



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par : DOUIDI Leyla Sanaà et ELHAMDI Soumia

Analyse spectro-temporelle des signaux
électromyogrammes (EMG).

Soutenu le 14 juin 2015 devant le Jury

M^r DEBBAL Sidi Mohamed *Prof* Université de Tlemcen Président

M^{lle} BAAKEK YETTOU Nour *MCB* Université de Tlemcen Examinatrice
Elhouda

M^{me} MEZIANI Fadia *MCB* Université de Tlemcen Encadreur

Année universitaire 2014-2015

Remerciements

Avant tout, nous remercions Dieu, le Tout Puissant, le Miséricordieux, qui nous a donné l'opportunité de mener à bien ce travail.

Au terme de ce travail, nous tenons à exprimer notre reconnaissance et nos sincères remerciements à tous ceux qui nous ont aidés à la réalisation de ce manuscrit.

En premier lieu, nous exprimons particulièrement notre reconnaissance à notre encadreur Mme MEZIANI Fadja pour avoir assuré notre encadrement ainsi que pour son aide précieux.

Nos remerciements vont également à Docteur BECHLAGHEM Khadidja , et Docteur KRID.Nassim , dont l'extrême gentillesse , l'aide incessant ainsi qu'à leurs présences à nos cotés nous ont trop marqué .

Tous notre respect et nos remerciements s'adressent également à :

Monsieur DEBBAL Sidi Mohamed pour nous avoir fait l'honneur de présider notre jury.

Melle BAAKEK YETTOU Nour Elhouda, pour avoir accepté d'examiner notre travail et de faire partie du jury.

Nos gratitudes vont vers l'ensemble des enseignants du département de Génie Biomédical, Université de Tlemcen qui ont contribué à notre formation dans cette filière.

Je remercie mes chères tantes Rachida et Karima, pour leur précieux aide et soutien .

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

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

-Mon père, qui a toujours cru en moi et a mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour que je réussisse dans mes études.

-Ma mère, Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

-Mes frères Mohamed , Youssef et ma sœur Fatima et son marie ,sans oublier les enfants Safaà et Islem .

Que Dieu, le tout puissant vous garde et vous procure santé , bonheur et longue vie.

-DOUIDI Leyla Sanaà , la personne avec laquelle j'ai partagé cette expérience et qui n'a cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité.

-Mes tantes et mes oncles pour toute l'affection qu'ils m'ont donné et pour leur précieux encouragement.

-Mes cousins et cousines ainsi que toute ma famille

-Mes amies, Meryem ,Nadia, Amina et Fatima , Merci pour les bons moments qu'on a passé ensemble, de votre soutien et de votre serviabilité.

EL HAMDI Soumia

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

-Mon père, qui a toujours cru en moi et a mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour que je réussisse dans mes études.

-Ma mère, Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

-Mes frères: Housseem ,Chiheb et Yacine .

Que Dieu, le tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie.

-EL HAMDI Soumia, la personne avec laquelle j'ai partagé cette expérience et qui n'a cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité.

-Mes tantes et mes oncles pour toute l'affection qu'ils m'ont donné et pour leur précieux encouragement.

-Mes cousins et cousines ainsi que toute ma famille.

-Mes amies, Meryem ,Nadia, Fatima et Amina , Merci pour les bons moments qu'on a passé ensemble, de votre soutien et de votre serviabilité.

DOUIDI Leyla Sanaà

Table des matières

Remerciement.....	i
Dédicace	ii
Table des matières	iv
Table des figures	vi
Liste des tables	viii
Glossaire	ix
Introduction générale.....	xi

Chapitre I : Aspect Médical

I.1- Introduction.....	1
I.2- Revue bibliographique	2
I.2.1-Les types de muscle.....	2
I.2.2-Anatomie du muscle squelettique	3
I.2.2.1- Les types des fibres musculaires	4
I.2.2.2- Différents muscles du corps humain	4
I.2.3-Unite motrice	5
I.2.4-La contraction musculaire	6
I.3- Phénomène électrique de la contraction musculaire.....	8
I.3.1- Potentiel d'action (PA)	8
I.3.2- Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM)	9
I.4-L'électromyographie et électromyogramme	10
I.4.1- L'électromyogramme d'un sujet normal	11
I.4.2 - Electromyographe (Appareillage).....	13
I.4.2.1- Les électrodes	14
I.4.2.1.1- Electrodes-aiguilles	14
I.4.2.2- Electrodes de surface	15
I.4.2.2- Amplification	16
I.4.2.3- Stimulateurs	16
I.4.2.4- Filtrage du signal EMG	17
I.5- Les pathologies	17
I.6- Conclusion	18

