle mesure un ensemble ou d'une série de numéros est étalé. Un écart est toujours ou la plupart du temps non-négatif. La variance est un paramètre qui décrit la distribution de probabilité, est un indice de dispersion exprimé dans les mêmes unités que les observations à partir de laquelle il est calculé. Il est toujours donné par l'expression suivante :

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x - \mu)^2}{N} \quad (II.5)$$

II.7.6. L'écart type (la déviation standard)

Il mesure généralement la quantité de variation de la moyenne. Si les points de repère sont très proches de la moyenne, alors il montre qu'un bas écart type et si les points de repère sont étendus il indique un écart type élevé. Le plus grand avantage de prendre l'écart type est qu'il a la propriété pour exprimer les mêmes unités que les données. [45]

$$STD = \sqrt{\text{variance}} \quad (II.6)$$

II.7.7. Facteur de crête

Le facteur crête est défini par le rapport de la valeur crête (la valeur maximale d'amplitude) sur la valeur efficace :

$$F_c = \frac{X_c}{X_{eff}} \quad (II.7)$$

Cet indicateur est un outil qui permet de mettre en évidence les roulements en phase dégradation. Lorsque le facteur de crête est fiable, il convient de s'assurer que la valeur efficace (ou la valeur crête) de l'amplitude n'est pas en progression, ce qui signifie que l'état du roulement est en dégradation [35].

II.7.8. RMS (root mean square)

La valeur RMS représente une mesure de la valeur efficace du signal EMG sur une période de temps donnée. Le choix de la durée de cette période dépend du type de mouvement étudié.

RMS représente la puissance du signal et se révèle être le plus sensible et fiable. La valeur RMS permet d'obtenir des informations relatives au nombre et à la localisation des UM actives, à la forme des PA et à la fréquence moyenne de décharge des UM. Elle s'obtient par la racine carrée du carré du signal EMG intégrée sur un intervalle de temps T. [55]

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} (x(t))^2 dt} \quad (II.8)$$

II.7.9. Kurtosis et skewness [47]

L'histogramme peut vous donner une idée générale de la forme de distribution, mais deux mesures numériques de forme donner une évaluation plus précise :

II.7.9.1. Kurtosis (aplatissement)

La hauteur et la netteté du pic par rapport au reste des données sont mesurées par un nombre appelé aplatissement .des valeurs plus élevées indiquent un pic plus net supérieur ;Des valeurs plus bases indiquent un pic plus faible

- Une distribution normale a un aplatissement exactement 3 (excès kurtosis exactement 0). Toute distribution avec aplatissement ≈ 3 (excès ≈ 0) est appelée **mesokurtic** .
- Une distribution avec aplatissement < 3 (excès kurtosis < 0) est appelée **platicurtique**. Par rapport à une distribution normale, son pic central est plus bas et plus large, et ses queues sont plus courtes et plus minces.
- Une distribution avec aplatissement > 3 (excès kurtosis > 0) est appelée **leptokurtique**. Par rapport à une distribution normale, son pic central est plus élevé et plus nette, et ses queues sont plus longs et plus gros.

Kurtosis s'exprime sous la formule suivante :

$$k = \frac{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^4}{X_{eff}^4} \quad (II.9)$$

II.7.9.2. Skewness (asymétrie)

Dans la théorie des probabilités et des statistiques, Skewness est une mesure de l'asymétrie de la distribution de probabilité d'une variable aléatoire à valeur réelle autour de sa moyenne. La valeur du Skewness peut être positif ou négatif, ou même indéfini.

- Lorsque la distribution est symétrique, le coefficient de Skewness est nul.
- Lorsque la distribution possède une forte queue vers la droite, le coefficient de Skewness est positif.
- Lorsque la distribution possède une forte queue vers la gauche, le coefficient de Skewness est négatif.

$$S = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^3}{N}}{\left(\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^2}{N}\right)^{3/2}} \quad (II.10)$$

II.7.10. L'entropie statistique [49][48]

L'entropie de Shannon, due à Claude Shannon, est une fonction mathématique qui, intuitivement, correspond à la quantité d'information contenue ou délivrée par une source d'information. Cette source peut être un texte écrit dans une langue donnée, un signal électrique ou encore un fichier informatique quelconque (collection d'octets).

$$H(X) = - \sum_{x \in N} p(x) \log p(x) \quad (II.11)$$

II.7.11. Hurst Exponent [60]

Hurst exponent appelé aussi «Indice de dépendance » est la tendance relative d'une série temporelle soit fortement régressée à la moyenne ou «cluster» dans une direction. L'exposant de Hurst est utilisé comme une mesure de la mémoire à long terme de la série temporelle, à savoir l'auto-corrélation de la série chronologique. Si une valeur de

$0 < H < 0,5$ indique une série de temps avec autocorrélation négative (par exemple une diminution entre les valeurs sera probablement suivie d'une augmentation), et une valeur de $0,5 < H < 1$ indique une série de temps avec autocorrélation positive (par exemple une augmentation entre les valeurs sera probablement suivie par une autre augmentation). Une valeur de $H = 0,5$ indique une marche aléatoire vrai, où il est également probable qu'une diminution ou une augmentation suivra de toute valeur particulière (par exemple la série temporelle n'a pas de mémoire de valeurs précédentes :

$$H = \frac{\log\left(\frac{R}{S}\right)}{\log(T)} \quad (II.12)$$

Où T est la durée de l'échantillon de données et de R / S est la valeur correspondante de la plage rééchantillonnée. R est la différence entre le maximum et le minimum de déviation de la moyenne tandis que S représente l'écart type.

Hurst exposant est estimé en traçant (R / S) par rapport à T dans les axes **log-log**. La pente de la droite de régression se rapproche l'exposant de Hurst. [46]

II.7.12. Indicateurs fréquentiels

L'application la plus importante de l'analyse spectrale est l'étude de la fatigue musculaire. Il a été démontré que la fréquence moyenne et médiane de signal EMG a une baisse avec le temps au cours d'une tâche qui induit la fatigue. [43]

Deux indicateurs fréquentiels, la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD), sont souvent dérivés de la transformée de Fourier à l'aide des formules suivantes:

$$FM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df} \quad (II.13)$$

$$\int_0^{FMD} P(f)df = \int_{FMD}^{\infty} P(f)df \quad (II.14)$$

Où $P(f)$ est la densité spectrale de puissance (DSP). Ces deux fréquences (FM et FMD) ont été utilisées, pour des EMG de surface recueillis lors de contractions isométriques, pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des unités motrices actives [Basmajian et DeLuca, 1985; Karlsson et Gerdle, 2001]. Par contre, la fréquence médiane (FMD) est considérée comme plus fiable que la fréquence moyenne (FM) et devrait être préférée. En effet : (i) l'estimation de la fréquence médiane est moins influencée par le bruit [Merletti et De Luca, 1989], (ii) le signal EMG ne présente pas

les caractéristiques d'une distribution normale [Kaplanis et coll., 2009], (iii) la fréquence médiane est un paramètre d'ordre zéro (tous ses composants fréquentiels sont également pondérés), alors que la fréquence moyenne est un paramètre du premier ordre (ses composants de plus hautes fréquences sont plus pondérés) et (iv) dans le cas d'une valeur importante de la couche de peau, la fréquence moyenne est plus influencée par l'effet de filtrage passe-bas de la peau [Bilodeau et coll., 1995][3].

II.7.13. Contraction maximale volontaire (MVC)

La force maximale volontaire (FMV ou en anglais MVC, maximal voluntary contraction) d'un groupe musculaire correspond à la valeur maximale de la force que peut produire ce groupe lors d'un effort maximal [52]. Le sujet devait faire trois fois une contraction isométrique volontaire maximale. La MVC est calculée comme étant la force maximale générée durant ces trois contractions. [3]

Normalisation de MVC est une technique d'analyse d'amplitude couramment utilisé sur les signaux EMG. Cette méthode de post-traitement utilise une racine carrée moyenne maximale de la valeur (RMS) d'un enregistrement de normaliser les séries de données EMG ultérieure. La sortie est affichée sous forme de pourcentage de la valeur MVC (% MVC), qui peut être utilisé pour établir facilement un terrain d'entente lors de la comparaison des données entre les sujets.

Les signaux EMG ont un caractère spécifique à l'utilisateur, ce qui provoque des enregistrements différent, même lors de la mesure à partir du même endroit avec le même mouvement. Par conséquent, une normalisation MVC peut être utilisé afin d'éliminer cet écart et de permettre la comparaison des données entre les sujets qui auront lieu. [53]

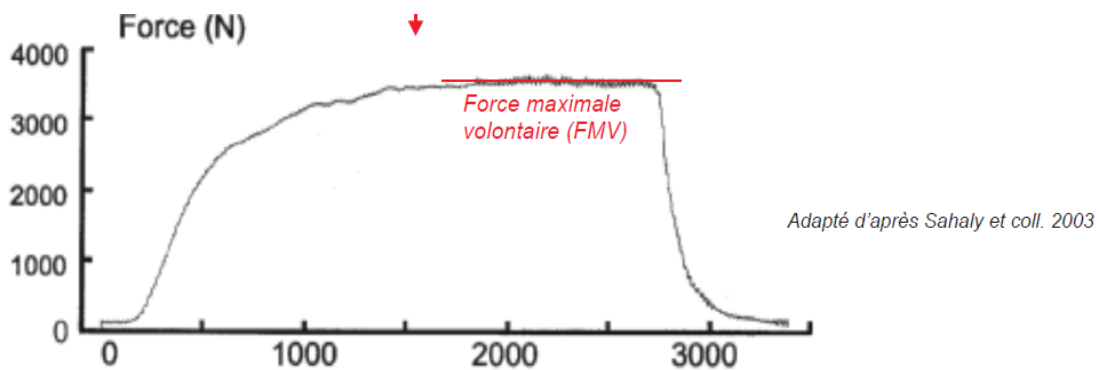


Figure II.6 : représentation graphique d'une force maximale volontaire [52]

II.8. Débruitage d'un signal EMG

Le filtrage atténue les bruits indésirables présents à l'intérieur du signal recueilli, afin d'obtenir un signal représentant avec plus de fidélité les processus électrophysiologiques. De manière générale, les bruits contaminant le signal EMG peuvent être classés en quatre grandes catégories : le bruit d'ambiance, les artéfacts de mouvement, l'instabilité inhérente du signal EMG et les bruits provenant des composants.

L'utilisation de filtres conventionnels (filtre passe-bande) peut limiter leur présence. En revanche, les composants fréquentiels du bruit généré par l'équipement électronique sont de nature aléatoire et se trouvent dans l'intervalle de la bande de fréquence du signal EMG (i.e. 0 à 500 Hz). L'emploi de composants électroniques de haute qualité permet uniquement de réduire le bruit sans toutefois l'éliminer entièrement.

Le choix de la BP représente un compromis entre d'une part la réduction du bruit, et d'autre part la préservation des informations du signal EMG. La détermination de la BP doit tenir compte du muscle testé, du type de contraction, de la configuration des électrodes et des sources de bruit spécifiques. [56]

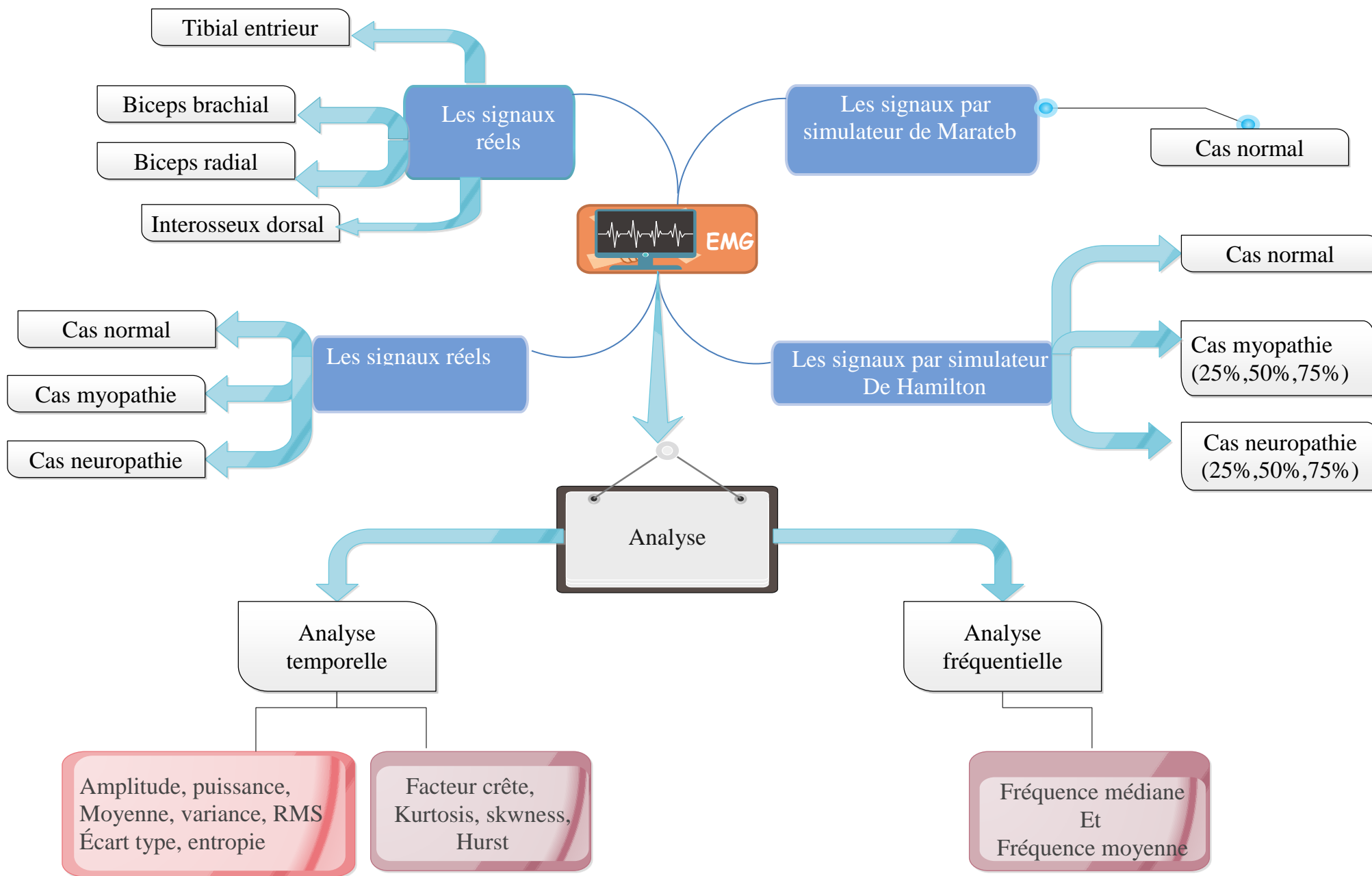
II.9. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différentes techniques qui peuvent être appliquées dans le traitement du signal ainsi que les différents domaines d'analyse du signal EMG.

Chapitre II : Outils théoriques sur l'analyse du signal électromyogramme

Une étude sur les deux représentations temporelle et spectral a été faite, en particulier la densité spectrale de puissance (DSP).

On effectue une analyse statistique sur le signal EMG, on utilise différentes paramètres statistiques comme la moyenne, la variance, l'écart type ; dans le but de faire une comparaison entre le cas normal et les cas pathologiques (neuropathie et myopathie).



Chapitre III : Les résultats d'analyse de l'électromyogramme

III.1. Introduction

Quand un muscle se contracte, il produit un signal électrique connu sous le nom de signal EMG. Le signal EMG se compose des décharges discrètes connues sous le nom de potentiels d'action des unités motrice (MUAP).

La complexité d'un signal EMG dépend de la force de la contraction, que la force demeure constante ou pas (isotonique ou non-isotonique), que la longueur du muscle demeure constante ou pas (isométrique ou non-isométrique), et le type d'électrode.

Ce fameux signal présente une variabilité aléatoire en fonction de plusieurs paramètres : l'âge, le sexe, la taille du muscle et l'état physiopathologique du sujet.

Selon les différents types des électrodes et ces paramètres, les signaux EMG sont enregistrés dans des bases de données pour être étudiés et analysés.

III.2. Base de données utilisées

Dans ce travail deux bases de données ont été utilisées : EMGLab et Physionet.

III.2.1. La base EMGLab

EMGLAB est un laboratoire de recherche situé au centre des sciences de santé à l'hôpital Universitaire London. Il élabore chaque année plus de 3000 examens ambulatoires EMG avec une durée des tests environ de 4 semaines. Les consultations complètes sont considérées en moyenne dans les 10 semaines. [55]

Les signaux EMG ont été enregistrés selon différents types de contraction possible par exemple : une contraction isométrique, et avec une fréquence d'échantillonnage 10KHz. Cette base de données présente des signaux cliniques pour but d'analyser les cas normaux et pathologiques et les signaux qui sont simulés.

III.2.1.1. Les signaux cliniques

Ces signaux ont été enregistrés et analysés par Nikolic M. L'analyse détaillée et la décomposition des Signaux cliniques électromyographie EMG, a été faite sur de patients atteints de myopathie et la sclérose latérale amyotrophique. [Thèse de doctorat, Faculté des sciences de la santé, Université de Copenhague, 2001].

Le matériel était composé d'un groupe de contrôle normal, un groupe de patients atteints de myopathie et un groupe de patients atteints de SLA. Le groupe témoin était constitué de 10 sujets normaux âgés de 21-37 ans, 4 femmes et 6 hommes. 6 sur 10 étaient en très bonne forme physique, et le reste, sauf un était en bonne forme générale. Aucun dans le groupe témoin avaient des signes ou des antécédents de troubles neuromusculaires. Le groupe avec Myopathie est composée de 7 patients ; 2 femmes et 5 hommes âgés de 19-63 ans.

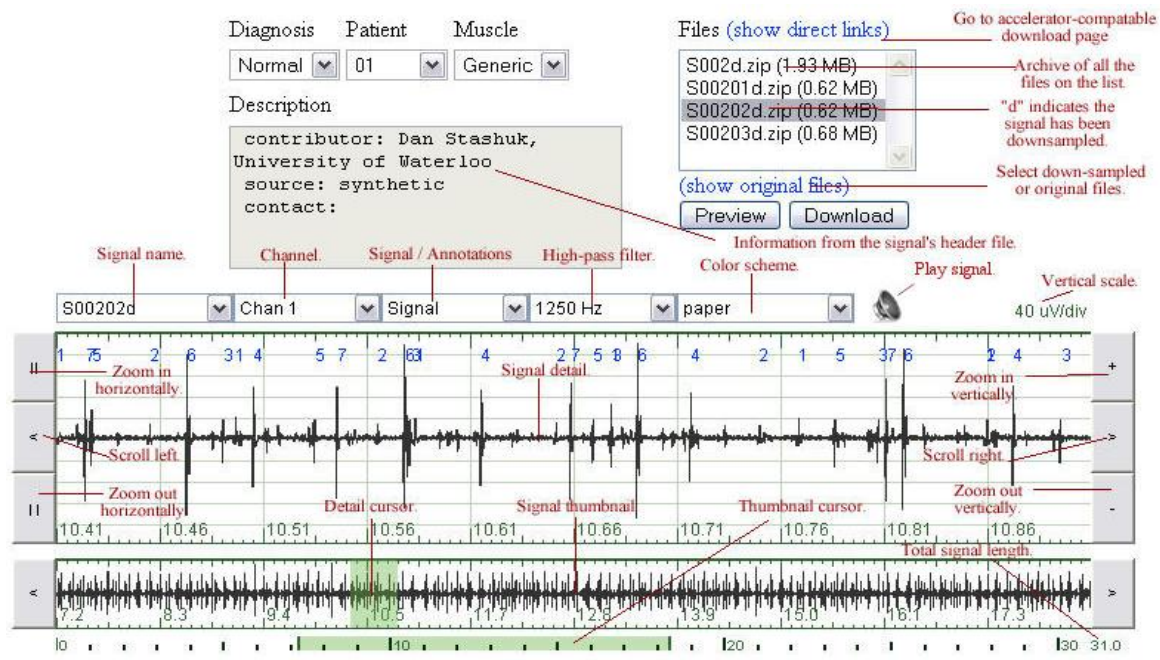


Figure III.1 : EMG pathologique Simulé. Hamilton-Wright A,

Univ, Kingston Queen, CA. [55]

III.3. L'analyse des signaux EMG

Le but de ce chapitre est l'étude et l'analyse des signaux utilisés en EMGLab et physionet, Le traitement numérique dont bénéficie ce signal, qui permet de mettre à la disposition du médecin des informations qui aident ce dernier à établir un diagnostic rapide. Parmi les techniques de traitement des signaux électromyogrammes (EMGs) les plus anciennes et qui ont été largement utilisées pour faciliter son analyse et extraire les paramètres pertinents tels que :

- Amplitude du signal (A)
- Energie du signal (E)
- Entropie du signal (Ep)
- Valeur absolue de la moyenne (Mean)
- L'écart type du signal (SD)
- Variance du signal (V)
- Moyenne quadratique de l'EMG (RMS)
- La puissance du signal (P)
- Kurtosis (K) et skewness (S)
- Fréquence médiane et moyenne du signal (FM et FMD)
- L'exposant Hurst(H)
- Facteur crête du signal (PAPR)

Le calcul de ces paramètres nous permet de distinguer entre les différents signaux possibles : normale, pathologique et cette pathologie soit au sein des muscles soit dans les neurones.