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse spectro-temporelle

II.1 Introduction.....	20
II.2- Classification des signaux	23

Table des matières

II.3-La transformée de Fourier (FFT)	24
II.4- Analyse temps-fréquence	27
II.4.1-Transformée de Fourier avec fenêtre (T.F.C.T)	27
II.4. 2- La distribution de Wigner-ville	30
II.5- La transformée en ondelette (TO)	33
II.6- Conclusion.....	35

Chapitre III : Analyse des signaux électromyogrammes (EMGs)

III.1- Introduction	38
III.1.1- Un électromyogramme rectifié	38
III.1.2-Un électromyogramme moyen (ou intégré) sur un intervalle de temps	39
III.1.3-Un électromyogramme lissé.....	39
III.1.4-Moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps (Root Mean Square, RMS) ..	40
III.2- Etude énergétique du signal.....	41
III.3- Une description générale sur EMGLAB et la base de données	44
III.4-Analyse des signaux normaux	47
III.4.1-Paramètres d'analyse temporelle des signaux EMGs.....	47
III.4.1.1-Premier paramètre d'analyse	48
III.4.1.2-Deuxième paramètre d'analyse	48
III.4.1.3-Le troisième paramètre d'analyse	48
III.4.1.4-Le quatrième paramètre d'analyse :Root Mean Square (RMS)	49
III.4.1.5- Cinquième et le sixième paramètre d'analyse :« la valeur absolue de la moyenne(Mean)et l'écart type (std)	49
III.4.2-Analyse fréquentielle des signaux EMGs par application de la transformée de fourier(TF) 51	
III.4.3-Paramètre d'analyse fréquentiel des signaux EMGs.....	53
III.5- Discussion des résultat obtenue (Table .III .2 et Table .III.3)	55
III.6-Analyse des signaux EMGs pathologiques	63
III.6.1- Paramètres temporels d'analyse des signaux EMG pathologique	65
III.6.2-Analyse fréquentiel des signaux EMG pathologiques	69
III.6.3-Paramètres fréquentiels d'analyse des signaux EMGs pathologiques	71
III.7-Analyse spectro-temporelle des signaux EMGs	74
III.8-Conclusion	77
Conclusion générale	80
Bibliographie	84
Annexe	91

Table des figures

Figure I.1 : Types musculaire (a)Différentes types de muscle,(b) :Muscle squelettique	3
Figure I.2 : Anatomie du muscle	3
Figure I.3 : les différents muscles du corps humain ,vue antérieur et postérieur	5
Figure I.4 : Unité motrice	6
Figure I.5 : Contraction musculaire (a) :Filament d'actine et de myosine lors d'une contraction d'une relaxation ,(b) :contraction isométrique , concentrique et excentrique (isotonique).	8
Figure I.6 : exemple d'un potentiel d'action (PA)	9
Figure I.7 : Décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles	10
Figure I.8 : Tracés du signal EMG normal et pathologique : le premier signal obtenue d'un patient sain, le deuxième signal d'un patient avec neuropathie et le troisième atteint de myopathie.....	13
Figure I.9 : Les différents types d'électrodes aiguilles utilisées en EMG ,(a) :aiguille concentrique (a fil fin), (b) :aiguille monopolaire.	15
Figure I.10 : Les différents types d'électrodes de surface utilisées en EMG	15
Figure I.11 : stimulateur électrique utilisé en EMG	16
Figure II.1 : Exemple d'un signal transitoire et aléatoire.....	24
Figure II.2 : Décomposition d'un signal en série de sinusoides selon les différentes fréquences comprise dans ce dernier.....	24
Figure II.3: (a) Représentation temporelle de $x(n)$, (b) : Représentation fréquentielle (module du spectre	26
Figure II.4: (a) : Représentation temporelle de $x(n)$, (b) : Représentation fréquentielle de $x(n)$	29
Figure II.5 : Transformée de Fourier à court terme avec une fenêtre de taille : (a):1/3 sec, (b) :1/6 sec, (c) : 1/9 sec	29
Figure II.6 : Signal sinusoïdal simple: $f=20\text{Hz}$, (b) Distribution de W.V du signal en (a).....	31
Figure II.7 : (a): Signal sinusoïdal simple: $f=20\text{Hz}$, avec une région nulle au milieu, (b) : Distribution de W.V du signal en (a)	32
Figure II.8 : Pavage temps-fréquence : (a) base de Fourier à court terme, (b) base d'ondelette.....	35
Figure III.1: (a) : Un signal EMG original, (b) : EMG rectifié.....	39
Figure III.2 : (a): Un signal EMG brut (original), (b) : Un signal EMG lissé par un filtre passe bas	39
Figure III.3 : Représentations énergétiques temporelles du signal : $S(t)=t$	42
Figure III.4 : Représentation énergétiques d'un signal EMG (a):Signal EMG Normal, (b):Signal au carré, (c):Valeur absolue du signal, (d):Entropie de Shannon du signal, (e):Energie de Shannon du signal	43
Figure III.5 : Spectres des fréquences de quatre différents signaux EMGs.	53
Figure III.6 : Histogrammes d'analyse temporelle des signaux EMGs du Jambier Antérieur.....	56
Figure III .7 : Histogrammes d'analyse fréquentielle des signaux EMGs du Jambier Antérieur.....	56
Figure III.8 : Histogrammes d'analyse temporelle des signaux EMGs du Biceps Brachial	59
Figure III .9 : Histogrammes d'analyse fréquentielle des signaux EMGs du Biceps Brachial	59
Figure III.10 : Histogrammes de l'analyse temporelle des signaux EMGs du premier muscle Interosseux Dorsal.....	61