III.3.1. Un électromyogramme rectifié

L'EMG redressé : la première étape du traitement du signal correspond à sa conversion en transformant toutes les variations négatives en variations positives, qui sont toutes sommées. Ce traitement, appelé redressement du signal, permet de suivre plus facilement les débuts et fins d'activité musculaire, ainsi que l'évolution de l'amplitude. [56] La recherche de la valeur moyenne du signal pendant une contraction

serait peu informative si on laissait le signal tel quel, brut, car les variations positives et négatives s'annuleraient alors qu'elles sont toutes les deux porteuses d'information. On commence donc par redresser le signal. i.e. travailler sur sa valeur absolue. [54]

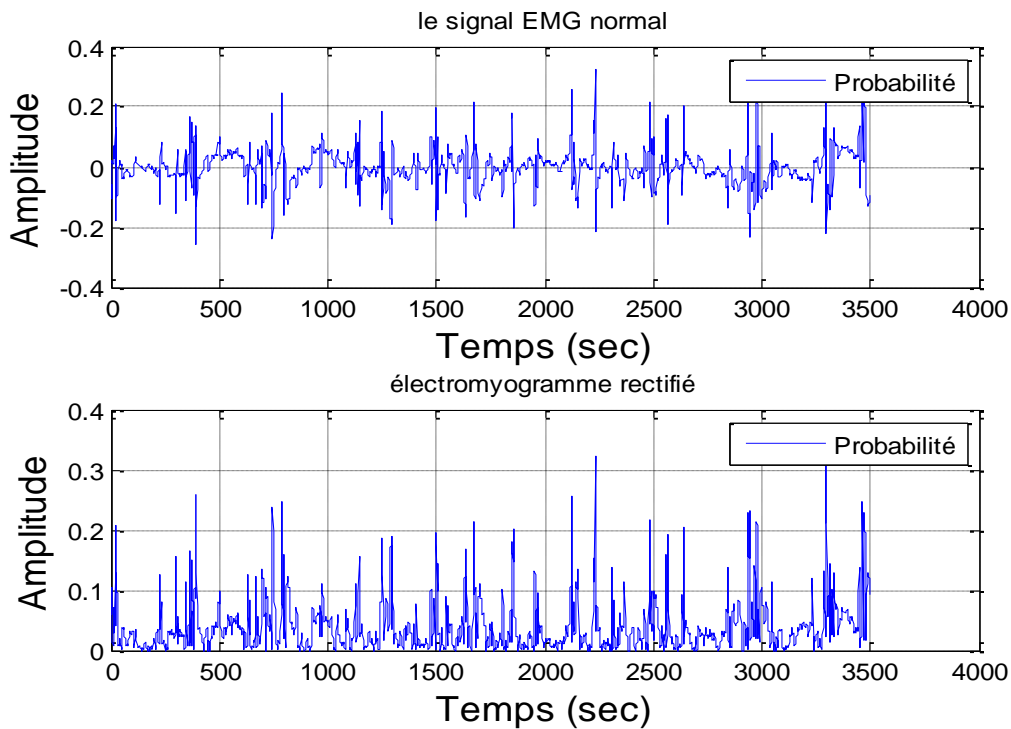


Figure III.2 : la rectification du signal électromyogramme

L'EMG précédent a été redressé, c'est à dire qu'on considère désormais la valeur absolue du signal. Cela permet de tenir compte de toute l'information du signal lors des calculs de la valeur moyenne et des intégrations de certaine portion du signal dans le temps.

III.3.2. L'analyse statistique des signaux EMG normaux

La base de données EMGLab utilise des signaux normaux sous format (.dat) donnés par [Table III.1] ci-dessous. Ces signaux sont enregistrés selon quatre différents muscles : muscle tibial antérieur (TA), biceps brachial(BB), Brachioradial (BR) et du premier muscle interosseux dorsal (FDI), et différents types d'électrode et contraction.




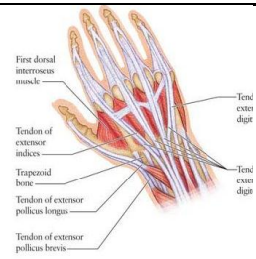
le nom	Type muscle	Description
Tibial antérieur (TA)		Signaux EMGs Multicanaux à contractions isométriques modérés de tibial antérieur. Les signaux ont été enregistrés par deux fils fins monopolaire (insérés ensemble, mais avec une surface d'enregistrement à peu-près de 2 mm) et une électrode de l'aiguille monopolaire inséré à la même profondeur en un point 0,5 cm des fils.
Biceps brachial (BB)		Signaux EMGs monocanal, ont été enregistrés par des électrodes d'aiguille monopolaire à faible contractions isométriques de biceps brachial chez un sujet normal. et Deux paires d'électrodes de fil fin ont été insérés par un médecin dans le bon biceps brachial (BB). L'insertion était d'environ 10 mm de profondeur en dessous du ventre de BB. Chaque paire séparée par 10 à 15 mm, avec des trajectoires orientées perpendiculairement à la surface de la peau. L'électrode de référence a été placée au-dessus de l'os du cubitus proche du poignet
Brachio-radial (BR)		Le signal EMG Multi-canaux du muscle brachioradial d'un sujet normal a été enregistré simultanément à partir de trois ou quatre paires d'électrodes en fil fin et une électrode à aiguille monopolaire insérées à différents endroits le long de l'axe proximo-distal du muscle pendant 20 s. Les électrodes ont été insérées presque à la même profondeur. Les longueurs des surfaces d'enregistrement ≈ 0,5 mm. Ainsi chaque fils de chaque paire sont séparées d'environ 2 mm, et les paires sont séparées l'une de l'autre, et à partir de l'aiguille, par des distances allant de 10 à 100 mm.
Interosseux dorsal (FDI)		Signaux EMGs , quatre voies du premier muscle interosseux dorsal ont été enregistrés pendant les contractions trapézoïdales avec un électrode aiguille quadrifilaire,

Tableau III.1 : les types du muscle de la base de données EMGLab

[55][56][57][58][59]

D'après les quatre muscles décrit précédemment, on effectue une analyse statistique sur les différents signaux enregistrés. Illustré dans les tableaux suivant :

Muscle	Signal	Amplitude (mV)	Energie (J)	Puissance (Watt)	Moyenne (mV)	Variance (mV)	Ecart Type (mV)	RMS (mV)	Entropie
TA	R0212	0.128	78.3581	0.1304	0.2923	0.1306	0.361	0.361	3.7096
	R0208	0.4157	67.8338	0.1129	0.2717	0.1131	0.336	0.336	3.2637
BR	R0080121	0.615	82.0981	0.1366	0.2927	0.1368	0.369	0.369	3.7336
	R0080101	0.709	92.2829	0.1535	0.3090	0.1538	0.392	0.391	3.7768
BB	R0112	0.4432	45.4572	0.0756	0.1992	0.0758	0.275	0.275	3.7640
	R0508	0.5187	53.1827	0.0885	0.2301	0.0886	0.297	0.297	3.8913
	R0701	0.2015	113.602	0.1890	0.3591	0.1893	0.435	0.434	3.9782
	R0603	0.2532	63.4526	0.1056	0.2448	0.1058	0.325	0.324	3.4730
FDI	R0901	0.4617	14.2897	0.0179	0.0415	0.018	0.133	0.136	1.4867
	R0902	0.204	96.0763	0.1599	0.3096	0.1601	0.400	0.399	3.8296

Tableau III.2 : les paramètres temporels des signaux normaux d'EMG

Muscle	Signal	Facteur crête (dB)	Kurtosis	Skwness	Hurst
TA	R0212	2.77	2.7751	0.0021	0.4640
	R0208	2.73	3.1276	-0.0013	0.5403
BR	R0080121	2.71	3.1084	0.0028	0.5183
	R0080101	2.55	2.6062	0.0019	0.4362
BB	R0112	3.64	4.7961	0.0013	0.5112
	R0508	3.37	3.9229	-0.0024	0.4216
	R0701	2.30	2.5129	0.000017	0.5612
	R0603	3.08	4.0070	0.000796	0.4924
FDI	R0901	2.35	2.4794	0.0132	0.4658
	R0902	2.5	3.2198	-0.0026	0.4594

Tableau III.3 : les paramètres temporels des signaux normaux d'EMG

D'après les tableaux III.2. et III.3, on remarque que l'amplitude pour chaque muscle ne dépasse pas 1mv, l'énergie prend des valeurs grandes entre 40 et 120. La puissance varie entre 0 et 1, ainsi que la moyenne varie dans un intervalle [0.01, 0.3]. La variance varie dans un intervalle très petit de 0.07 jusqu'à 0.18. L'écart type et RMS sont presque identique et prend des valeurs variant entre 0.1 et 0.4. Ces valeurs varient par rapport au différent type du muscle. Par contre pour l'entropie sa valeur est égal à 3 pour tous les types des muscles. Kurtosis peut prendre la valeur 3 et skwness varie entre [-1,1]. La valeur de facteur de crête est entre [2,4], de plus la valeur de l'expansion de hurst est 0.5.

III.4. Discussions des résultats des signaux normaux

Dans cette partie on a étudié quatre enregistrements prélevés sur différents muscles des sujets normaux.

Le premier enregistrement est pris sur le muscle tibial antérieur(TA) utilisant 2 fils fins mono-polaire et une électrode d'aiguille insérée dans la même profondeur, avec des contractions isométriques stable.

Le deuxième enregistrement représente des signaux multicanaux de muscle brachioradial (BR) enregistrés par deux différents types d'électrodes (électrode d'aiguille mon polaire et fin fils).

L'enregistrement suivant représente des signaux monocanaux enregistrés avec des électrodes d'aiguille monopolaire à faible contractions isométriques et deux paires d'électrodes de fils fin insérés dans le bon biceps brachial (BB).

Le dernier enregistrement est fait sur le premier muscle interosseux dorsal. Il a été enregistré pendant les contractions trapézoïdales avec un électrode aiguille quadri-filaire.

Une décomposition on ondelette (Daubechies) sur le niveau trois a été utilisée. Ce niveau nous a permis d'obtenir une bonne visualisation du signal.

Les résultats de l'analyse temporelle des différents signaux EMGs sont représentés dans les tableaux **III.2** et **III.3**, et sur les figures allant de **III.2** à **III.9**.

III.4.1. L'amplitude

A partir des résultats du **Tableau III.2**, les amplitudes (Crête à crête) tendent vers une valeur maximale qu'est 1 mV. Dans la littérature, le même résultat a été obtenu par **Emmanuel Tenye. [69]**

Les analyses de la variance des données d'EMG ont prouvé qu'il y a des changements d'amplitudes d'EMG pour les différents types de muscle pendant des contractions isométriques (modérée, faible) et trapézoïde, cependant le brachio_radial prend la valeur la plus élevée car il est enregistré par des électrodes multicanaux (**Figure III.3**). Cette variation est due au fait d'avoir utilisé plusieurs électrodes ou si les enregistrements ont été réalisés à différentes forces musculaires ou avec un contrôle de la force. L'amplitude de l'EMG augmente aussi en fonction de la force comme démontré par **Hua. CAO. [3]**

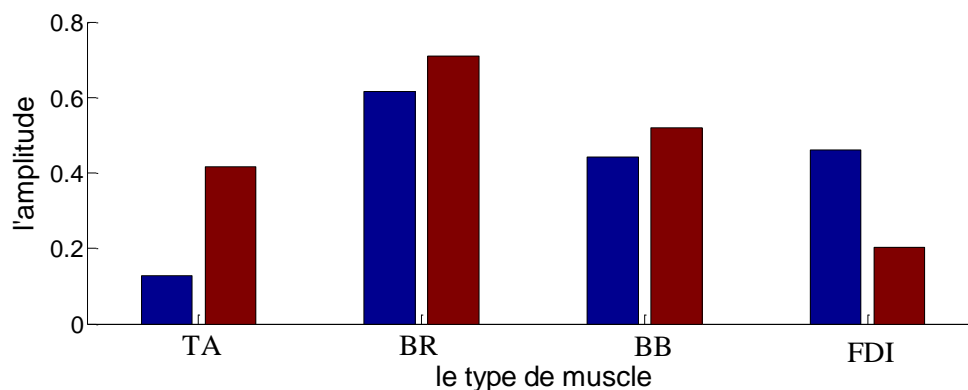


Figure III.3 : variation d'amplitude de signal EMG

III.4.2. L'énergie et la puissance

Les variations énergétiques et la puissance sont toujours liées à la quantité d'informations que porte le signal EMG. L'énergie et la puissance prend la valeur maximale pour le muscle brachioradial (**Tableau III.2**). L'énergie moyenne obtenue est égale à 86J, et la puissance moyenne obtenue est égale à 0.14. Cette augmentation

énergétique dépend de l'importance de la force produit par le muscle lors de la contraction des unités motrices et de type d'électrode surtout dans l'utilisation des électrodes multicanaux (**Figures III.4 et III.5**). [20]

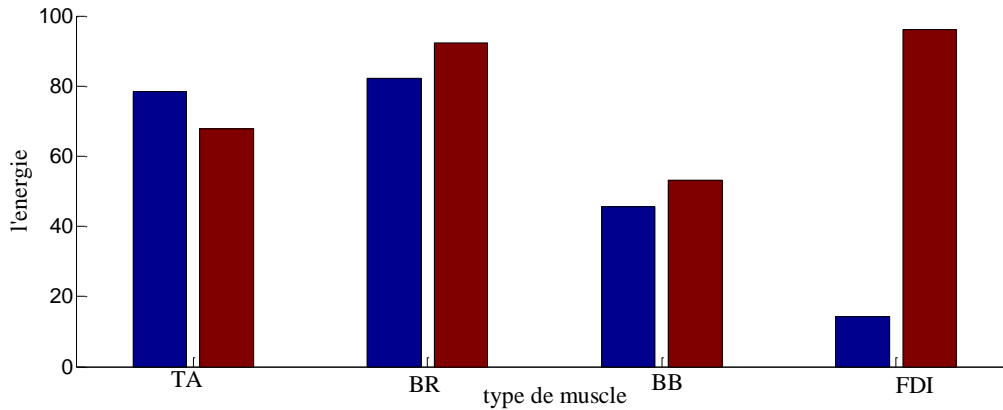


Figure III.4 : Variation de l'énergie selon les types des muscles

III.4.3. La moyenne, la variance, l'écart type et RMS

La moyenne, la variance, RMS et l'écart type (SD), sont également les paramètres les plus souvent utilisés dans la littérature. Dans cette section, différentes méthodes d'estimation de la moyenne, SD, RMS et la variance sont représentées.

Les histogrammes de la variation de la moyenne quadrature (RMS), de la valeur absolue de la moyenne (Mean) et de l'écart type (Std) (**Figure III.5.(b)**), montrent aussi une différence significative par rapport aux différents muscles et toujours le muscle brachioradial prend la valeur maximale. Cette différence est due au maximum d'activité électrique produite, donc un nombre important des échantillons. Aussi les valeurs de l'écart type et RMS sont très proches.

La fonction d'analyse du RMS exécute une forme plus sophistiquée d'établissement d'une moyenne que les méthodes d'enveloppe linéaire et est généralement considérée pour produire des résultats plus fiables avec un éventail de données. La fonction d'analyse de RMS est seulement disponible dans l'application d'analyse d'EMG, pour détecter des événements musculaires ou l'intégration du signal pour estimer l'activation totale de muscle pendant un certain intervalle.

La variance représente la distribution de la moyenne, sa valeur varie selon les différents types de muscle et prend une valeur médiane maximale (≈ 0.145) pour le muscle brachioradial (**Figure .III.5. (a)**).

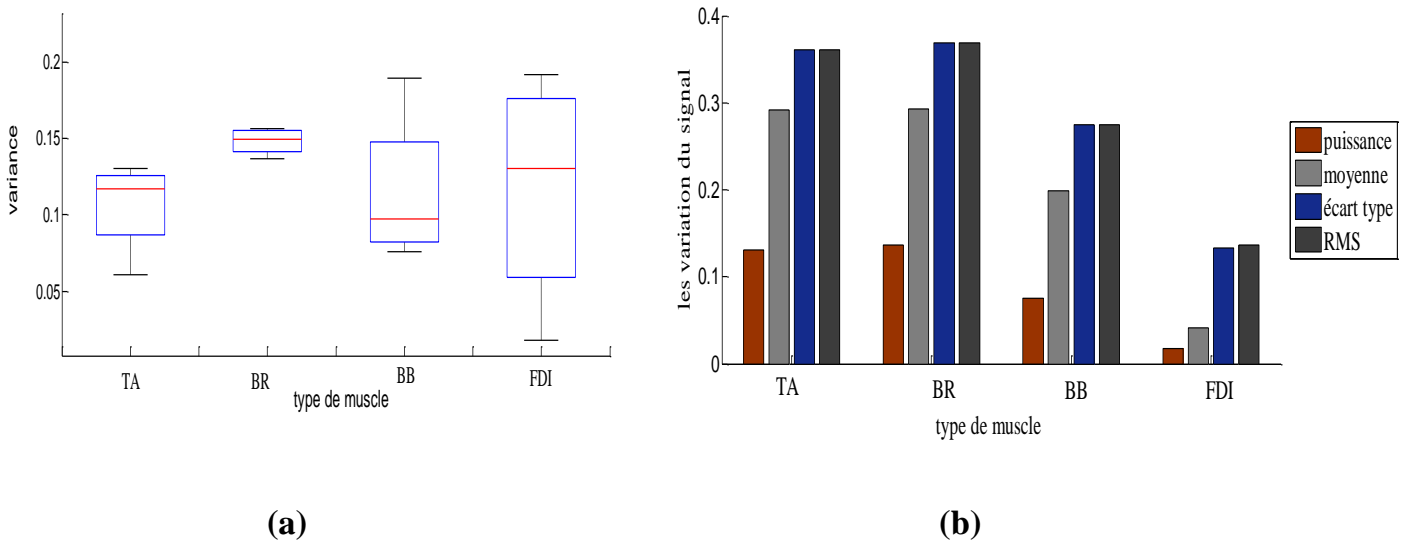


Figure.III.5. Variation des paramètres selon les types des muscles

III.4.4. L'entropie

La valeur de l'entropie représente un petite changement en fonction de type de muscle et l'électrode utilisé, sa valeur reste toujours dans l'intervalle des résultats du cas normal (≈ 3). La Figure III.6 représente la variation de l'entropie en fonction de différents muscles. Elle confirme que le muscle brachioradial prend toujours les valeurs les plus élevées par rapport aux autres muscles étudiés. Cette importance est due au maximum d'activité électrique produite, donc un nombre important des échantillons. [20]

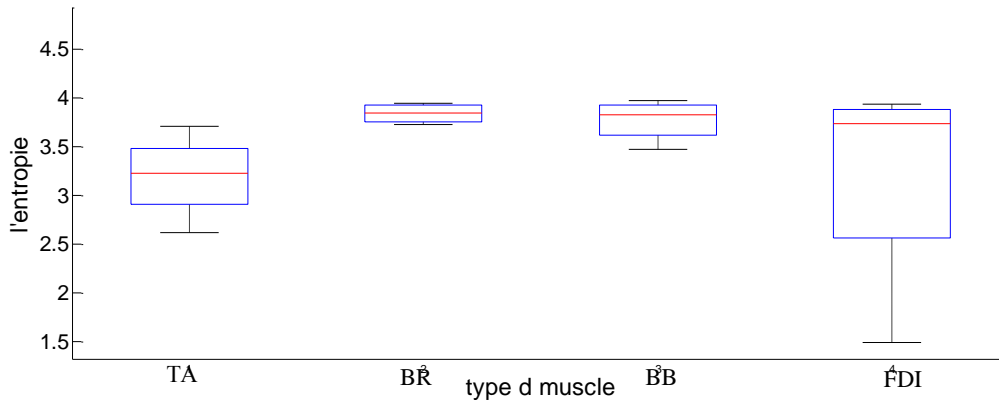


Figure III.6 : La variation d'entropie selon les types des muscles

III.4.5. Skewness et kurtosis

L'histogramme de la Figure.III.8, peut nous donner une idée générale de la forme de distribution. Deux paramètres peuvent nous donner une évaluation plus précise : dissymétrie (skewness) nous indique la quantité et la direction de l'inclinaison et l'aplatissement (Kurtosis) nous indique de quelle taille est le pic central est forte par rapport à une courbe en cloche standard.

Comme dans la plupart des ensembles de données, une distribution peut prendre une forme symétrique ou asymétrique :

Si skewness = 0, les données sont parfaitement symétriques (Stan Brown, 2008), les valeurs de skewness sont très proche de 0 pour les différents types de muscles donc à partir des résultats obtenus (Tableau III.3) on peut dire que la distribution de différents signaux EMG est symétrique et qu'elle ne dépend ni de type d'électrode ni de muscle (Figure III.8).

La hauteur et la netteté du pic par rapport au reste des données sont mesurées par un nombre appelé aplatissement. Des valeurs plus élevées indiquent un pic plus nette supérieure, Des valeurs plus basses indiquent un pic plus faible, moins distincte (Blanda et MacGillivray 1988). Les valeurs de kurtosis sont variables, pour les valeurs qui sont inférieur à 3 représente une distribution qui a le pic central plus bas et plus large, et ses queues sont plus courtes et plus minces, pour les valeurs qui sont supérieur à 3 représente une distribution qui a le pic central plus élevé et plus nette, et

ses queues sont plus longues et plus gros (Stan Brown, 2008). La Figure.III.7 montre que chaque signal a une forme de distribution et cela dépend des caractéristiques d'enregistrement du signal.

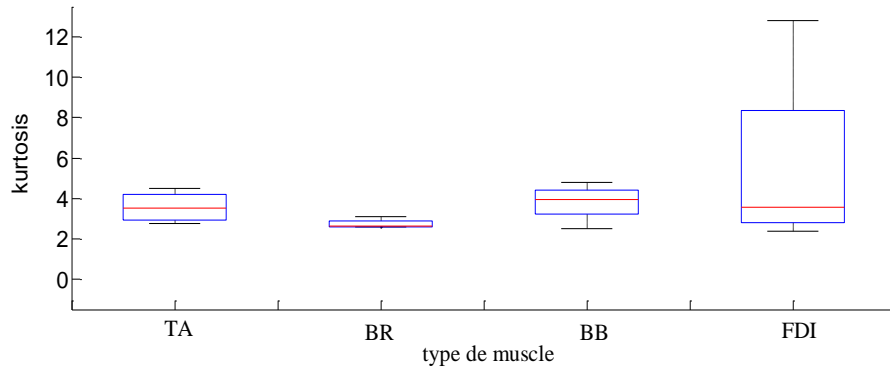


Figure.III.7 : la variation du kurtosis avec boxplot

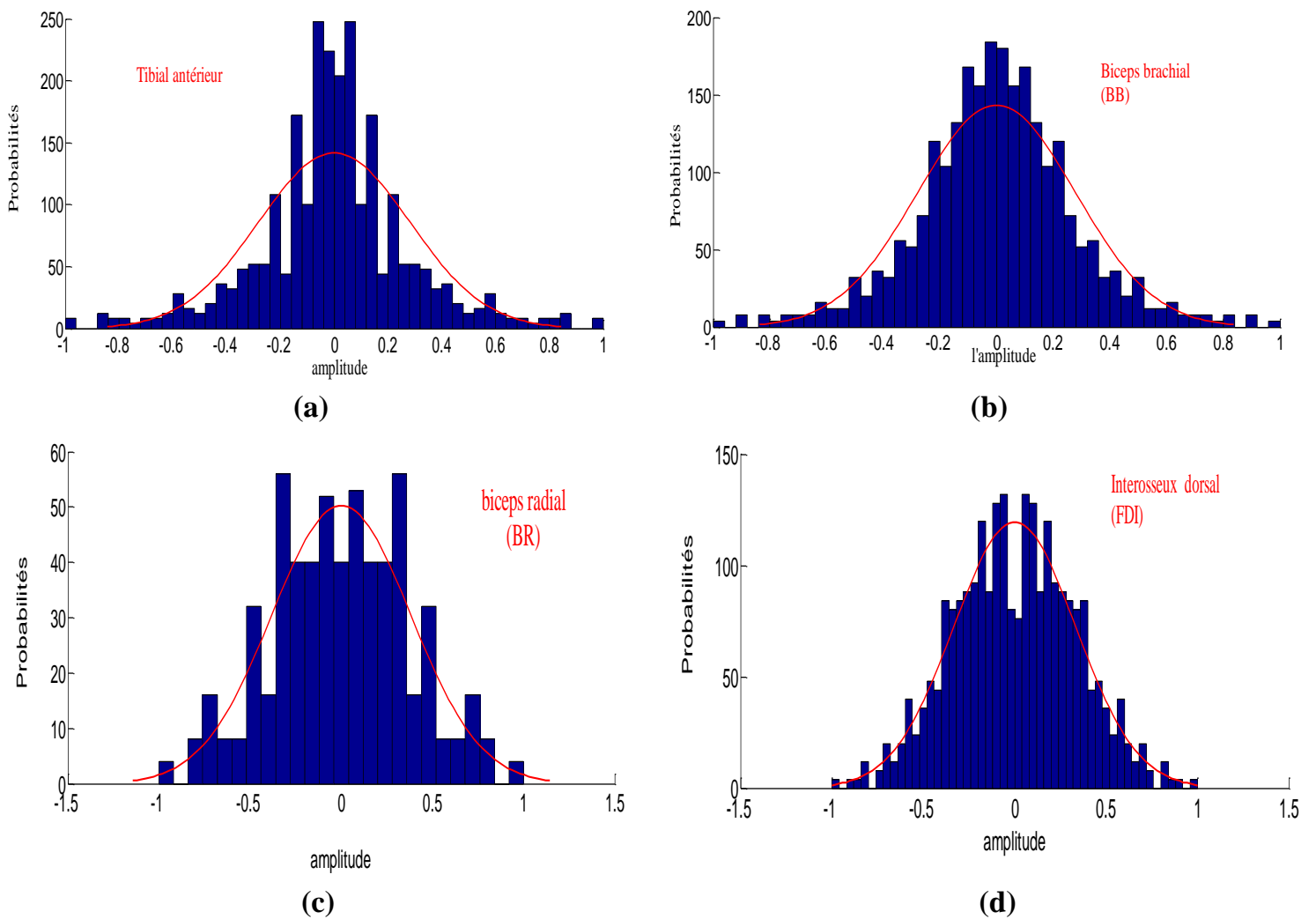
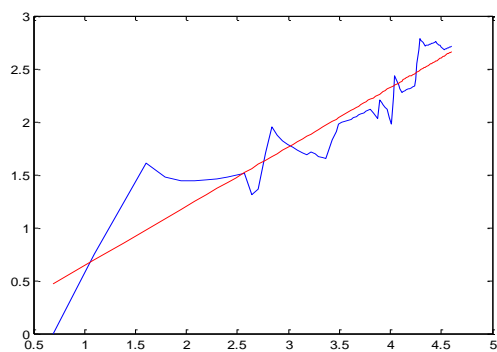


Figure.III.8 : histogramme de distribution du signal

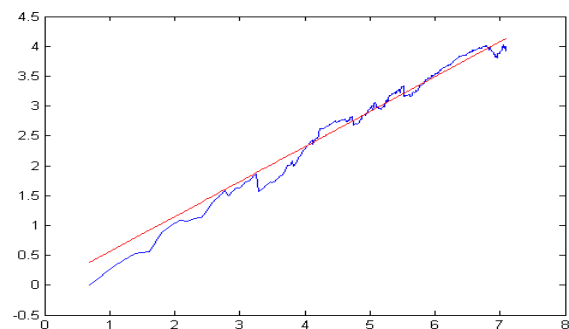
III.4.6. L'exposant de Hurst

L'exposant de Hurst est une méthode statistique utile pour inférer les propriétés d'une série de temps sans faire des hypothèses sur stationnarité. L'exposant de Hurst nous permet de classer les séries chronologiques en types et avoir un aperçu de leur dynamique [62]. Dans notre étude, on a remarqué que l'exposant de Hurst est proche de 0.5 pour tous les cas d'enregistrements (Tableau III.3). Un exposant de Hurst proche de 0,5 est indicative d'une série de temps brownien (il n'y a pas de corrélation entre les observations et une observation future). Série de ce genre sont difficiles à prédire (Subir Mansukhani, 2012). Ces résultats confirment que le signal EMG est un signal aléatoire (non stationnaire). Les figures.III.8. (a) présente les résultats que nous avons obtenus et sont calculés à partir d'un signal enregistré par un muscle biceps brachial ($H=0.5612$) qu'est à la limite de stationnarité. Cette présentation est confirmée par la Figure.III.9. (b) ce qui confirme les résultats reportés par Vilen Abramov. [63]



H= 0.5612

(a)



H= 0.5853

(b)

Figure.III.9: l'exposant de Hurst pour les signaux EMG

III.4.7. Facteur de crête (PAPR)

Les résultats illustrés dans le Tableau III.3, montre que le facteur de crête varie entre 2 et 3 dB pour les signaux (TA, BR, BB) qui sont enregistrées avec une contraction isométrique, tandis que la valeur de FDI qu'est enregistré par une contraction trapézoïde de 20%MVC et 60%MVC qui sont les plus petites par rapport aux autres

contractions. D'après la Figure III.9, on peut dire que la valeur de facteur de crête dépend du type de contraction et du nombre des unités motrices actives. Une augmentation du nombre d'unités motrices actives peut être quantifié par le taux d'augmentation des valeurs RMS (Arnall, Koumantakis, Oldham et Cooper, 2002; VanDieën et Heijblom, 1996) [54]. Le facteur de crête est donc inversement proportionnel avec le RMS.

Le PAPR est utilisé pour quantifier les fluctuations d'amplitude des signaux. Il est défini comme étant le rapport de l'amplitude crête d'un signal sur la valeur efficace (RMS). Cette diminution de PAPR montre que l'amplitude des signaux EMG étudiés a un petit changement et confirme que l'amplitude de signal EMG est influencée par plusieurs facteurs (type d'électrode, type de contraction...).

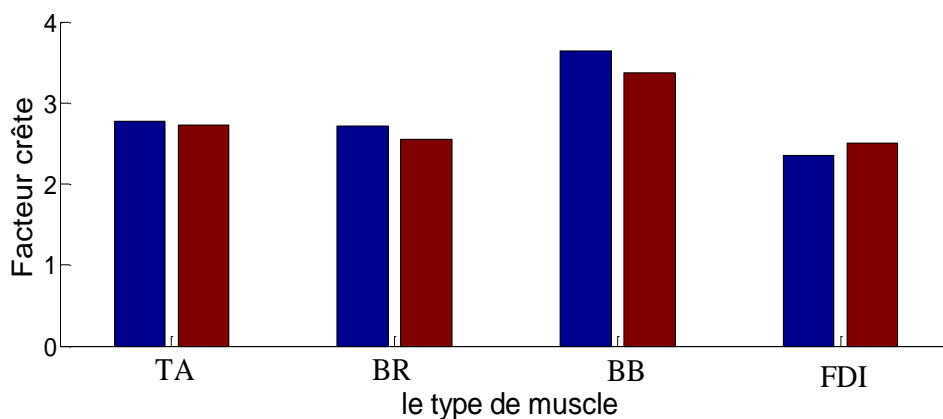


Figure III.10 : la variation du facteur de crête

III.5. L'analyse fréquentielle des signaux EMG

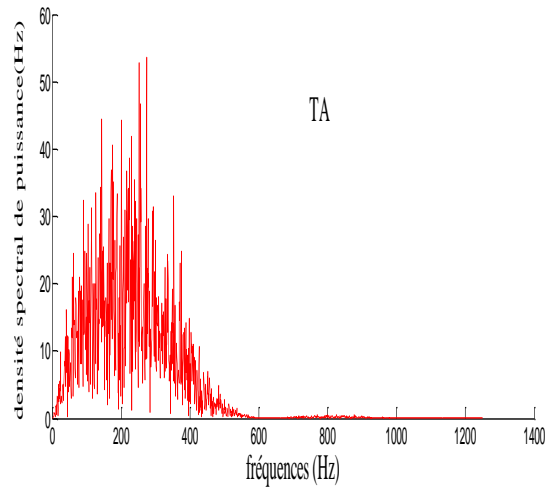
L'analyse fréquentielle permet de caractériser le contenu spectral du signal EMG, en s'appuyant généralement sur la transformée de Fourier. Au travers de cette méthode, le signal EMG est transformé en un spectre de puissance (i.e. densité spectrale de puissance). Plus particulièrement, elle permet d'analyser le contenu spectral du signal en présentant la répartition de l'énergie en fonction des fréquences. Le spectre de puissance peut être présenté sous forme de raies, dont l'amplitude indique la puissance du signal dans la bande de fréquences correspondante. [56]

La représentation fréquentielle par application de la FFT des signaux EMG normaux à différentes contractions et différents types d'électrodes montre que les fréquences importantes à conserver dans le signal vont de 20 à 500 Hz quel que soit la taille du muscle.

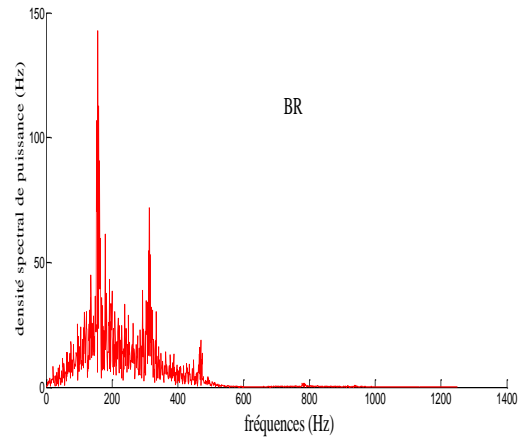
La meilleure façon d'obtenir un signal électromyogramme fiable est un filtre passe-bande allant de 20 à 500 Hz.

Le graphique des spectres de fréquences de quatre différents signaux EMG (Figure.III.11) montre que plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable, Il y a aussi les fréquences dans la gamme de 20 à 400 Hz qui possèdent l'énergie la plus importante.

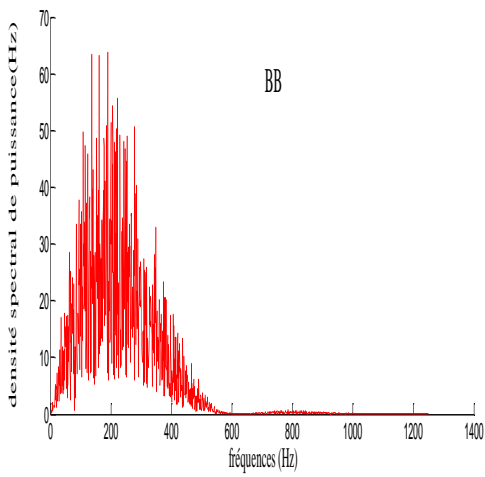
Cette représentation montre que l'amplitude maximale du spectre (150 Hz) pour les fréquences proches de 200Hz, est celle délivrée par un enregistrement détecté par trois ou quatre paire électrodes à fil fin plus une aiguille monopolaire : cas du Brachioradial (Figure.III.11. (b)). Cette valeur diminue en fonction du type et du nombre d'électrode utilisée. Le spectre du signal du Tibial Antérieur (Figure.III.11. (a)) représente une amplitude maximale de 54Hz (deux fils et une électrode mono polaire) et du biceps brachial (Figure.III.11.(c)) représente une amplitude maximale de 60Hz (électrode mono polaire), et celle du premier muscle Interosseux Dorsal (Figure.III.11.(d)) représente une amplitude maximale de 120Hz (électrode quadri filaire).



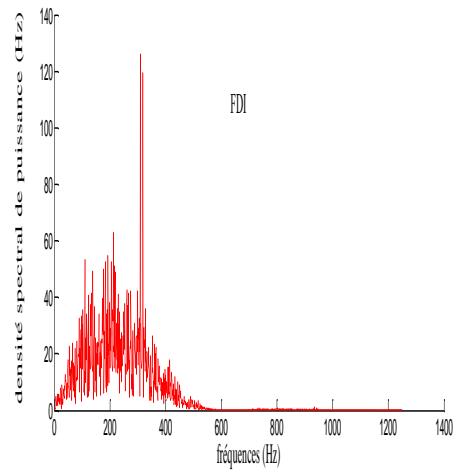
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure.III.11: Représentation fréquentielle des différents signaux EMG.

III.5.1. Les paramètres fréquentiels

Deux paramètres peuvent être obtenus à partir du spectre de puissance : La fréquence médiane et la fréquence moyenne. La fréquence médiane (MDF) est définie comme étant le paramètre qui divise le spectre en deux parties d'énergie égales tandis que la fréquence moyenne (MF) correspond à la moyenne mathématique de la courbe spectrale. Ces deux indicateurs sont les plus souvent utilisés pour caractériser les modifications de la densité spectrale de puissance du signal EMG. L'utilisation de la MDF serait préférée, car elle serait moins sensible au bruit lié à l'enregistrement et traduirait mieux les processus biomécaniques et physiologiques sous-jacents à la contraction musculaire [54]. Le tableau suivant (Tableau III.4) regroupe les résultats des paramètres fréquentielles obtenus pour les différents signaux EMG.

Le type du Muscle	Le signal	Fréquences médiane(Hz)	Fréquences moyenne (Hz)
TA	R0212	123.6842	117.7516
	R0208	123.6842	134.0479
BR	R0080121	270.202	125.045
	R0080101	219.697	135.583
BB	R0112	139.4737	109.7551
	R0508	107.8947	63.0156
	R0701	102.6316	59.8430
FDI	R0603	123.6842	87.0809
	R0901	92.153	97.5061
	R0902	92.153	97.5061

Tableau .III.4: Variation des paramètres fréquentiels pour différents signaux EMG

III.5.1.1. Discussion des résultats

Le tableau. III.4 montre que la MDF et MF sont respectivement comprises entre 81-270Hz et 57-135Hz. Cette variation est bien illustrée dans la figure.III.12, la variation fréquentielle représente une valeur de MF et MFD supérieure pour le signal du muscle brachioradial qu'est enregistré par des électrodes multicanaux qui produit une activité électrique émise par plusieurs unités motrices actives à la fois [20]et une valeur de MF et MFD un peut élevé pour le tibial antérieur qu'est suivi d'une contraction modéré, ainsi une valeur de plus en plus petit pour les deux types des muscles restant (BB et FDI) puisqu'ils ont suivi d'une contraction isométrique faible et une contraction trapézoïde respectivement.

La fréquence médiane (MDF) est l'une des indicateurs utilisés dans les méthodes pour mesurer le processus de la fatigue de muscle. Cependant, une limitation trouvée dans l'analyse du MDF est la grande variation pendant les mesures [65]. De plus MF est sensible à différents paramètres, tels que la fatigue et la chaleur musculaire, qui conduisent respectivement à une baisse et à une augmentation de cet indicateur [54].

Les paramètres fréquentiels du signal d'EMG employée dans la caractérisation de la fatigue de muscle en observant le comportement de la densité spectrale de puissance (PSD) du signal d'EMG. [65]

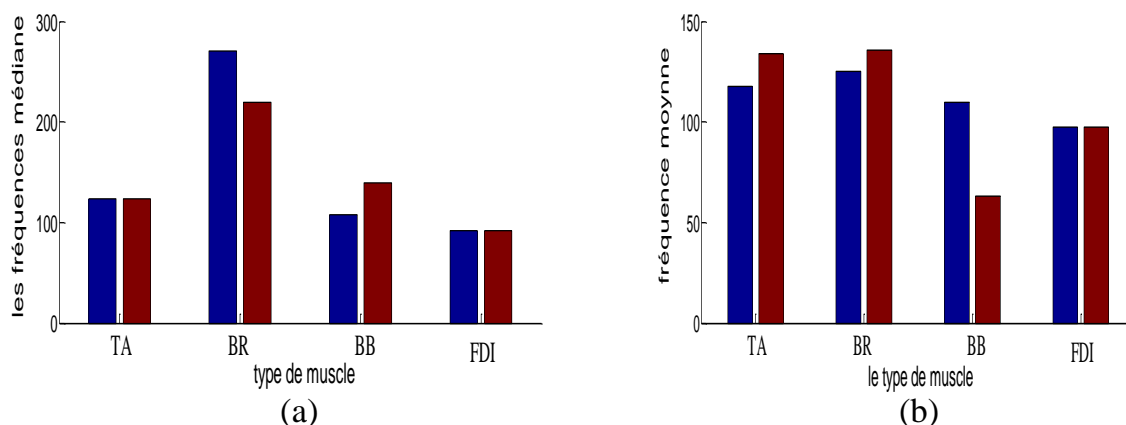


Figure.III.12 : la représentation des paramètres fréquentielles

A partir de cette analyse temporelle et fréquentielle, et quelque soit le type de muscle étudié, on peut conclure que :

- Les caractéristiques des signaux EMG enregistrés sont dépendantes de la technique de Détection ;
- L'amplitude et la fréquence du spectre du signal EMG sont affectées par le type et le placement de l'électrode (Une électrode multicanaux produit une activité électrique maximale) ;
- L'augmentation de l'activité musculaire est à l'origine d'un plus grand nombre d'unités motrices actives (un tracé très énergétique).

III.6. L'analyse statistique des signaux EMG pathologiques simulées

Dans cette analyse on utilise deux types de simulateurs comme suit :

III.6.1. EMG Simulé (Marateb HR, Isfahan Univ, IR.)

Ces signaux simulés ont été conçus par Hamid Reza Marateb. Les MUAP sont été dérivées des signaux réels. Les simulations intègrent la variabilité de la forme MUAP.

III.6.2. EMG pathologique Simulé (Hamilton-Wright A, Univ, Kingston Queen)

Les données ont été générées pour le sujet normal, myopathique et neuropathique en utilisant le simulateur conçu par Hamilton-Wright A, Stashuk DW.

La simulation des signaux EMG a été réalisée à base d'informations cliniques. Les données myopathique / neuropathique ont été simulées par application de **25, 50 et 75%** de fibres / moteur. Chaque étude contient 5 contractions, chacun est dans les fichiers gamme 7.5-12.5MVC. Dans cette partie, on a étudié les signaux simulés afin de différencier entre les cas pathologiques et normal, et savoir la variation de signal EMG selon le nombre de fibres/moteur activées, d'autre part on peut vérifier nos résultats réels avec ces signaux simulés. Les résultats de notre étude sont résumés dans les **Tableaux III.5 et III.6.**

stimulateur	signal	Amplitude (mV)	Energie (J)	Puissance (watt)	Moyenne (mV)	Variance (mv)	Ecart type (mv)	RMS (mv)	Entropie
Marateb HR	S00101	0.6416	71.387	0.1780	0.3458	0.1784	0.4224	0.4219	3.8257
Hamilton-Wright A	Normal (C00102)	0.5698	37.303	0.0930	0.2474	0.0932	0.3054	0.305	3.5646
	Myopathie (M25)	0.5443	37.699	0.094	0.2282	0.0942	0.307	0.3066	3.5996
	Myopathie (M50)	0.7598	44.315	0.1105	0.251	0.1108	0.3328	0.3324	3.6979
	Myopathie (M75)	0.8285	43.323	0.1080	0.2374	0.1083	0.3291	0.3287	3.5494
	Neuropathie (N25)	0.5432	59.783	0.1490	0.32	0.0805	0.2838	0.2834	3.6869
	Neuropathie (N50)	0.7463	53.276	0.1329	0.3649	0.1332	0.3649	0.3645	3.5445
	Neuropathie (N75)	0.8605	62.602	0.1561	0.2268	0.1565	0.3956	0.3951	3.5769

Tableau III.5: les paramètres sont calculés à partir de signaux simulés.

Stimulateur	Signal	Facteur crête (dB)	Skewness	kurtosis	Hurst
Marateb HR	S00101	2.73	-0.0208	2.545	0.499
Hamilton-Wright A	Normal (C00102)	3.27	0.0306	3.5707	0.4995
	Myopathie (M25)	3.26	0.009	4.283	0.499
	Myopathie (M50)	3	-0.0169	4.0449	0.4995
	Myopathie (M75)	3.04	0.0019	3.9285	0.4998
	Neuropathie (N25)	3.53	0.023	2.719	0.4995
	Neuropathie(N50)	2.74	0.0163	3.653	0.499
	Neuropathie(N75)	2.53	-0.0250	2.2873	0.4996

Tableau III.6 : Les mesures obtenues d'un signal EMG simulée

III.6.3. Discussion des résultats (signaux simulés)

Dans la procédure de simulation, on a choisi deux types de simulateur (**Marateb** et **Hamilton**) afin de juger quantitativement si le modèle est comparable avec le modèle réel, pour le but d'obtenir des informations sur le type de signal EMG.

Les signaux sont générés par les valeurs de l'énergie qui varient entre 30 et 90. Les amplitudes tendent vers la valeur maximale qui est égale à 1mV. De plus, les valeurs de la puissance, la variance, l'écart type et RMS sont très petits variant de 0,1 à 0,5. Ces variations dépendent du type de simulateur (Tableau III.5).

Pour le premier simulateur (Marateb), les valeurs obtenues de la puissance, l'écart type, la moyenne et RMS sont plus élevées à celle de simulateur de Hamilton dans le cas normal (voir Figure III.14).