Table des figures

Figure III .11: Histogrammes de l'analyse fréquentiel des signaux EMGs du premier muscle Interosseux Dorsal.....	62
Figure III.12 : Représentation temporelle des signaux Electromyogrammes : un cas normal, (b): un cas myopathie, (c): un cas neuropathie.....	64
Figure III.13 : Histogrammes de l'analyse temporelle des signaux EMGs : (a) :Amplitude du signal , (b) : Energie du signal(E_n), (c) : Entropie du signal (E_p), (d) : la moyenne quadrature (RMS), (e) : la variation de la moyenne (Mean) et (f) : la variation de l'écart type (Std)	68
FigureIII.14 : Spectres de fréquences des différents cas étudiés : cas normal,(b)cas myopathique,(c)cas neuropathique	70
Figure III .15 : Histogrammes de l'analyse fréquentielles des signaux EMGs	72
Figure III .16 : Variation de différents paramètres temporels et fréquentiels en fonction de l'énergie...	74
Figure III .17: Analyse spectro-temporelle par application de la TFCT d'un signal Normal	76
Figure III.18 : Analyse spectro-temporelle par application de la TFCT d'un signal Myopathique.	76
Figure III.19 : Analyse spectro-temporelle par application de la TFCT d'un signal Neuropathique	77

Liste des tables

Table III.1: Base de données des signaux EMGs	46
Table III.2: Variation de différents paramètres temporels pour différents signaux EMGs	50
Table III.3: Variation des paramètres fréquentiels pour différents signaux EMGs.....	54
Table III.4: Variation des paramètre temporel et fréquentiel de BR.	60
Table III.5: Base de données	65
Table III.6: Paramètres temporels d'analyse des signaux EMGs.....	67
Table III.7: Paramètres fréquentiels	72

Glossaire

A

Amp: Amplitude de signal

ATP: Adénosine Triphosphate

B

BB: Biceps Brachial

BR: Brachioradial

D

DTFG: Distribution temps fréquence généralisée

E

EMG : Electromyographie /Electromyogramme/Electromyographe

En: Energie de signal

Ep: Entropie de signal

F

FDI: First dorsal interosseous muscle(premier muscle interosseux dorsal)

FM : Fréquence moyenne.

FMD :Fréquence médiane.

FMI : Fréquence moyenne instantanée

FMDI : Fréquence médiane instantanée

FFT : Fast fourier transform/ transformer de Fourier rapide

J

JA :Jambier Antérieur

P

PA : Potentiel d'action.

PAUM : Potentiel d'action d'unité motrice

R

Glossaire

RMS : Root mean square (moyenne quadratique)

S

Std: Standard deviation (écart type)

T

TPAUM: Train de potentiel d'action d' unité motrice

TF : Transformer de Fourier

TFD: Transformer de Fourier discrète

TFCT : Transformer de Fourier à court terme

TO : Transformer en ondelette

U

UM : Unité motrice

W

WVD :Wigner-ville distribution(distribution de Wigner-ville)

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

Dans la vie humaine, la plupart des activités sont effectuées par des éléments importants qui sont les muscles. Les mouvements et la locomotion sont initiés par l'excitation électrophysiologique d'un groupe d'unités motrices (UMs) tout en contractant volontairement ou involontairement un muscle. Le signal électrophysiologique généré lors de l'excitation/contraction peut être détecté et utilisé pour étudier la fonction musculaire. Ce dernier procédé est connu sous le nom d'électromyographe (EMG) [1].

La détection du signal EMG peut s'effectuer soit par la technique invasive basée sur l'insertion des aiguilles dans le muscle soit par la technique non invasive qui consiste à placer des électrodes à la surface du muscle. Ainsi, leur traitement en termes d'enregistrements s'avère très important pour le diagnostic de différentes pathologies nerveuses/musculaires.

Pour un diagnostic « fiable », l'analyse de ces signaux par un simple examen reste insuffisante. Les techniques du traitement du signal, ont permis donc d'étudier toute évolution d'une pathologie musculaire en se basant sur les informations à extraire telles : l'amplitude, leur énergie, leur contenu fréquentiel, leur fréquence médiane et moyenne,....ect .Parmi ces techniques de traitement du signal, on trouve : la transformée de Fourier (FFT) et la transformée de Fourier à court terme (TFCT).