Pour le deuxième simulateur (Hamilton), on a utilisé différents enregistrements (normal\ myopathie\neuropathie) avec 25%,50%,75% de fibre moteur. La variation des paramètres résumés dans la Tableau III.5 montre que :

- L'amplitude dans le cas normal est la plus petite par rapport aux cas pathologique (neuropathie prend la valeur la plus élevée). Cette augmentation d'amplitude reste toujours inférieure à 1mv. L'augmentation du nombre des fibres actives nous donne une augmentation d'amplitude. Le nombre réduit de fibres musculaires conduit à une diminution d'amplitude de crêtes. Avec la progression de la perte de fibres musculaires, il devient de plus en plus difficile de reconnaître les crêtes simples dans le signal. [66], comme illustré dans la Figure III.13.(a).
- La variation énergétique montré dans la Figure.III.13.(a), représente une augmentation linéaire avec le nombre des fibres actives, le cas myopathie75 et neuropathie75 sont plus élevées par rapport à myopathie25 et neuropathie25, en même temps la neuropathie est le cas le plus énergétique par rapport au normal et myopathie. Les signaux ont plus d'énergie quand le niveau de contraction est important. [66]

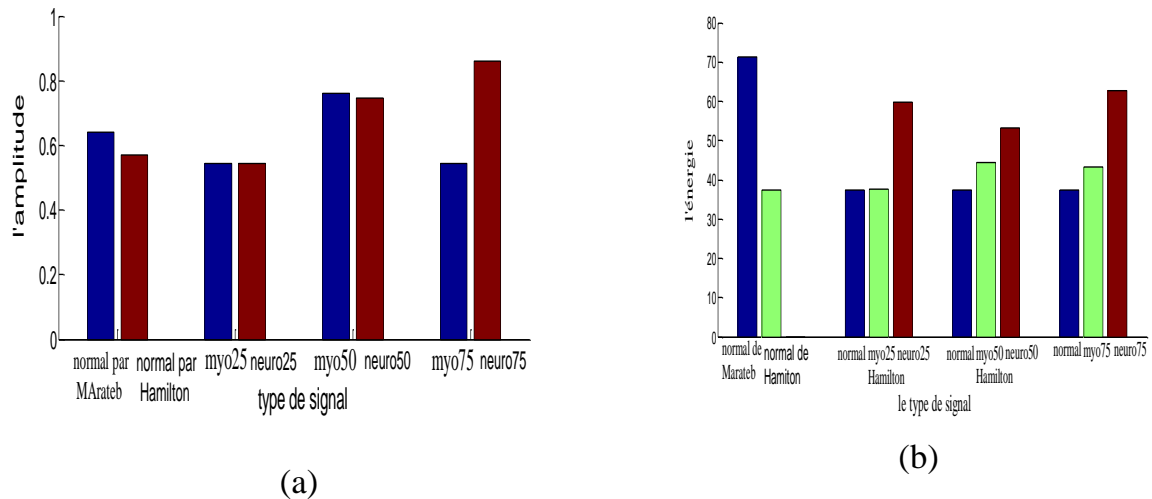


Figure III.13 : Représentation de l'énergie et l'amplitude des signaux EMG simulés

La Figure.III.14 représente la variation des valeurs de puissance, l'écart type, RMS, la moyenne et le facteur de crête.

La variance et l'entropie sont représentées par un boxplot qui prend la valeur médiane de différents enregistrements.

À chaque fois on a utilisé certain nombre des fibres, pour une valeur de 25%, les valeurs (puissance, RMS, moyenne, écart type, entropie) sont très élevées pour la myopathie et neuropathie par rapport à la normal (Figure.III.15), et la neuropathie prend la valeur la plus grand. Avec une augmentation du nombre de fibres moteur (50%), la neuropathie reste la plus élevées, même chose pour une valeur de 75%. Les valeurs de ces paramètres varient proportionnellement avec le nombre des fibres actives. RMS diminue linéairement avec la perte de fibres musculaires [66]. Pour la valeur de facteur de crête, elle est inversement proportionnelle avec la valeur de RMS, l'augmentation des fibres motrices nous donne une diminution de facteur crête.

L'entropie dans le cas de la myopathie prend une valeur la plus proche à la normal par rapport à la neuropathie, ces résultats ont été confirmées par [20].

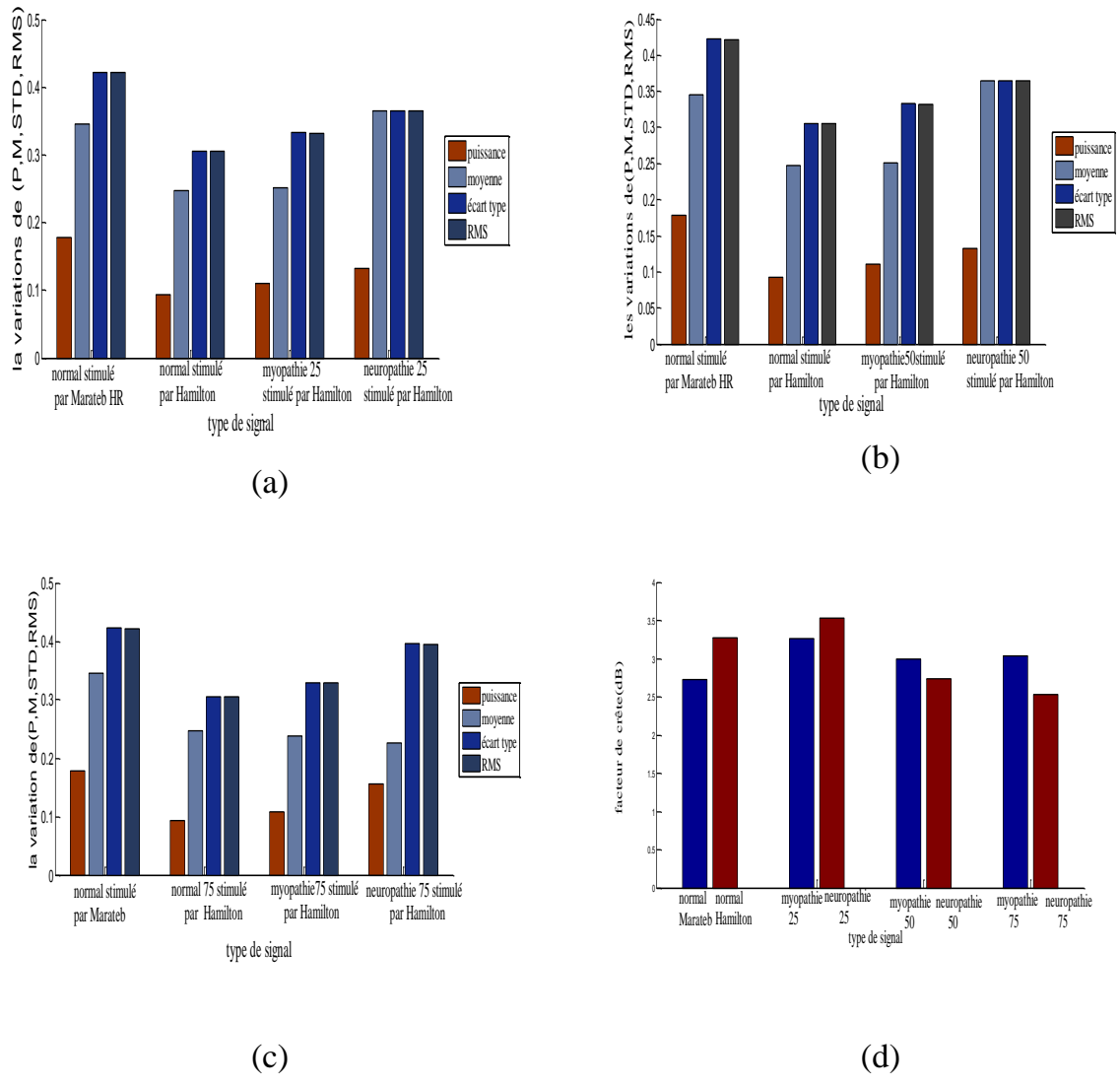


Figure III.14 : représentations des paramètres des signaux simulés

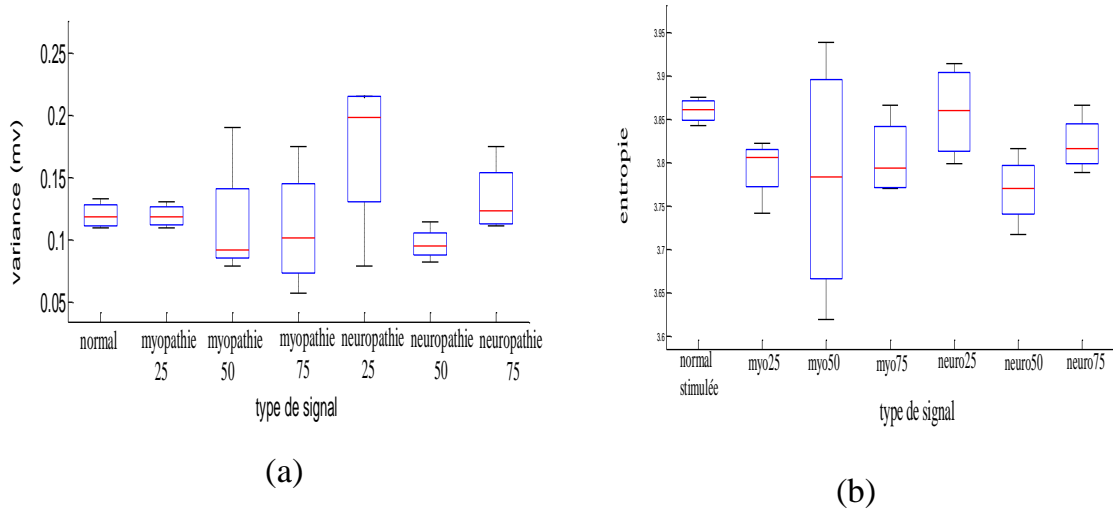


Figure.III.15 : les représentations quantitatives des paramètres selon le nombre d'unité motrice

Kurtosis, skewness donne une information sur la forme et la symétrie de distribution du signal, et Hurst sur la stationnarité du signal comme illustré dans la Figure.III.16. La distribution du signal dans le cas normal par le simulateur de Marateb est plus significative par rapport au simulateur de Hamilton, qu'est une distribution normal ($K \approx 3$).

La distribution dans le cas myopathie (25%,50%,75%) est figurées par un pic plus élevées par rapport à la normal et pour le cas neuropathie (25%,50%75%) les pics sont plus hautes et nettes. Les valeurs de skewness sont proches de 0 (Tableau III.5). Cette valeur indique que notre signal est symétrie, cela est vérifié par la Figure.III.16.

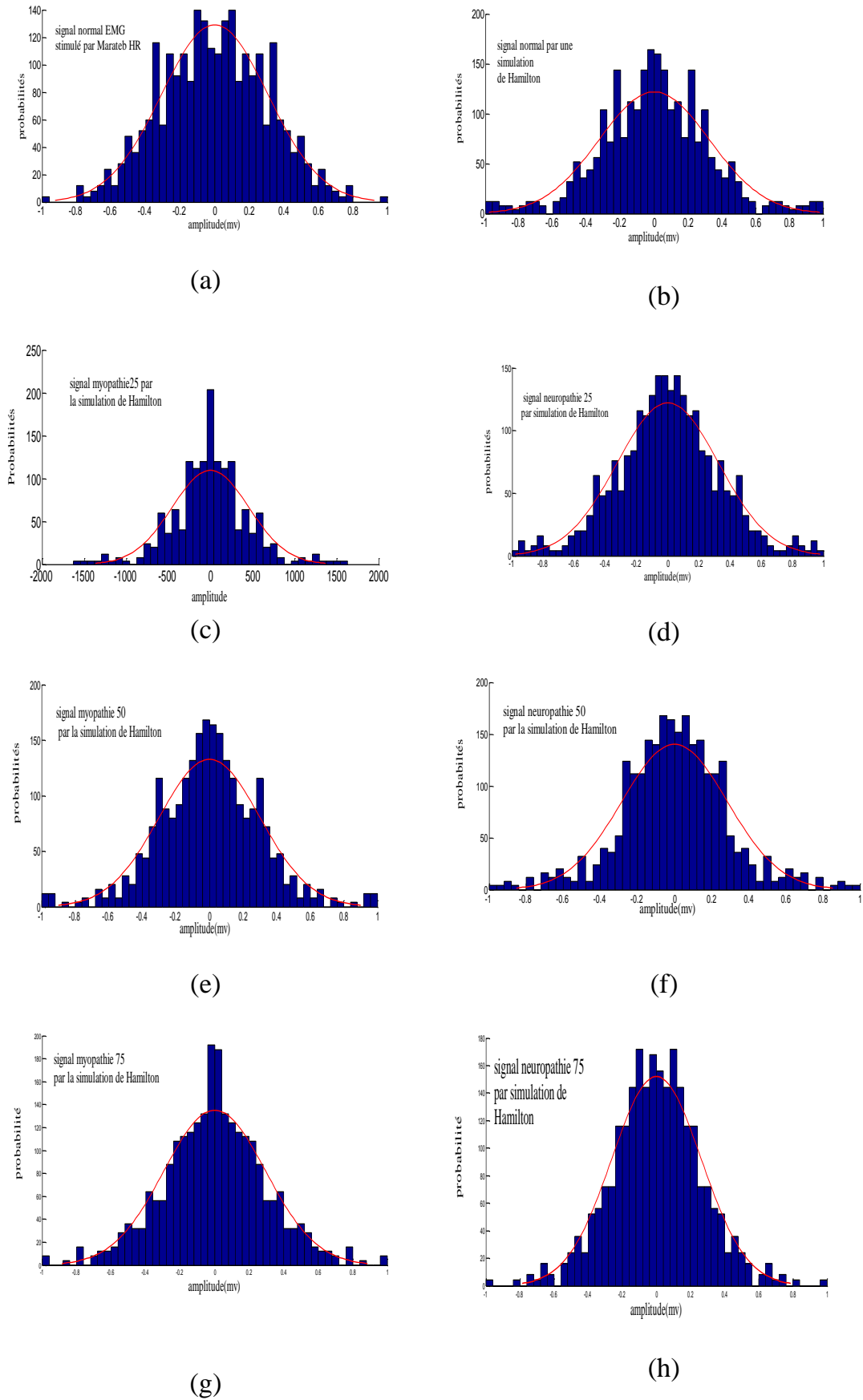


Figure III.16 : La représentation des distributions des signaux simulés

III.7.L'analyse fréquentielle des signaux EMG pathologiques simulées :

Dans cette partie, on a effectué une analyse fréquentielle sur les signaux EMG simulées par la transformation de Fourier, cette procédure peut être employée pour déterminer les caractéristiques de fréquence des signaux EMG. La **Figure.III.17** montre la représentation spectrale des signaux EMG.

Le spectre de signal simulé par Marateb est différent du spectre de signal simulé par Hamilton, donc le type de simulateur influencer sur le spectre du signal.

La DSP est très similaire à la DSP de signaux réels, Nous notons un petits Différence entre les deux DSPs dans les deux modèles. Effectivement ; la DSP dans le modèle 2 (simulé) est légèrement plus grand que le DSP dans le modèle 1(réel). Ces résultats sont confirmés par **Kamel mebarkia. [66]** de plus les spectres dans le cas neuropathie sont plus large par rapport à la myopathie et la normal qui sont figurée dans l'**annexe IV et V.**

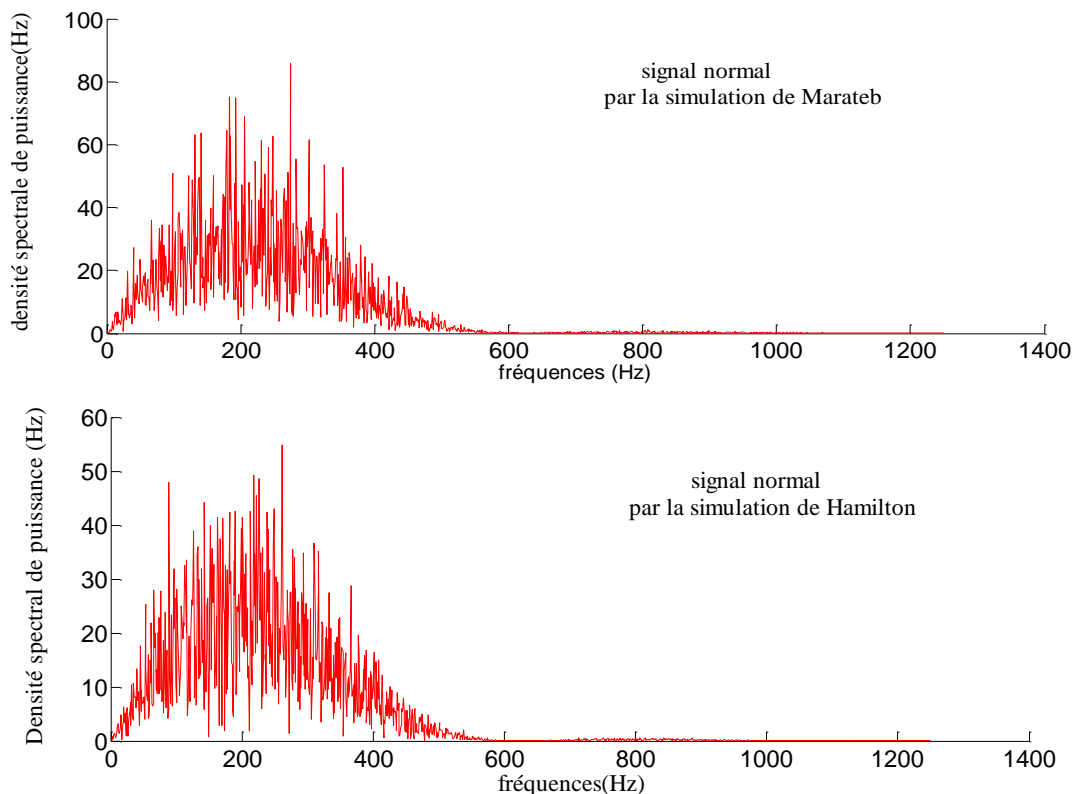


Figure.III.17 : la densité spectrale de puissance des signaux simulés

III.7.1. les paramètres fréquentielles

Stimulateur	Signal	Fréquence médiane (Hz)	Fréquence moyenne (Hz)
Marateb HR	S00101	113.1579	93
	Normal (C00102)	113.1579	113.3860
Hamilton-Wright A	Myopathie (M25)	128.9474	141.1895
	Neuropathie (N25)	118.4211	102.1779
	Myopathie (M50)	155.2632	103.579
	neuropathie (N50)	134.2015	103.8040
	myopathie (N75)	118.4211	113.8040
	Neuropathie (N75)	118.4210	97.3041

Table .III.7: Variation des paramètres fréquents pour des signaux EMG simulés

A partir des spectres précédents, on peut calculer les paramètres fréquentielles qui sont pertinentes dans l'analyse de signal EMG. Des changements pendant la fatigue de muscle ont été avec succès évalués par des paramètres d'EMG tels que la fréquence médiane (force de défense principale), la fréquence de moyenne (Petrofsky et Lind, 1980 ; Stulen et De Luca, 1982) [70]. Ces deux indicateurs ont été représentés dans le tableau Tableau III.7.

III.7.2. Discussion des résultats

D'après le Tableau III.7, on peut dire que les valeurs des fréquences dans le cas normal par deux types de simulateur sont proches pour la fréquence médiane et varie pour la fréquence moyenne (93Hz pour **Marateb** et 113Hz pour **Hamilton**), de plus on a calculé la fréquence moyenne et médiane pour différencier entre les cas normaux et pathologiques. Nous avons utilisé différents fibres actives (25%,50%,75%) sur des signaux myopathie et neuropathique sur le même patient. le Tableau III.7 montre que les valeurs des fréquences moyenne varie entre 90 Hz -140Hz et la fréquence médiane entre 113 Hz-150Hz. Ces résultats sont confirmés en ref. [69]. Ainsi, les valeurs des fréquences varie entre 100 et 250 Hz pour les signaux qui ont été enregistré par des électrodes d'aiguille, de plus les fréquences dans le cas de la myopathie reste toujours élevées par rapport à la neuropathie pour(25%,50%,75%),et à chaque fois on augmente les valeurs des fibres Motors, les fréquences diminuent. Cette variation est due à la fatigue du muscle et qui est très significative dans le cas de la neuropathie (voir figure.III.18). La neuropathie reste la pathologie la plus sévère.

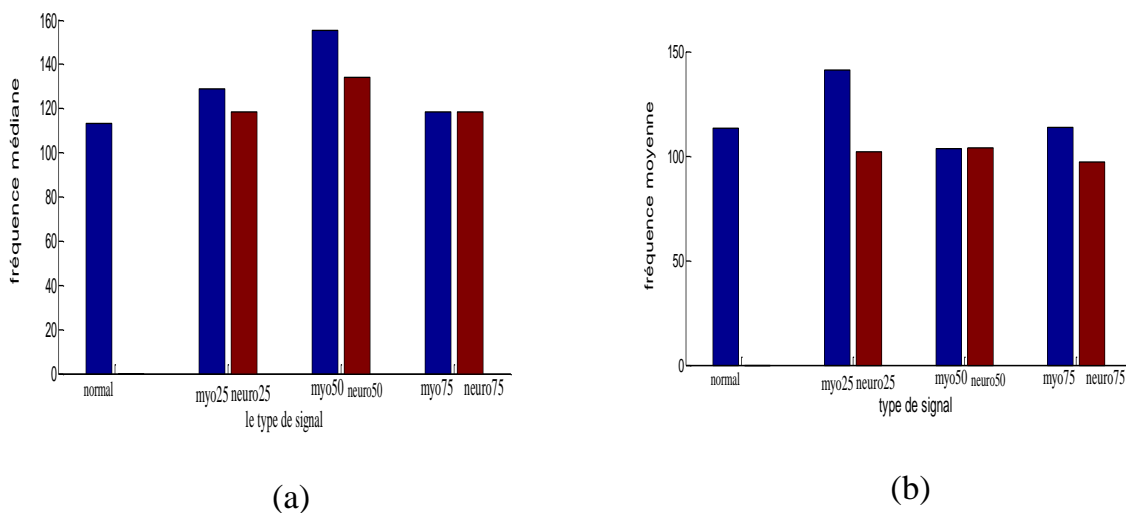


Figure III.18 : Histogramme des paramètres fréquentielles pour les signaux simulés.

III.8. Analyse des signaux EMG pathologiques

L'électromyogramme(EMG) est un outil de diagnostic précieux qui fournit une vraie carte pour les médecins qui aideront à évaluer localiser et traiter les troubles neuromusculaires. Les maladies musculaires sont principalement classées selon leur aspect clinique. Dans cette partie nous essayons de présenter et d'expliquer la différence entre ces trois cas (normal\myopathie\neuropathie) avec une analyse temporelle et fréquentielle qui sont enregistré dans la base de données physionet.

III.8.1. La base de données physionet

Cette base présente des exemples de signaux EMG (avec la permission de Seward Rutkove, MD, Département de neurologie, BIDM Center / Harvard Medical School).

Les données ont été recueillies à l'aide d'un système de surveillance N2 EMG Medelec Synergy (Oxford Instruments médicaux, Old Woking, Royaume-Uni). Une électrode à aiguille concentrique de 25 mm a été placée dans le muscle tibial antérieur de chaque sujet. On demande au patient d'exécuter une flexion dorsale du pied contre résistance. L'électrode d'aiguille a été repositionnée jusqu'à ce que les potentiels d'unité motrice avec un temps de montée rapide aient été identifiés. Les données ont ensuite été recueillies pendant plusieurs secondes, à quel point on a demandé au patient de se détendre et l'aiguille retirée. Les différents signaux EMG ont été enregistrés à 50 kHz, puis sous-échantillonnées à 4 KHz. Pendant le processus d'enregistrement deux filtres analogiques ont été utilisées : un filtre passe-haut 20 Hz et d'un filtre passe-bas 5KHz.

III.8.2. L'analyse statistique des signaux EMG pathologiques:(base de données physionet)

Des signaux d'EMG des trois cas possibles : normal, myopathie, neuropathie ;

✓ **Le cas normal :**

Âge: 44 ans

Sexe: homme

Diagnostic: sans antécédents de maladie neuromusculaire

Type du muscle: tibial antérieur

✓ **Le cas myopathie:**

Âge: 57

Sexe: homme

Diagnostic: myopathie due à l'histoire de polymyosite de longue date, traitée efficacement avec les stéroïdes et le méthotrexate à faible dose.

Type du muscle: tibial antérieur

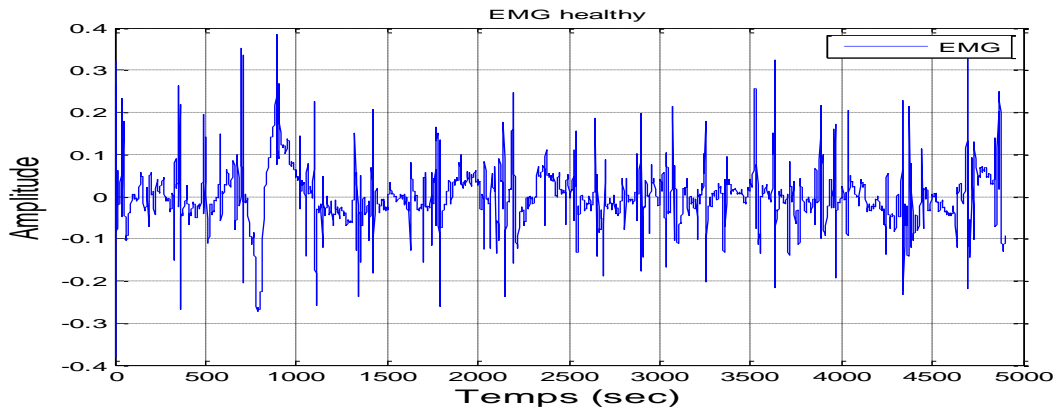
✓ **Le cas neuropathie :**

Âge: 62

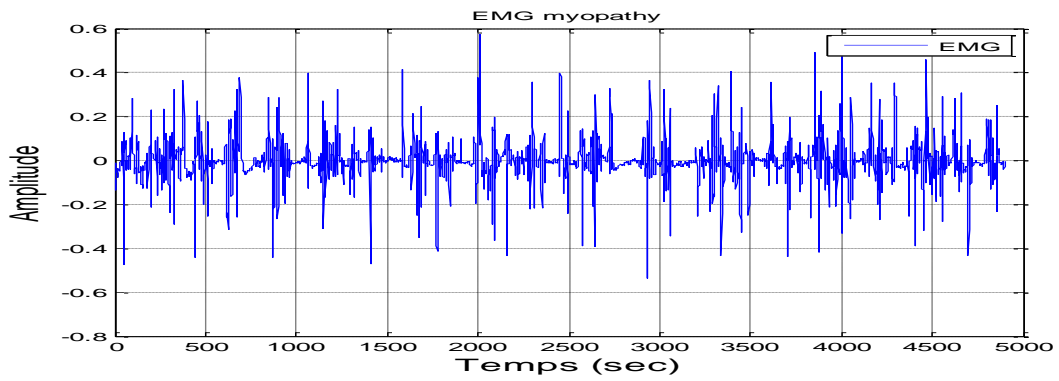
Sexe: homme

Diagnostic: lombalgie chronique et la neuropathie due à une radiculopathie L5 droite

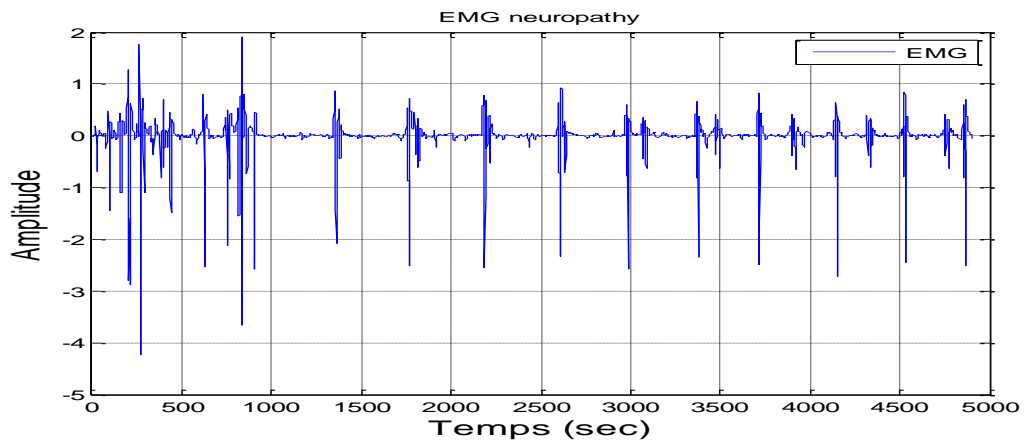
Type du muscle : tibial antérieur



(a)



(b)



(c)

Figure III.19.Représentation temporelle des signaux Electromyogrammes, (a) un cas normal, (b) un cas myopathie, (c) un cas neuropathie(b).

À partir de cette base on a étudié trois cas des signaux afin de trouver la différence existante entre les cas normaux et les cas pathologies à l'aide des paramètres calculés qui sont résumés dans le **Tab.III.8** et **Tab.III.9**.

Signal	Amplitude (mv)	Énergie (J)	Puissance	Moyenne (mv)	Variance (mv)	Ecart type(mv)	RMS (mv)	Entropie
Normal	0.945	56.3381	0.0056	0.0493	0.0056	0.0751	0.0751	3.3517
Myopathie	1.2483	85.6905	0.0086	0.0551	0.0086	0.0926	0.0926	3.2023
Neuropathie	6.1417	93.6025	0.1868	0.2199	0.1872	0.4327	0.4322	4.4779

Tab.III.8 : paramètres temporelles des signaux EMG pathologiques

Signal	Facteur crête (dB)	Kurtosis	skewness	hurst
Normal	7.3049	9.2280	0.6632	0.4966
Myopathie	7.5976	10.2240	0.3316	0.4850
Neuropathie	8.4867	20.4612	-2.6969	0.5000

Tab.III.9 : paramètres temporelles des signaux EMG pathologiques

III.8.3. discussion des résultats

Afin de distinguer la différence existantes entre les signaux EMG et par suite d'estimer l'évolution de leurs sévérité pathologique, des histogrammes de la variation des mêmes paramètres cités auparavant donnée par les tableaux, seront tracés. Ainsi une comparaison entre ces différents cas sera effectuée.

- L'amplitude pour le cas normal prend la valeur la plus petit (0.945mV) qu'est proche à 1mV, ainsi pour le cas myopathie qui possède une valeur proche du cas normal (1.24mV), mais inférieur à celle de la neuropathie qui possède la valeur la plus élevé (6.14). Cette variation d'amplitude est bien illustrée dans la Figure.III.12.(a).

Ces résultats montre que l'amplitude est bien différenciée entre le cas normal par rapport au pathologique, ainsi elle démontre que la sévérité pathologique des signaux

EMG dépend de l'amplitude. Ces résultats sont bien confirmés par **JeanYvesHogrel** [67] et [20]. Donc la neuropathie est plus sévère que la myopathie.

- La variation énergétique des trois différents cas figurés dans la Figure.III.12.(b), montre que le cas normal prend la valeur la plus petit ($\approx 56.33\text{J}$) par rapport aux autres cas. Par contre la neuropathie c'est le cas le plus énergétique ($\approx 93.60\text{J}$). Donc la neuropathie est la plus sévère.

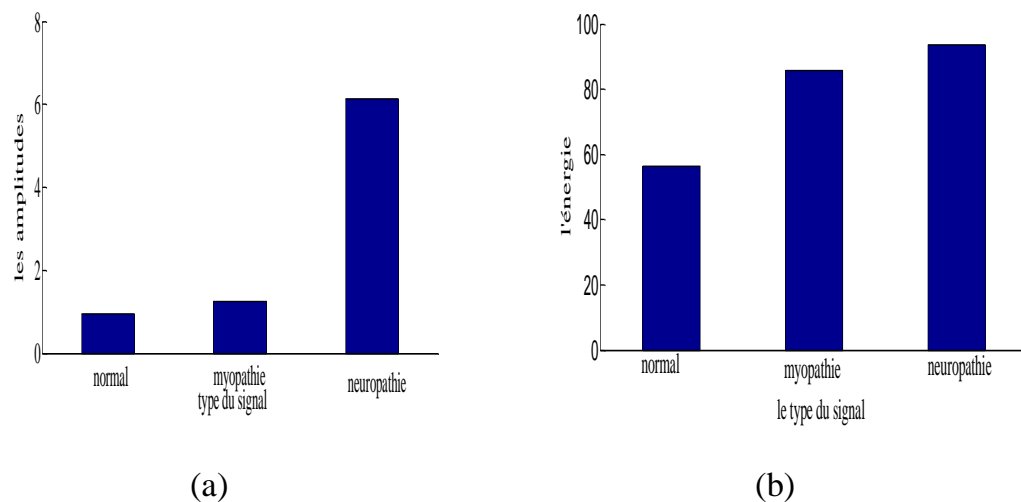


Figure III.20 : variation d'amplitude et d'énergie du signal EMG

- Pour les mêmes cas étudiés, la variation des paramètres (puissance, moyenne, écart type, variance, RMS) présenté dans la Figure.III.13. (a), montre que ces paramètres varient de la même façon. La myopathie est toujours proche du cas normal, et la neuropathie prend les valeurs les plus élevées. Ces résultats ont été confirmés par les recherches précédentes [67] [68].
- L'entropie d'EMG a aussi été utilisée pour distinguer les sujets normaux des sujets anormaux (myopathie \ neuropathie). La valeur de l'entropie dans le cas neuropathie est plus élevé par rapport au cas myopathie, ainsi que la normal (voir figure.III.13.(b)).
- Concernant les valeurs de skewness (>0) et kurtosis (>3) ne représente pas une signification importante dans l'aspect médical et de différencier entre les cas pathologie et normal. Au contraire par rapport à Hurst qui prend des valeurs

proche de 0.5 et qui nous indique que les différents signaux EMG utilisés sont à la limite de stationnarité.

- Le facteur de crête qui nous donne des informations sur l'amplitude de signal, prend une valeur élevée (Tableau III.8) dans le cas de la neuropathie par rapport à celle de la myopathie qui reste toujours proche à la normal, puisque le facteur de crête a une relation avec l'amplitude maximale et la valeur de RMS qui sont élevés dans le cas de la neuropathie par rapport aux autres cas. Ces résultats confirment bien ce qui a été trouvé par les paramètres calculés auparavant.

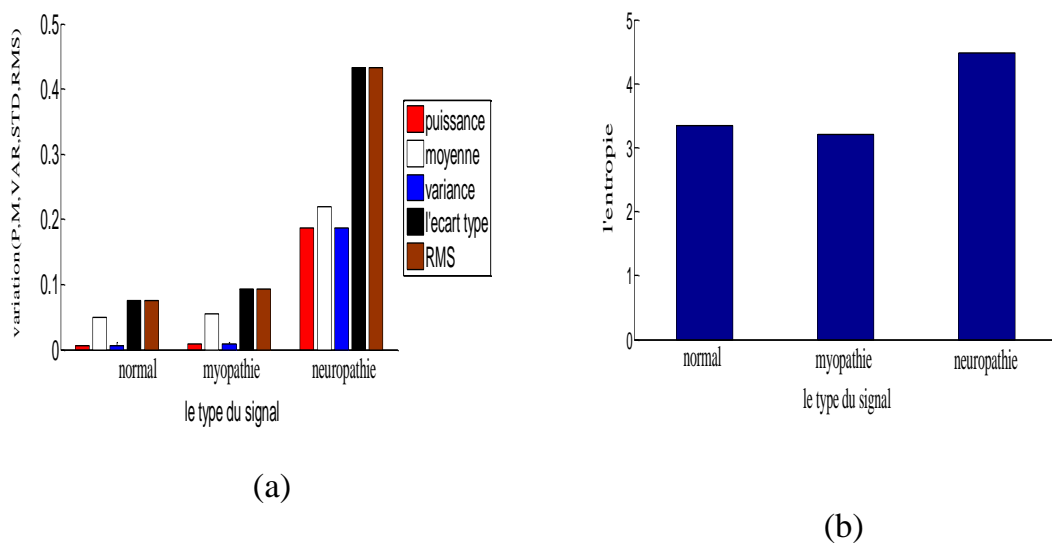


Figure.III.21 : Représentation des variations des paramètres.

III.8.4. L'analyse fréquentielle des signaux EMG pathologiques

Dans cette partie, on a utilisé une transformation de Fourier qui a été largement utilisé dans l'analyse des signaux EMG, non seulement pour les cas normaux mais aussi pour les cas pathologiques. [67] [68]

La représentation fréquentielle dans la Figure III.22, montre que les fréquences importantes du signal électromyogramme sont conservées dans la gamme [20Hz-500Hz] pour les trois cas étudiés. Ainsi le spectre de signal normal montre une amplitude maximale ($\approx 70\text{Hz}$) pour une fréquence comprise entre 50Hz et 200Hz, c'est la gamme la plus énergétique, tandis que l'amplitude maximale du signal

myopathie($\approx 80\text{Hz}$) pour une fréquence conservé dans la gamme 50Hz et 300Hz, c'est la gamme la plus énergétique, ainsi pour le signal neuropathie l'amplitude maximale ($\approx 90\text{Hz}$) pour une fréquence de 20Hz à 350Hz, c'est la gamme la plus énergétique. Ces résultats montrent que la gamme la plus convenable pour étudier le signal EMG est de 20Hz à 500Hz.

Ainsi pour les fréquences supérieures à 500Hz, il y'a une diminution progressive du spectre vers la ligne de base qui signifie la fatigue du muscle. (La fatigue entraîne généralement un glissement du spectre de puissance EMG vers les basses fréquences par **Samuel Rota**).

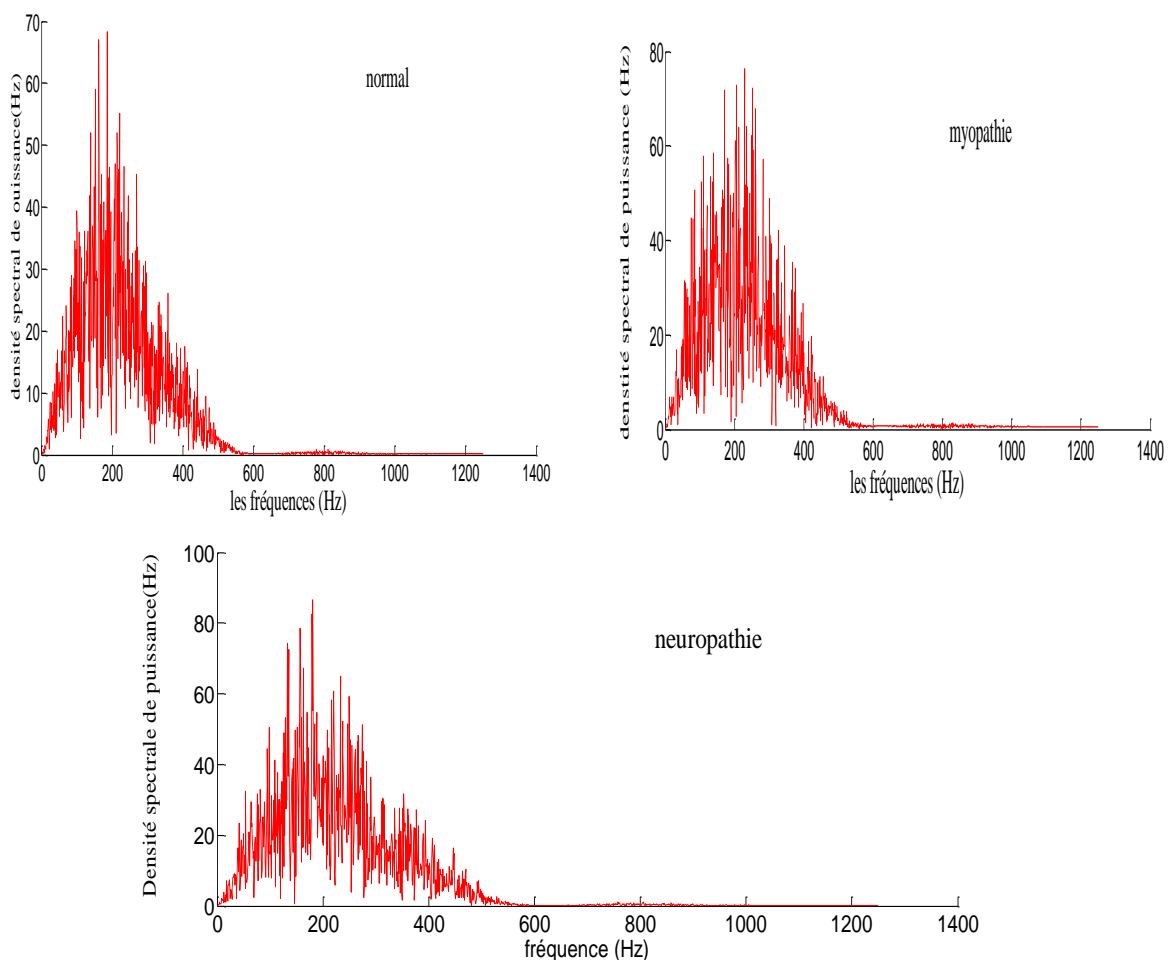


Figure III.22 : La densité spectrale de puissance des signaux pathologiques

III.8.4.1. Les paramètre fréquentiels

Le contenu fréquentiel du signal EMG dépend des cas utilisés (un cas normal ou pathologique), dans le cas pathologique on trouve une fréquence inférieure à la fréquence normale et parfois on trouve une fréquence très élevée comme le cas de la maladie de parkinson [71]. Le tableau ci-dessous représente la variation des paramètres fréquentielles utilisés pour différencier le cas normal du cas pathologique. Cette variation est bien illustrée dans la Figure.III.23, la fréquence médiane et moyenne sont les plus basses pour le cas du signal neuropathie, ainsi que la myopathie proche du normal, on constate que plus la fréquence diminue, la sévérité de la pathologie augmente, cette constatation est confirmée par [68].

Le type du muscle	Fréquences médiane	Fréquences moyenne
Normal	274.219	68.656
Myopathie	265.625	32.9857
Neuropathie	119.44	26

Tab.III.10 : Variation des paramètres fréquentiels des signaux EMG pathologiques.

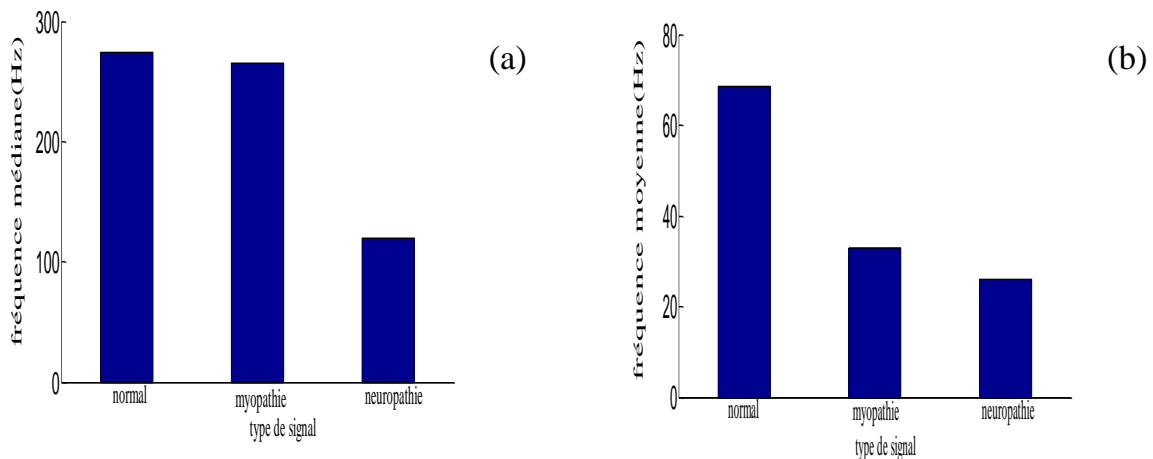


Figure.III.23 : Les paramètres fréquentiels des signaux EMG

III.9. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons utilisé différents signaux EMG (cas réel selon les types des muscles, cas simulés normal et pathologique sur différents fibres moteurs, cas réel pathologique).

On a effectué une analyse temporelle avec plusieurs paramètres tels que l'amplitude, puissance, moyenne, variance, écart type, RMS, l'énergie et le facteur crête qui sont les paramètres les plus pertinentes pour le diagnostic. kurtosis ,skewness et Hurst nous ont donné des informations complémentaires sur les caractéristiques du signal EMG. A partir de ces paramètres, on conclure que les signaux EMG dépendent du type d'électrode et de la contraction exercée, ainsi que les signaux simulés sont similaires aux signaux réels.

De plus, une analyse fréquentielle par la transformé de Fourier a été faite. Le but de cette étude était d'évaluer la reproductibilité des paramètres de la fréquence de signal d'EMG employée dans la caractérisation de la fatigue localisée de muscle en observant le comportement de la densité spectrale de puissance (PSD) du signal d'EMG.

L'amplitude et la fréquence sont les paramètres les plus employées dans l'analyse du signal EMG qui nous donne des informations importantes d'aide au diagnostic.

Chapitre IV : Conception de l'interface graphique

IV.1. Introduction

Dans ce chapitre, une interface graphique pour l'analyse statistique du signal EMG sera représentée. Cette interface-utilisateur interactive avec la possibilité d'exécuter plusieurs tâches avec seulement un simple clic.

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

Dans notre étude, l'interface graphique a été créée sous langage Matlab.

L'objectif est de présenter notre étude sur le signal EMG ainsi que les résultats obtenus sous un environnement facile à accéder.

Les versions actuelles de Matlab permettent de construire ces interfaces directement avec la souris grâce au GUIDE (Graphical User Interface Development Environment). Cet outil est capable de construire des applications de très haut niveau. Cependant, son approche est très délicate pour un utilisateur peu expérimenté. L'approche classique par description textuelle de l'interface, moins performante mais compréhensible, permet de se familiariser avec les principales notions.

IV. 2. Présentation de la fiche principale

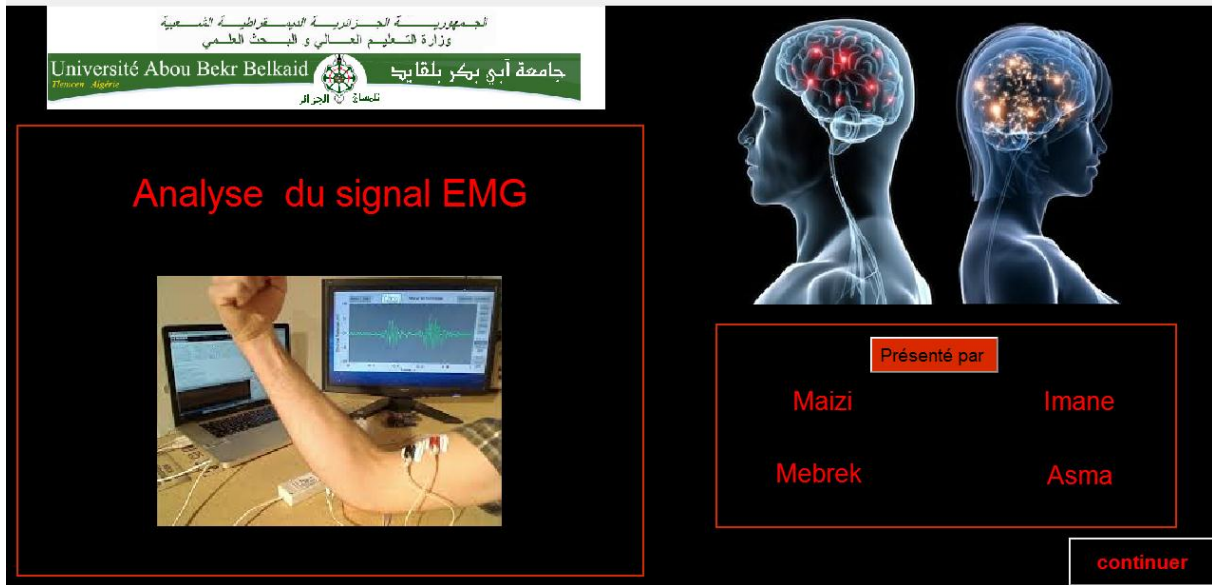


Figure IV.1 : Fiche principale

Dans la fiche principale, nous avons utilisé un push Botton « continuer », pour passer à la fiche suivante “le plan de travail”.

IV.3. Fiche de travail

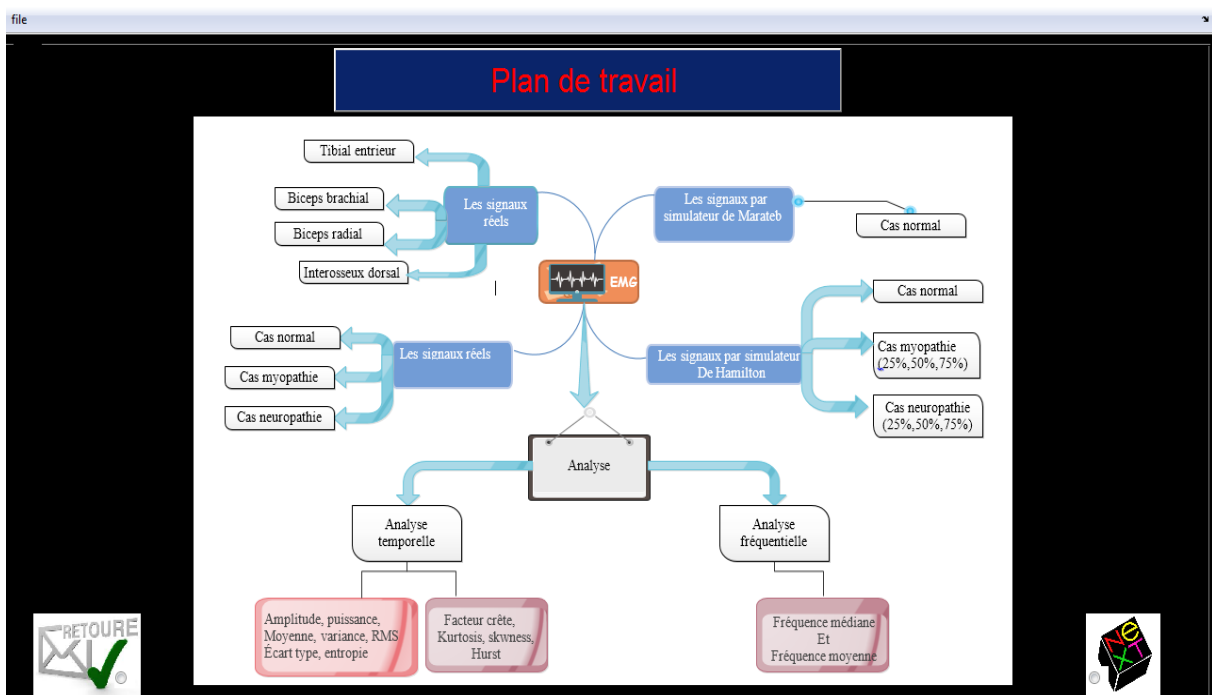


Figure IV.2 : Plan de travail

IV.4. Fiches de traitement et d'analyse

La fenêtre suivante présente les signaux EMG des deux bases de données (physionet et EMGlab). Les signaux seront affichés selon notre choix de la base, et le type du signal par des échantillons choisis par les personnes qui manipulent ce GUIDE, ainsi que le signal filtré. les valeurs associées (fs,et N) sont gérés automatiquement par le programme.

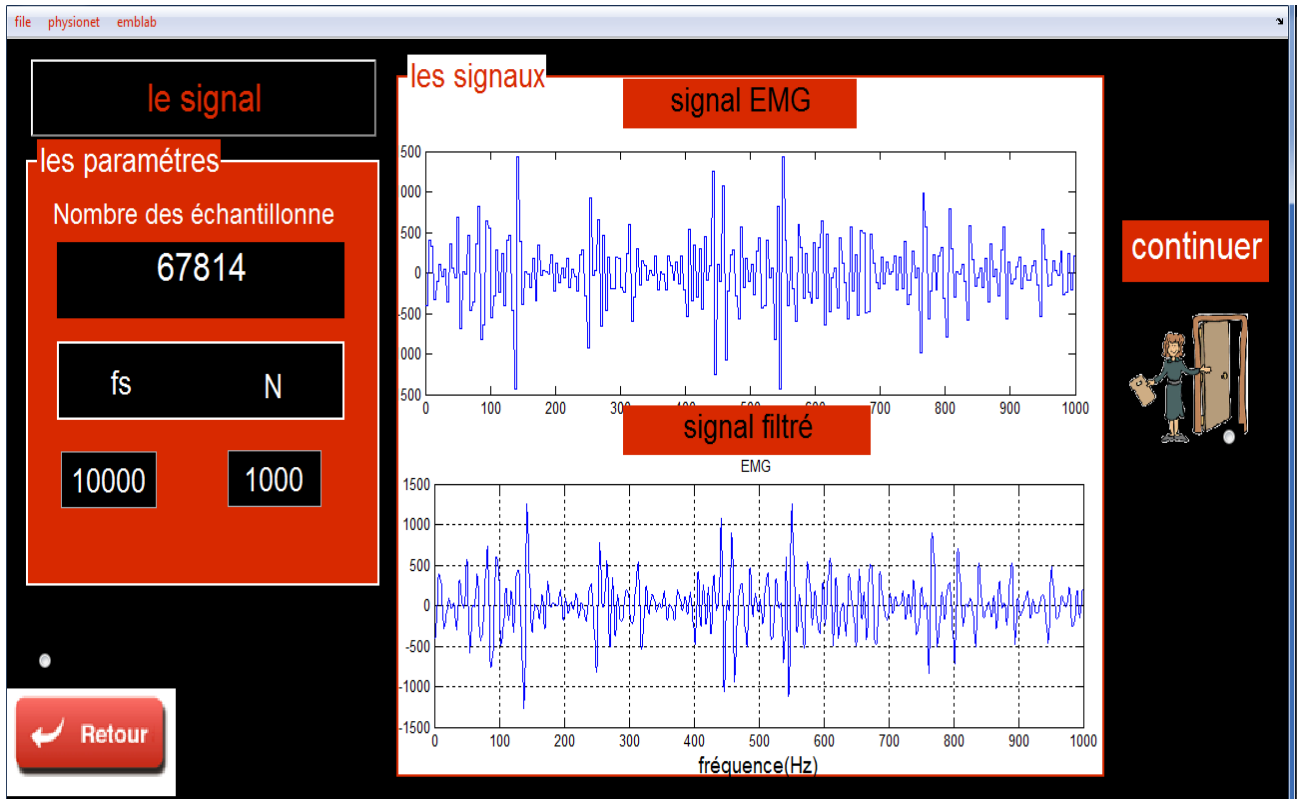


Figure IV.3 : Fiche de traitement

Après affichage des signaux, on propose à l'utilisateur une deuxième fenêtre d'analyse qui va servir à faire une analyse statistique des signaux en question.

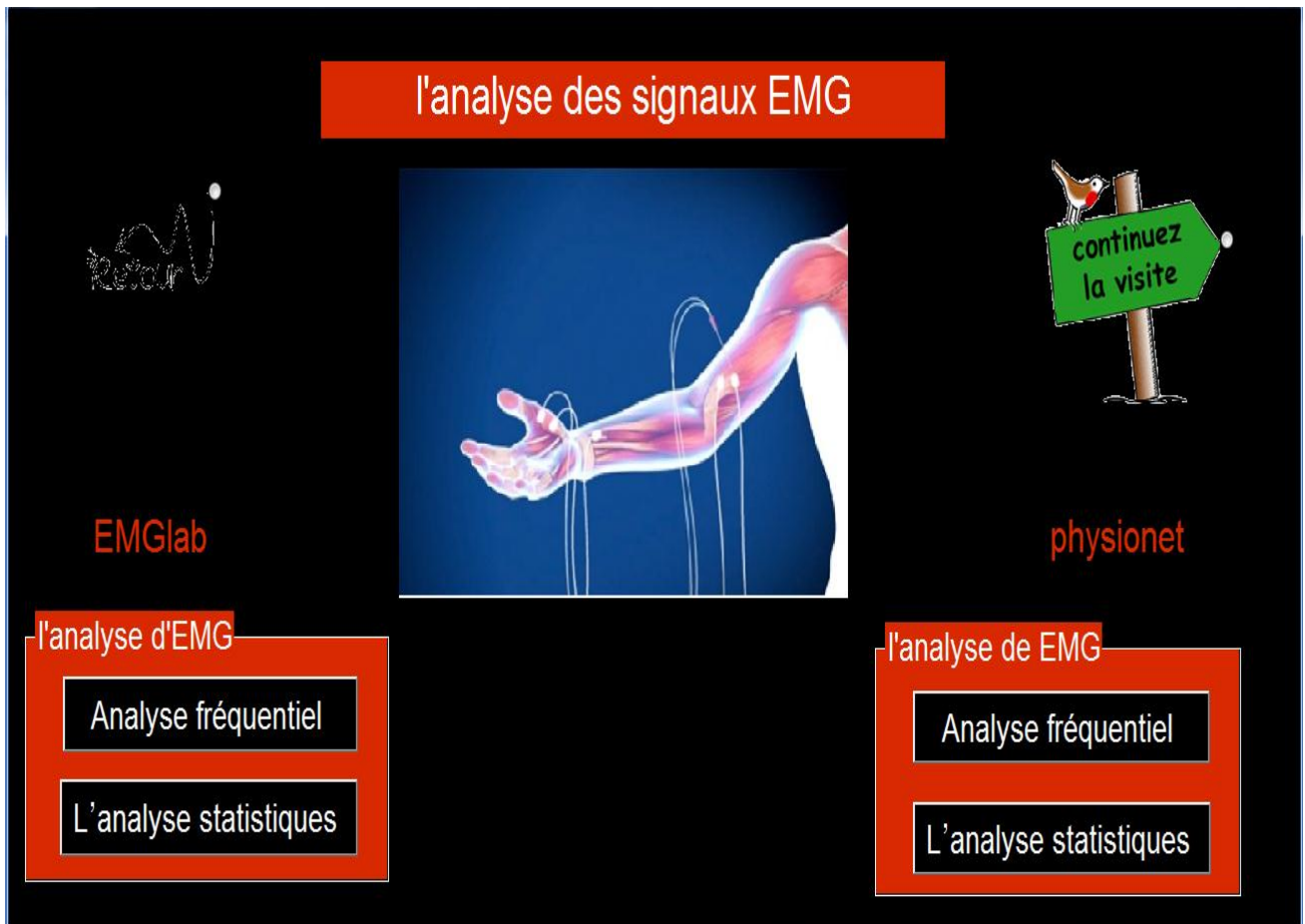


Figure IV.4 : Fiche d'analyse des signaux EMG

Les différentes analyses proposées à l'utilisateur sont :

- Une analyse fréquentielle;
- Et une analyse statistique (énergie, variance, RMS...etc).



Figure IV.5 : analyse temporelle des signaux EMG

La fenêtre suivante affiche des signaux réels (normal, myopathique, neuropathique) qui sont sous format (.txt), et calcule les paramètres temporelles de ces signaux, le choix de type de signal est fait à l'aide d'un pop-up menu.

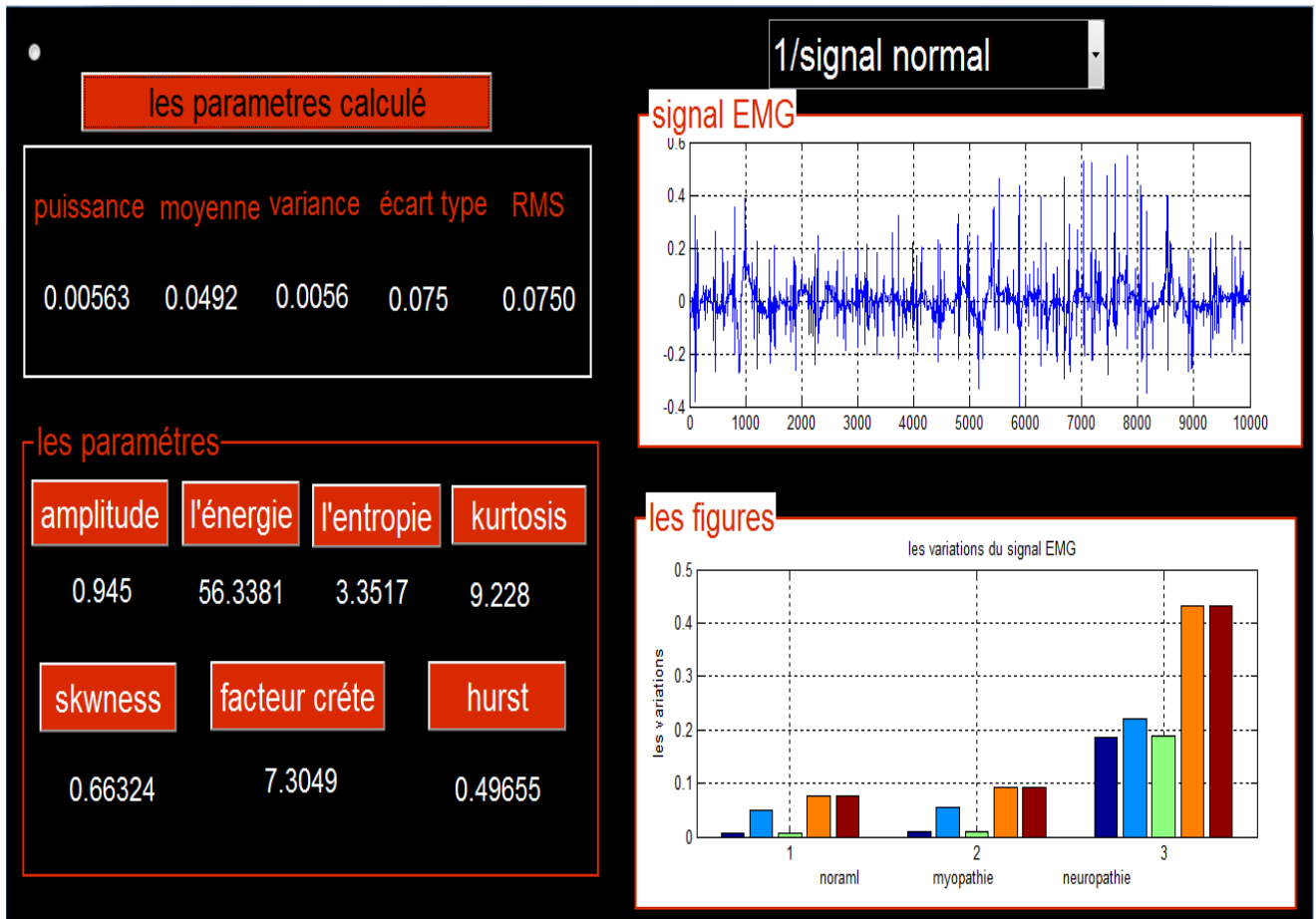


Figure IV.6 : analyse temporelle des signaux pathologiques

L'interface graphique présente aussi la densité spectrale de puissance pour les différents signaux réels selon les quatre types de muscle et selon les cas pathologiques et normal, et des signaux simulés par différent nombre de fibres motrices, et un programme qui nous permet d'afficher les fréquences médiane et moyenne.

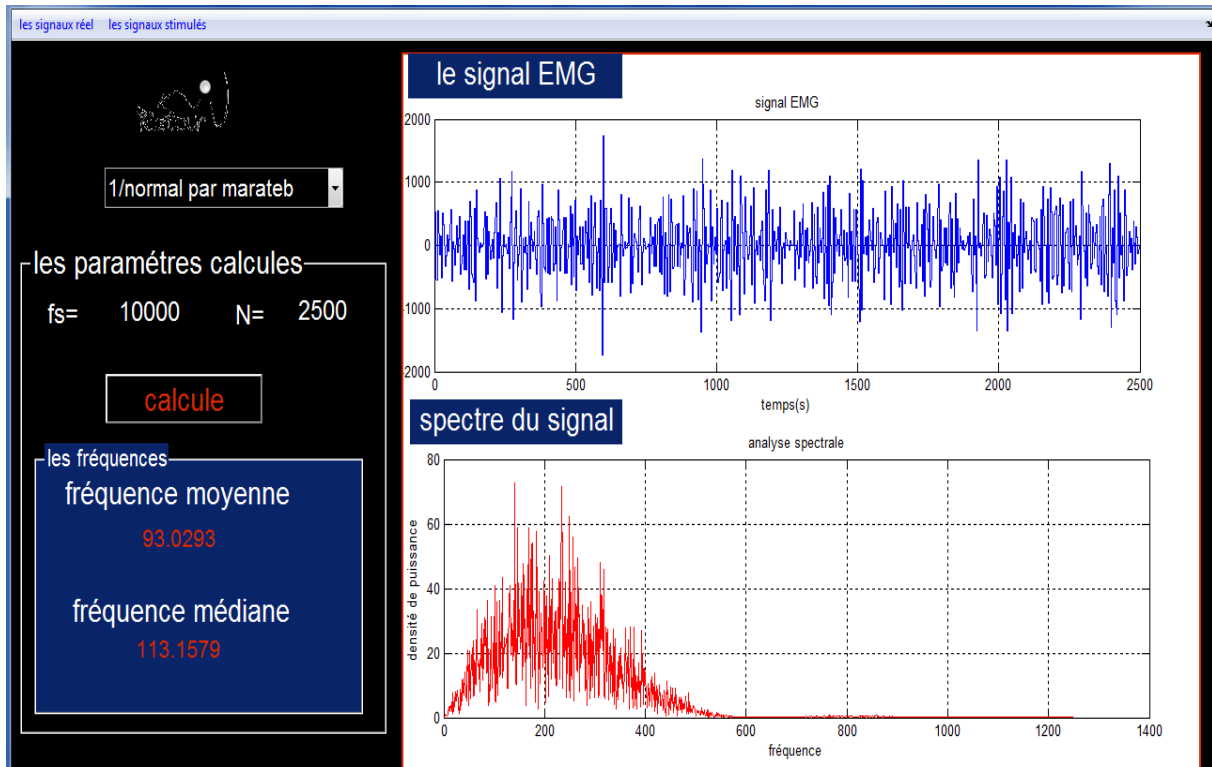


Figure IV.7 : Fiche d'analyse spectrale

La figure IV.7 présente les spectres des signaux soit simulés soit normal et les valeurs de fréquence médiane et moyenne

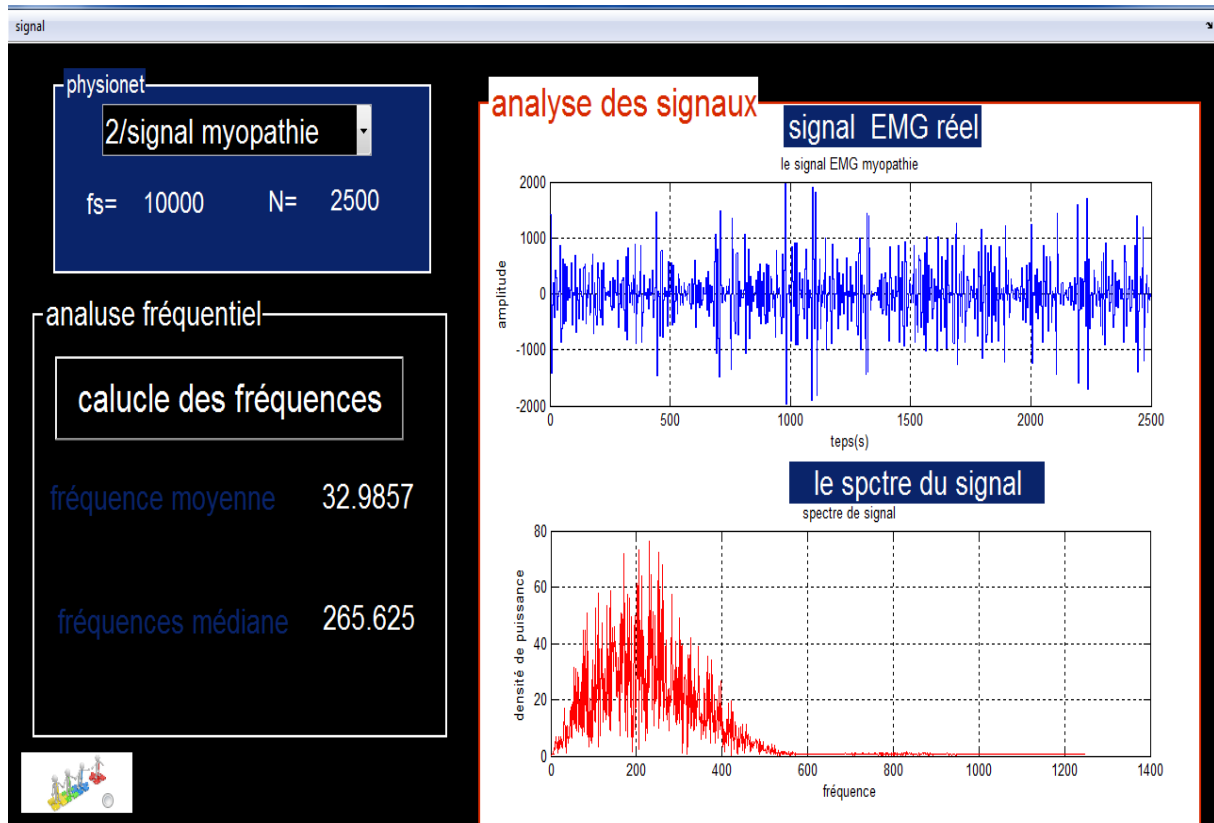


Figure IV.8 : analyse spectrale des signaux pathologiques

La figure IV.8 présente les spectres des signaux réels soit normal soit pathologiques et les valeurs de fréquence médiane et moyenne

Remarque :

Tous les fenêtres sont reliées par 2 push Botton ou bien des radio Botton qui contrôlent le retour et démarche à la deuxième étape.

Pour bien finaliser notre interface, nous avons créé une fenêtre qui résume les résultats qui sont affichés précédemment avec une conclusion de ce travail.

IV.5.Conclusion :

Dans ce chapitre, une présentation de l'interface graphique pour une analyse statistique du signal EMG a été faite. L'interface en question nous a permis de mieux présenter les résultats obtenus sous un environnement graphique agréable à utiliser.



Figure IV.9 : Fiche finale

Conclusion générale

L'Homme démontre un grand intérêt depuis longtemps pour l'étude du mouvement qu'est un signe majeur de la vie. Le mouvement est rendu possible notamment grâce à l'action des muscles. Le signal extrait durant l'activité musculaire est connu sous le nom d'électromyogramme.

Le domaine de la recherche électromyographique (EMG) a vu sa popularité fortement augmenter au cours de ces dernières années afin d'étudier la participation des muscles squelettiques au mouvement.

En biomécanique, les données obtenues à partir du signal EMG fournissent une meilleure compréhension de la fonction du muscle durant la tâche motrice. Malgré la diversité d'informations et d'objectifs possibles grâce à l'EMG, l'efficacité et la sensibilité de cet outil réside dans la qualité d'enregistrement et de traitement des signaux EMG. Cet outil permet d'accéder à des informations précieuses pour le diagnostic des maladies nerveuses et musculaires.

L'objectif de notre travail porte sur analyse statistique des signaux EMG en vue d'extraire ces caractéristiques pertinentes.

En premier lieu, nous avons résumé les connaissances actuelles correspondantes à la génération du signal EMG. Une analyse temporelle et fréquentielle a été faite et qui a été d'une grande utilité à la découverte et le diagnostic des anomalies non seulement dans les muscles, mais aussi dans le système de moteur dans son ensemble.

Dans ce contexte, une approche plus quantitative a émergé, où des caractéristiques telles que l'amplitude crête -à-crête, l'énergie, la variance, l'écart type (std), la moyenne, l'entropie, la moyenne quadratique (RMS) et qui ont été mesurés sur des signaux réels selon différents types de muscles et différents électrode, puis sur des signaux simulés normaux et pathologiques avec un changement de nombres de fibres moteurs, ainsi une mesure sur des signaux réels pathologiques.

Conclusion Générale

Dans cette étude, l'amplitude du signal représente un paramètre pertinent non seulement dans l'analyse des signaux normaux mais aussi pour des signaux pathologiques.

L'EMG est un signal de faible amplitude et dépend de nombreux paramètres tel que le type d'électrode (mono polaire, aiguille, fil fin,..), la contraction musculaire (faible, modérée, maximal), le nombre de fibres musculaires actives (25%,50%,75%), ainsi que le type des signaux (Normal <1mv, Myopathie <2mv, Neuropathie >5mv). La même constatations a été obtenue pour les autres paramètres : l'énergie, la puissance, la valeur absolue de la moyenne (Mean), la variance, l'écart type (std), l'entropie, la moyenne quadratique(RMS). Tous ces paramètres sont pris comme des indicateurs importants dans l'analyse temporelle des signaux EMG.

Une analyse spectrale a été effectuée par application de la transformé de Fourier (FFT) sur les signaux réels, simulés et pathologique. Cette méthode permet de confirmer les résultats obtenus par l'analyse temporelle.

A partir de l'analyse spectrale on peut constater que la gamme fréquentielle la plus énergétique pour les signaux EMG est comprise entre 20Hz et 500Hz.

La variation de la fréquence médian (FMD) et la fréquence moyenne (FM) dépend du type d'électrode, généralement la fréquence des électrodes superficielles est inférieure par rapport aux électrodes à aiguille, ainsi que la contraction musculaire, de plus ces deux indicateurs diminuent lorsque la pathologie devient plus sévère (cas de la neuropathie).

Les analyses spectrales fournissent les informations qui sont étroitement associées à la vitesse de conduction des fibres musculaires et à la forme du potentiel d'action d'unité de moteur.

Donc on peut conclure que les caractéristiques temporelle et fréquentielle du signal EMG dépend premièrement du type et de l'emplacement des électrodes utilisées, en plus ça dépend des cas utilisés (un cas normal ou pathologique). En effet, ces

paramètres sont à prendre en considération car ils affectent l'amplitude et la fréquence du signal EMG.

Le nombre élevé de facteurs influençant le signal EMG montre clairement que les utilisateurs de l'EMG doivent faire preuve d'une grande prudence afin d'éviter des conclusions biaisées.

L'application de l'EMG reste limitée en clinique, mais son utilité et son efficacité semblent être de plus en plus reconnues dans le domaine des pathologies neuromusculaires, grâce à son accessibilité et sa simplicité d'emploi. Mais l'EMG en clinique reste encore une jeune discipline prometteuse qui a besoin d'être développée et améliorée avant d'être généralisée.

Perspectives :

1. La normalisation des signaux EMG :

Dans la mesure où la comparaison de l'activité EMG absolue entre les muscles ou entre les sujets est inappropriée, le signal EMG doit être nécessairement normalisé lors de comparaison de l'activité musculaire entre différents muscles, au cours du temps et entre les individus, Cette procédure est fortement recommandée lorsque l'on cherche à obtenir des informations sur le degré d'activation musculaire.

2. Standardisation de signal EMG :

La limite majeure souvent associée à l'EMG est son manque de procédures standards pour son application et l'interprétation du signal. Un effort de standardisation a donc été nécessaire afin de rendre les résultats plus comparables et de rassembler des connaissances communes sur l'utilisation de l'EMG dans différents champs d'application.

3. La classification des signaux EMG :

Après que les valeurs des paramètres calculés sur différents signaux soient obtenues, ils peuvent être classifiés en trois-classes (normale/myopathique /neuroptique) appliquant principalement les réseaux neurologiques et machines de vecteur de soutien (SVM).

- [1] : Gillian Pocock ;ChristopherD.Richarads ;physiologie humaine les fondement de la médecine...,Masson éditeur 21,en france ,janvier 2004,91-96
- [2] : Rachid Hanifi et Mourad Belhousine,bases physiologiques de l'activités physique,édition :l'office des publications universitaire,2012,5-8-9
- [3] : H.Cao,'modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire',Thèse de doctorat , science de l'ingénieur,université de technologie,de Compiègne, France, Janvier 2010.
- [4] :Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J, Zilvold G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. Gait Posture. 1998;8(2):143–158. doi: 10.1016/S0966-6362(98)00025-3
- [5]: Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Aspen Publishers Inc.; Gaithersburg, Maryland, 1998.
- [6]: <http://www.santepublique.fr/electromyographie.php>
- [7]: <http://Potentiel/d'action/Wikip/A9dia.html>
- [8]:http://www.igb.umontreal.ca_Infomuscle_2009_module3.htm%20n'est%20pas%20accessible.html
- [9]:<http://sante-medecine.journaldesfemmes.com/faq/20802-muscle-lisse-definition>
- [10]: site web:www.google.com/patents/EP1656883A1?cl=fr
- [11]:www.micromed-France.eu/apparielle_micromed_EMG.html
- [12]: Technical Note 101,EMG Signal Analysis, DELSYS, www.delsys.com
- [13]: <http://www.biometricsltd.com/semg.htm>
- [14]:https://www.google.dz/search?newwindow/electrostimulateur+du+muscle&oq=electrostimulateur+du+muscle&gs_l=img.3...30774.32788.0.33150.10.10.0.0.0.241.1064.0j5j1.6.0...0...1c.1.64.img..4.1.239.e4vW_oZnVHE#imgrc=Zv1vtny1CCp81M%3A

- [15] :file://http://www.l'ectrostimulation/pour/la_musculation/Physique.html
- [16] :https://www.google.dz/électrode+aiguille&gs_l=img.3..012.177630.183305.0.183
- [17]:<http://int.search.myway.com/search/AJimage/MUSCLES ET PHYSIOLOGIE DE MUSCULAIRE&p2>
- [18]: Boyd DC, Lawrence PD, and Bratty PJ. On modeling the single motor unit action potential. IEEE Trans Biomed Eng : 236-243, 1978.
- [19]: [http://Techniques/of0EMG/signal/analysis_detection,processing,classification and applications.html](http://Techniques/of0EMG/signal/analysis_detection,processing,classification_and_applications.html)
- [20]:l'analyse spectrotemporelle d'un signal électromyogramme,DouidiLeylaSanaa,El-hamdiSoumia ,master2 en génie biomédical,université de science et de technologie, chetouane_tlemcen -2015
- [21] : Classification de Signaux Myoélectriques étude bibliographique Stéphane HUET,sous la direction de Pierre-Yves GLORENNEC (SIMBAD) 7 janvier 2004
- [22] : Electromyogramme/VulgarisMédical.html
- [23] :https://www.igb.umontreal.ca_Info+muscle_2009_module3.htm/
n'est/pas/
accessible.html
- [24]: <http://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle>
- [25] :<http://www.annabac.com/content/reflexe-myotatique-et-reflexe-de-retrait>
- [26] :Basmajian JV, de Luca CJ. Muscles Alive - The Functions Revealed by Electromyography. The Williams & Wilkins Company; Baltimore, 1985.
- [27] : R. Hinzelin,'guide pratique d'électromyographie dans les lésions des nerfs périphériques',paris,1979

- [28] :Classification des Signaux Myoélectriques étude bibliographique,Stéphane HUET,sous la direction de Pierre-Yves GLORENNEC (SIMBAD),7 janvier 2004
- [29] :Mebarkia Kamel,"Paramétrisation des potentiels d'action d'une unite motrice détectés non-invasivement". thèse du doctorat ,université FerhatAabbas –Setif ,1-2014
- [30] :C.Cabrera,l'analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique Chea le nageurs de haut niveau en demi-fond',mémoire de master 2,université de Bretagne occidentale,juin 2014.
- [31] :ZARADER J.L,Cours de traitement du signal,Ecole Polytechnique Universitaire de Paris Spécialité Electronique Informatique ELI, 3^{ème} Année,2008/2009.
- [32] :analyse des signaux aléatoires et identification des systèmes linéaires en vibration et acoustique, master électronique mécanique, UPMC université de Sorbonne, F.OLLIVIER 2013-2014.
- [33] : Y. Gagou, cours de traitement de signal ,master II de physique, Université de Picardie Jules Verne, 2008-2009.
- [34] :Jean-Christophe Cexus,Analyse des signaux non-stationnaires par Transformation de Huang, Opérateur de Teager-Kaiser, et Transformation de Huang Teager (THT)
- [35] :chikhneurdein, Thèse de doctorat,Analyse spectral des vibrations application de la maintenance des équipements mécaniques,laboratoire des moteurs et vibroacoustique, université M'hamedbougaraboumerdes 2004/2005
- [36] : Jean-Daniel Coudé, Projet #:109 ,Conception d'un électromyogramme, Université du Québec à Chicoutimi, Avril 2010
- [37]: Yunfen Wu et al , 'Overview of the application of EMG recording in the diagnosis and approach of neurological disorders',TNTECH,mai 2013.
- [38]:ExplorationNeuro-Musculaire, 'L'exploration fonctionnelle neuromusculaire',travaux pratique de physiologie.
- [39] H.P.Cathala,'exploration fonctionnelles du systèmenerveux'.Alger ,1994.
- [40] : <https://www.physionet.org/>

- [41] : M. EricChatelet,Préparépar:DamienLieber&DominikScholl, 3GMD2, Densités Spectrales de Puissance, Génie Mécanique Développement - INSA de Lyon, Projets d'Ingénierie 2011
- [42] : L'analyse du spectre d'un signal, www.tektronix.com/scopes
- [43] : Technical Note 103,EMG Signal Analysis, DELSYS, www.delsys.com
- [44] :Christian Cardinal,YvesGoussard et Benoit Hamelin, ELE2700 — Analyse des signaux Notes de cours, Août 2006
- [45] :www.hotosting.com /yannicksayer/statistique.html
- [46] :R. Harikumar and P. Sunil Kumar,Statistical techniques for the analysis of electroencephalography signals from epileptic patients,Journal of Chemical and Pharmaceutical Research, 2015, 7(3):841-845,Bannari Amman Institute of Technology, Sathyamangalam, Erode, Tamil Nadu, India
- [47]: Mesures de Forme: asymétrie et d'aplatissement Copyright © 2008-2016 par Stan Brown,décembre 2015
- [48] : Djalil Chafaï, <http://www.lsp.ups-tlse.fr/Chafai/Compilé> le 23 octobre 2005
- [49] :www.wikipedia.entropy de Shannon
- [50] :<http://www.nature.com/naturebiotechnology>, ChuongB Do &SerafimBatzoglou, The expectation maximization algorithm arises in many computational biology applications that involve probabilistic models. What is it good for, and how does it work?
- [51]: Erik G. Learned-Miller Department of Computer Science University of Massachusetts, Amherst , Amherst, MA 01003, Entropy and Mutual Information, September 16, 2013
- [52] :<http://www.chups.jussieu.fr/polys/dus/dusmedecinedusport/dupromotionsportetsante2011/coursspeciaux/1ercoursBiologiedelaForceMusculaire.pdf>
- [53] :http://A9moire/Amplitude/Analysis_Normalization/EMG/Maximum_Voluntary_Contraction/MVC/Delsys,Inc..html

[54]: annick champagne évaluation de la fatigabilité musculaire des extenseurs lombopelviens. effets de la tâche et de l'âge. Université du Québec à Trois-Rivières, NOVEMBRE 2008

[55] : <http://www.emglab.net>

[56]: Samuel Rota. Apport de l'_electromyographie de surface en tennis, proposition d'une nouvelle, m_ethode de normalisation des muscles du membre sup_erieur , influence de la vitesse et de la fatigue sur l'activit_emusculaire du membre sup_erieur en tennis. Tissues and Organs [q-bio.TO]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2013. French. <NNT : 2013LYO10064>. <tel-01174917>

[57]: site web : fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_tibialantérieur

[58]: site web : fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_biceps_brachial

[59]: site web : fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_Brachioradialis

[60]: Dr F. Emerson Solomon 1, Dr. R. Vasuki*2, Dr. T.R. Jagadeesh, Classification of EMG using Lyapunov and Hurst Exponent

[61] : Motion Lab Systems using *ComponentOne Doc-To-Help*.™ Updated Tuesday, February 24, 2009, edition : 15045 Old Hammond Highway • Baton Rouge, LA 70816-1244

[62]: Subir Mansukhani, Predictability of Time Series, A statistical measure used to classify time series and infer the level of difficulty in predicting and choosing an appropriate model for the series at hand, July/August 2012

[63]: Vilen Abramov, <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/39069-hurst-exponent-estimation>, 15 Nov 2012

[64] : Désiré Guel. Etude de nouvelles techniques de réduction du " facteur de crête " (PAPR) à compatibilité descendante pour les systèmes multi-porteuses. Traitement du signal et de l'image. Université Rennes 1, 2009. Français.

[65] : Heloyse U. Kuriki, Cristiano R. Silva, Beatriz S. Geres, Fábio M. Azevedo, Neri Alves, analysis of reliability of frequency domain parameters of EMG signal used in the characterization of localized muscle fatigue, Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, Universidade Estadual Paulista, Presidente Prudente, Brazil, 2 Programa de Pós Graduação Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brazil

[66]: Kamel Mebarkia¹, Aicha Reffad², Raïs Elhadi Bekka¹, A Generation Model for Surface EMG Signals, ¹Laboratoire LIS, Electronics department, Technology faculty,

University of Setif, Algeria.2Laboratoire LAS, Electrotechnics department,
Technology faculty, University of Setif, Algeria.

[67]:Jean-Yves Hogrel ,'Applications cliniques de l'EMG de surface dans les
pathologies neuromusculaires',Institut de Myologie GH Pitié-Salpêtrière - 75651
PARIS Cedex 13.

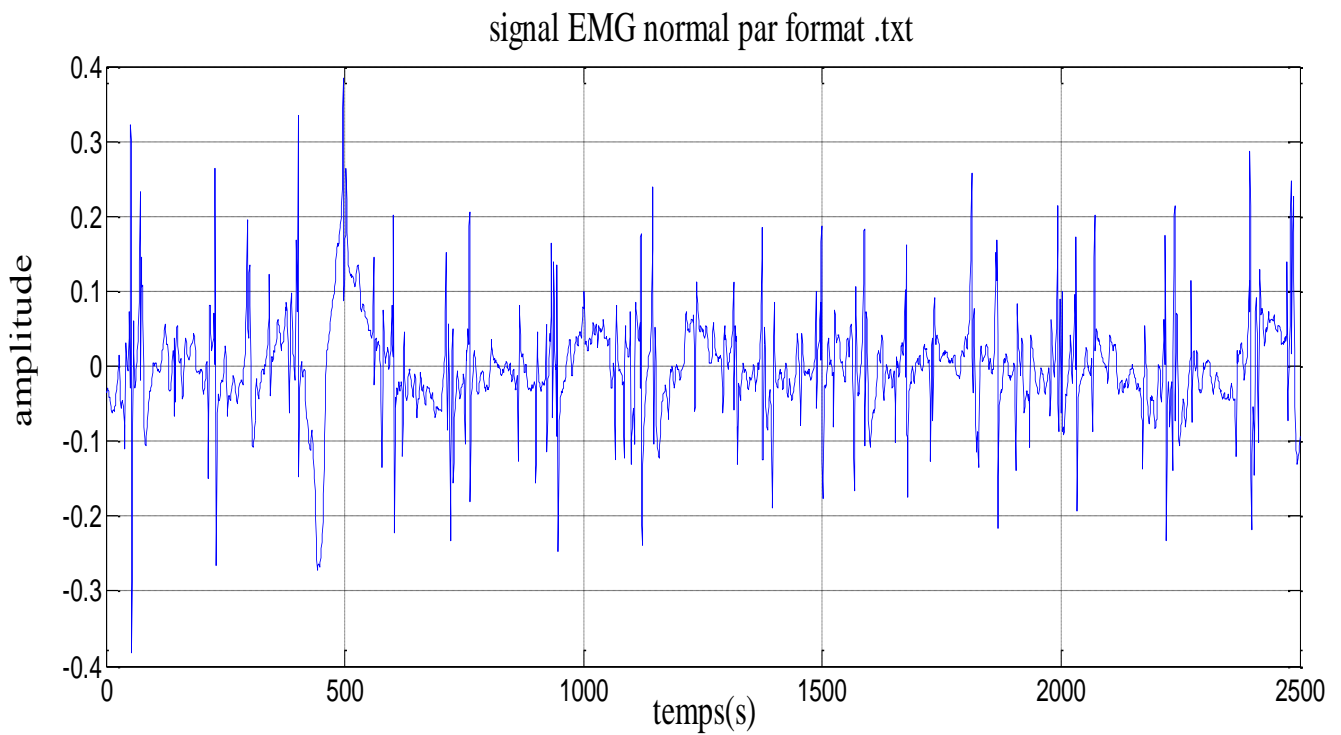
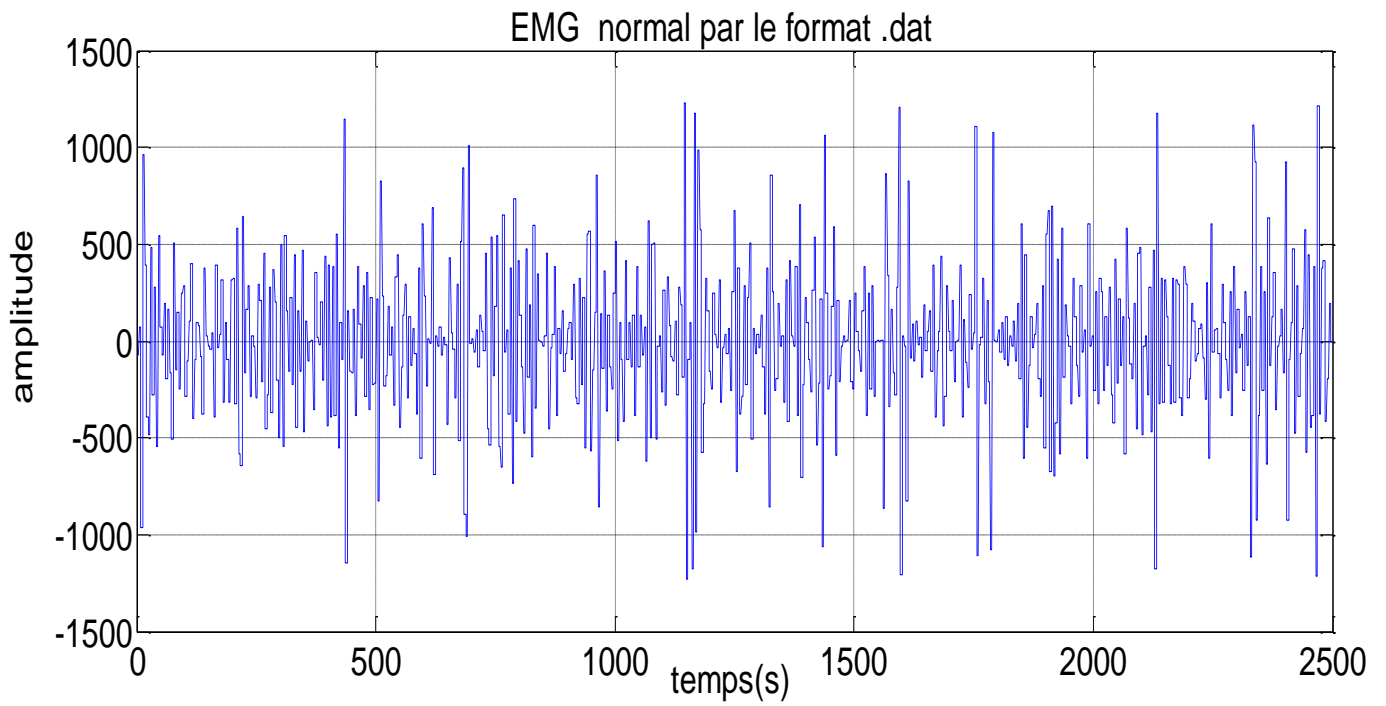
[68] :site web : orbi.ulg.ac.be/bitstream/2268/158546/2/Cours%203%20EMG.pptx

[69]:Emmanuel Tonye, Compression robuste du signal ElectroMyoGraphique (EMG)
par la transformée avec les B-splines,University of Yaounde I,September 2004

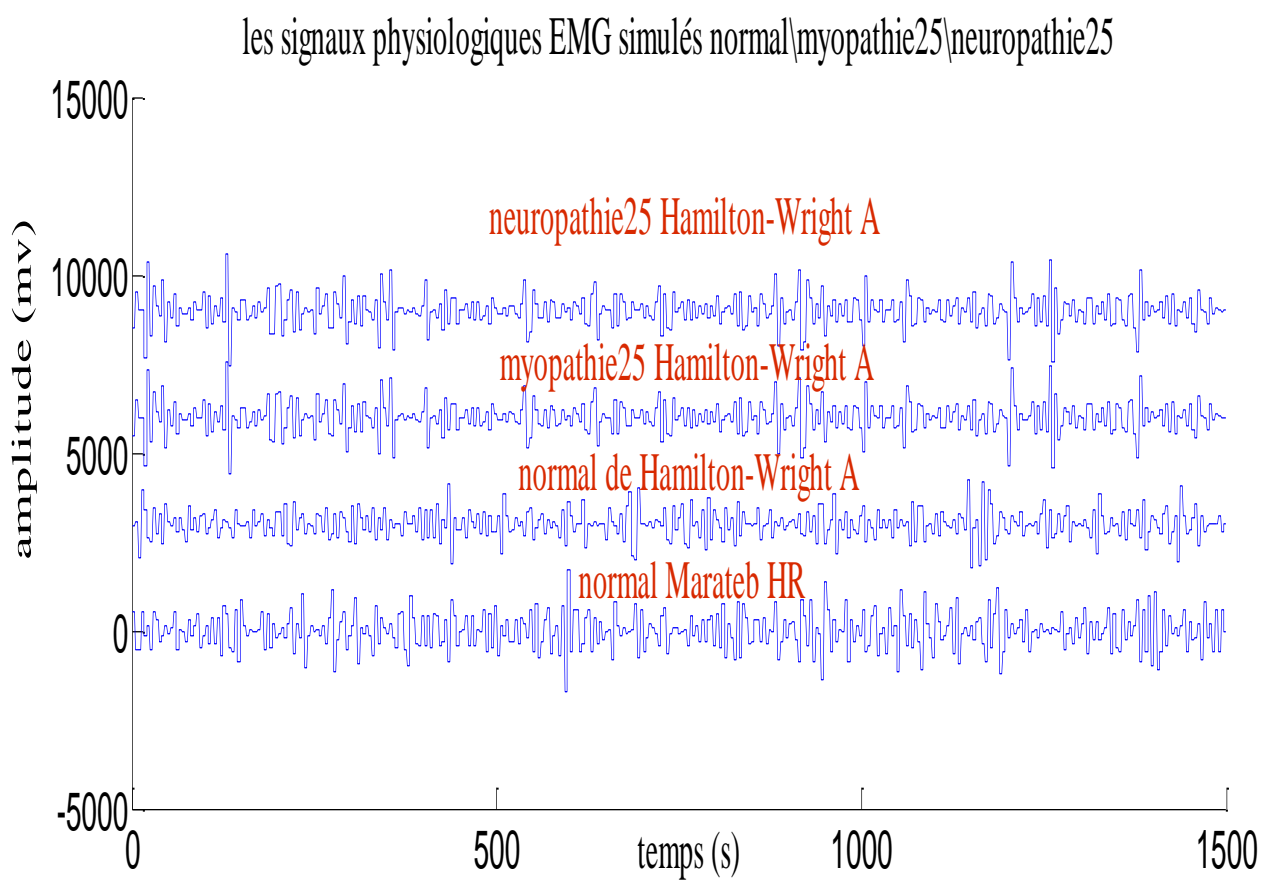
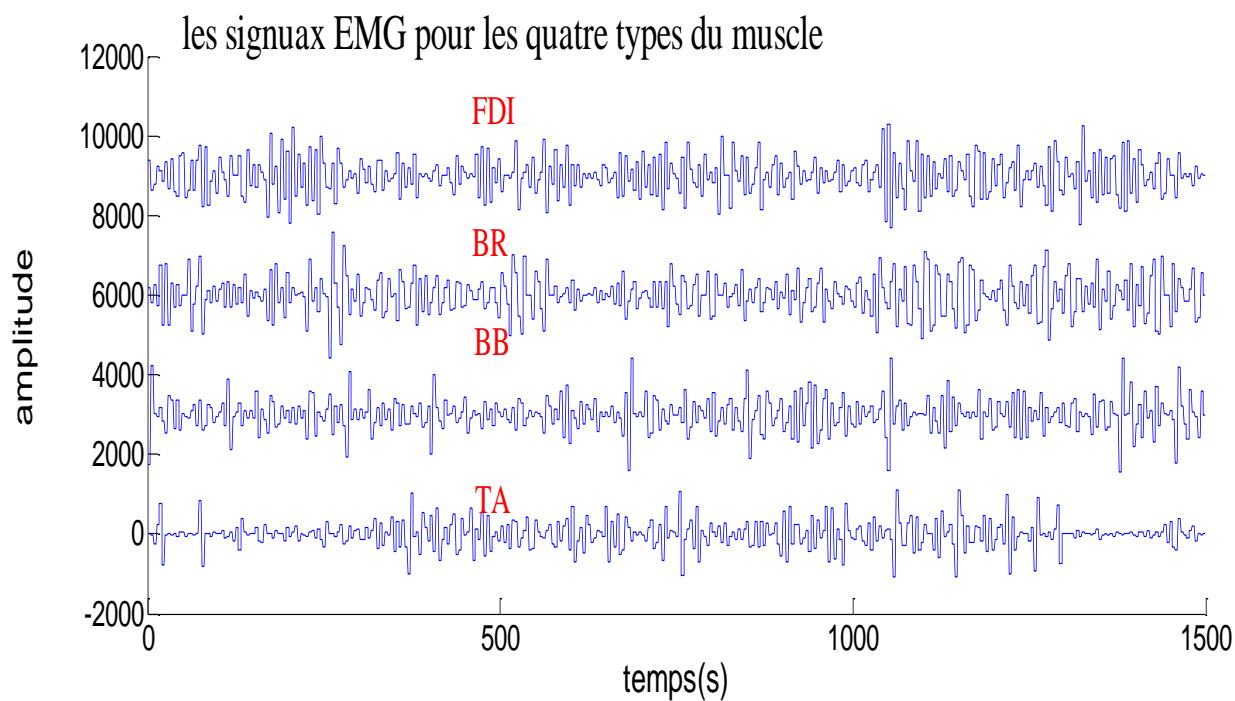
[70] :Liping Qi, 'Use of wavelet analysis techniques with surface EMG and MMG to
characterize motor unit recruitment patterns of shoulder muscles during wheelchair
propulsion and voluntary contraction tasks, Institute of Orthopaedics and
Musculoskeletal' Science,University College London, Thesis submitted for the degree
of Doctor of Philosophy in the University College London, October 2009

[71]:M.Sc. Miki Nikolic,' EMG Decomposition, Findings and Firing Pattern Analysis
in Controls and Patients with Myopathy and Amytrophic Lateral Sclerosis', A Ph.D.
Dissertation Submitted to the University of Copenhagen, the Faculty of Health
Science, August, 2001.

Annexe I

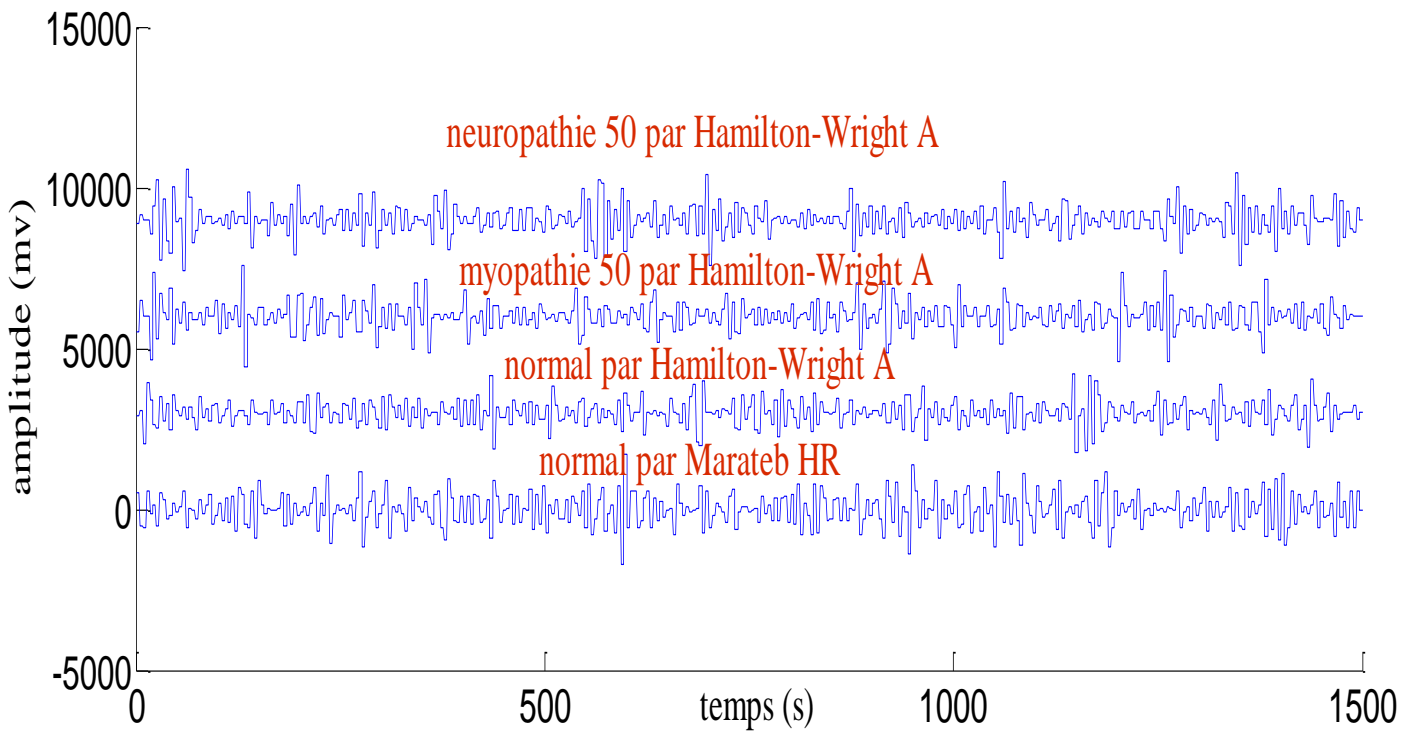


Annexe II

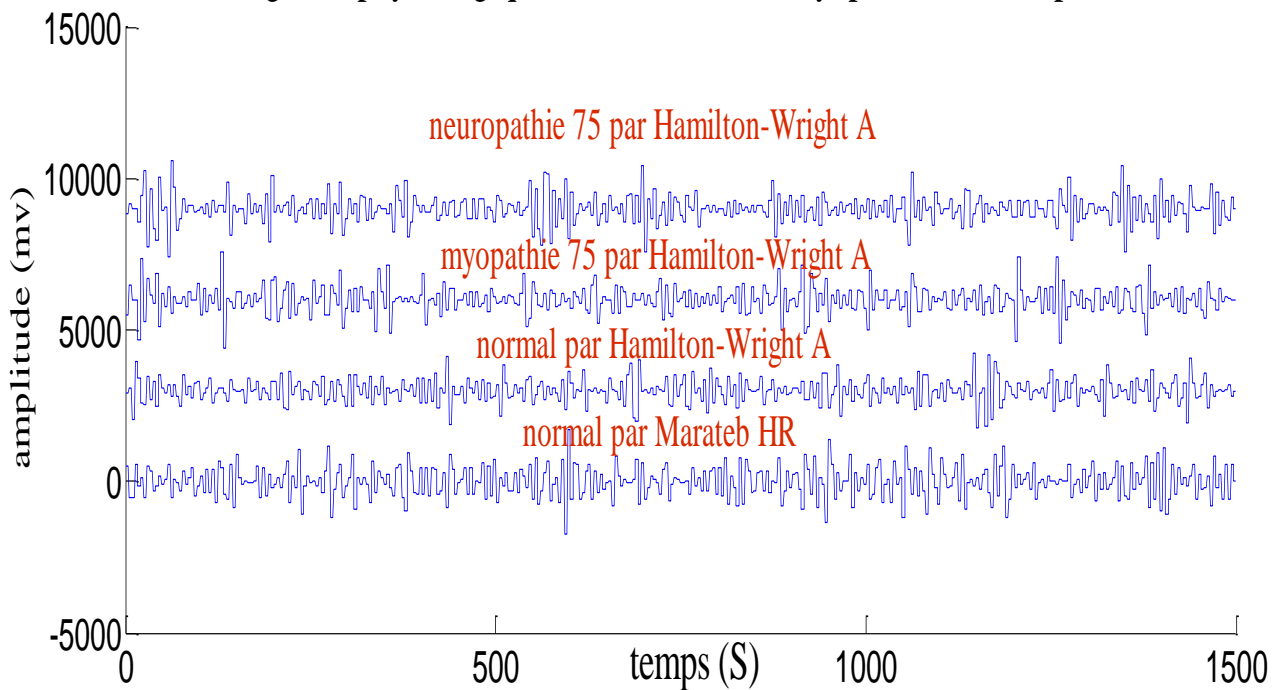


Annexe III

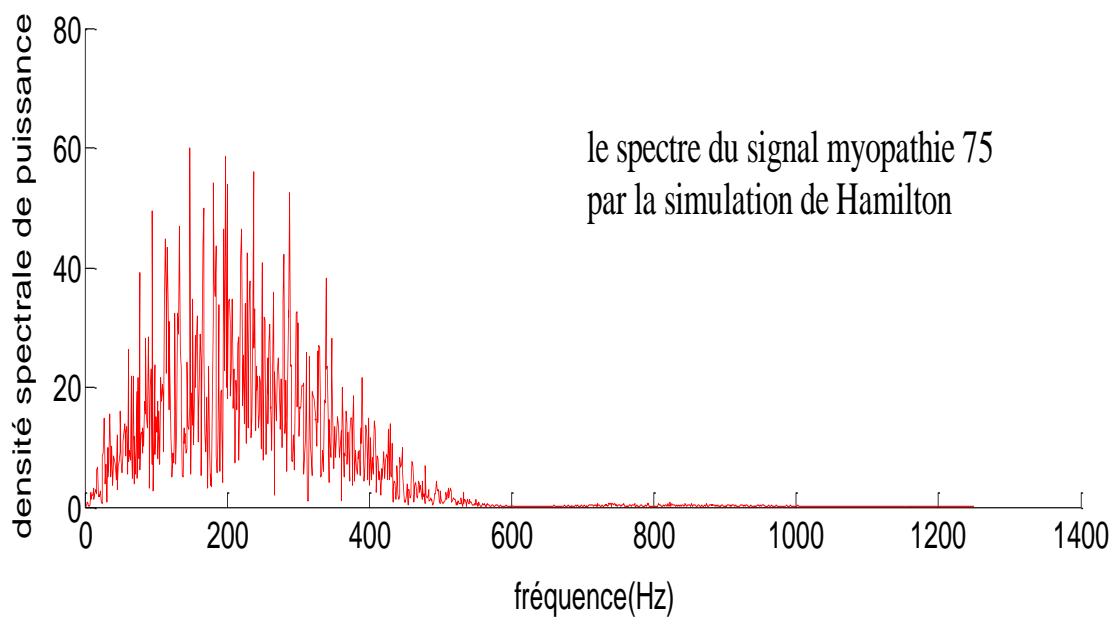
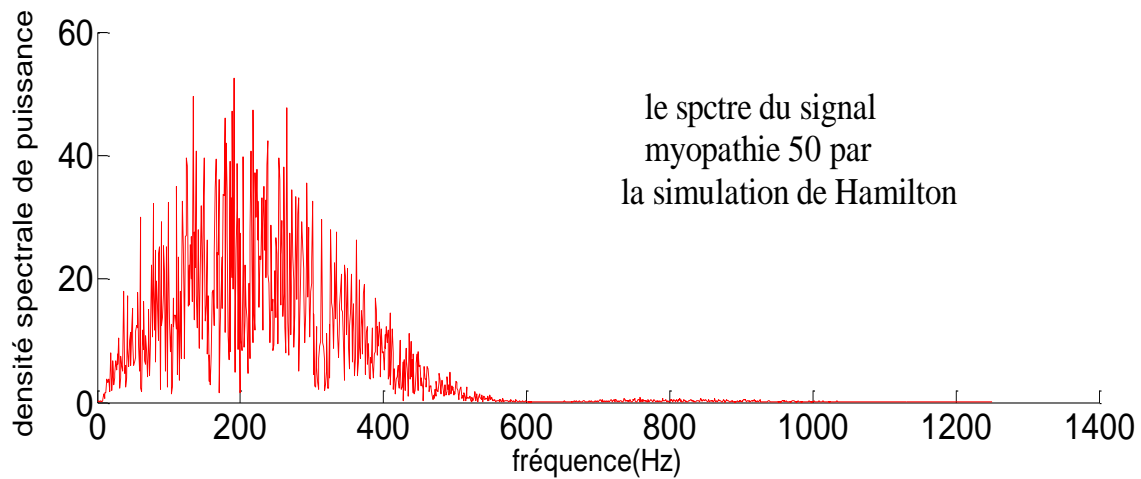
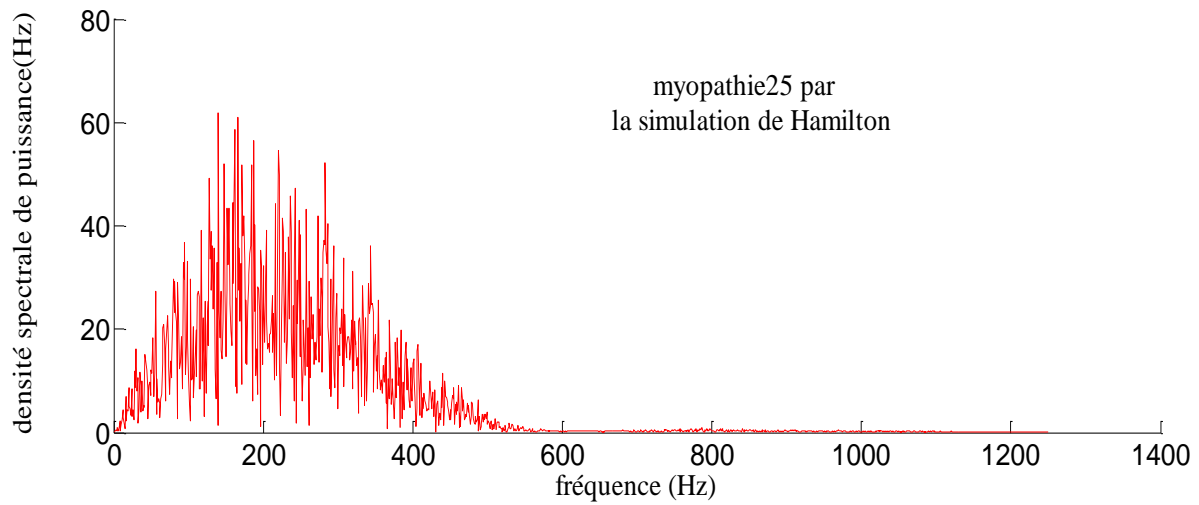
Les signaux physiologiques simulée normal/myopathie50/neuropathie50



Les signaux physiologiques simulée normal/myopathie75/neuropathie75



Annexe IV



Annexe V