La technique de traitement des signaux biomédicaux la plus ancienne est basée sur la transformation de Fourier (FFT). Elle s'est montrée très prometteuse pendant de longues années [2-6]. La transformée de Fourier (FFT) est la méthode la plus couramment utilisée pour caractériser le contenu en fréquence du signal EMG, même

si elle impose que le signal soit stationnaire [7]. La fréquence médiane et la fréquence moyenne sont considérées comme un bon témoin du contenu en fréquence du signal EMG [8].

Et comme le contenu spectral des signaux EMGs évolue en fonction du temps, les techniques de moyennage temporel des amplitudes sont incapables de décrire des phénomènes transitoires et non stationnaires [9]. C'est pour cet effet que de nouvelles approches de représentations temps-fréquence (RTF) des signaux ont été proposées.

La transformée de Fourier à court terme (TFCT), en tant que méthode d'analyse temps-fréquence a été également appliquée. Celle-ci consiste à faire coulisser une fenêtre d'analyse le long du signal étudié sachant que les dimensions de cette fenêtre doivent être fixées de façon à garantir les conditions de stationnarité. Malheureusement ces contraintes ne peuvent permettre une bonne résolution en temps et en fréquence simultanément [10].

La transformée de Fourier à court-terme (TFCT), peut être proposée pour pallier le manque d'information sur le temps de la transformée de Fourier (FFT). Cette méthode, pouvant être adaptée aux signaux non-stationnaires, est très proche de l'analyse spectrale : on définit une fenêtre de dimensions fixes qui sera utilisée comme masque sur le signal, et dans laquelle on considère que le signal est localement stationnaire, puis on décale cette fenêtre le long du signal afin de l'analyser entièrement [11].

Ces techniques qui n'ont pas la prétention de remplacer un médecin (le plus souvent un neurologue), peuvent néanmoins contribuer à aider ce dernier dans l'établissement de son diagnostic final [12]

L'objectif fondamental fixé derrière ce mémoire est :

1. Utilisation d'une nouvelle base de données ;
2. Analyse spectro-temporelle des signaux électromyogrammes (EMGs)
3. Extraction des paramètres temporels et fréquentiels.

Dans ce contexte, ce travail sera organisé de la manière suivante :

- Le premier chapitre présentera un aperçu sur le muscle, l'unité motrice, la contraction musculaire et l'électromyogramme (EMG). Nous mettons en évidence le phénomène électrique de la contraction musculaire (potentiel d'action des unités motrices : PAUM) qui donne naissance à notre signal. Puis une simple définition de l'appareil et de la technique utilisée pour recueillir ce fameux EMG important pour détecter différentes pathologies qui peuvent toucher le corps humain (troubles neurologiques ou musculaires) sera présentée.

- Le deuxième chapitre sera consacré à l'étude théorique des techniques du traitement du signal fréquemment utilisées.

- Analyse des signaux normaux et pathologiques sera développée dans le troisième chapitre. Cette procédure permet d'une part d'analyser la morphologie temporelle et spectrale des signaux EMGs selon le type d'électrode utilisé, la contraction musculaire effectuée lors de l'enregistrement et le muscle exploité ; d'autre part, d'analyser la sévérité pathologique des trois différents signaux EMGs (Normal, Myopathique et Neuropathique) afin de déterminer les paramètres les plus pertinents. Ainsi qu'une représentation spectro-temporelle de trois différents signaux EMGs sera effectuée, afin de représenter leur distribution énergétique.

Finalement, une conclusion générale synthétise le contenu de ce projet de fin d'étude sera présentée, enrichie par quelques perspectives proposées pour la continuité de ce travail.

CHAPITRE I

Aspect Médical

*Aspect médical***I.1 Introduction :**

Notre vie, notre morphologie, notre mobilité, tous nos gestes et capacités physiques sont liées à notre constitution musculaire. La musculature est donc un élément indispensable à nos besoins quotidiens.

Dans ce sens, et durant le XVII^{ème} siècle de nombreux chercheurs ont tenté d'étudier la réaction musculaire pendant la contraction. Ils ont montré que cette contraction génère un courant électrique [13 -17]. Cette découverte a été aussi prouvée et validée par l'utilisation des premiers galvanomètres (Carlo Matteucci 1838) [18].

L'activité électrique qui accompagne cette contraction musculaire est devenue une discipline appelée électromyographie (EMG). Ainsi les signaux liés à cette activité sont appelés signaux électromyographiques (EMGs) [1].

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).

I.2 Revue bibliographique :

I.2.1 Les types de muscle [19-21]:

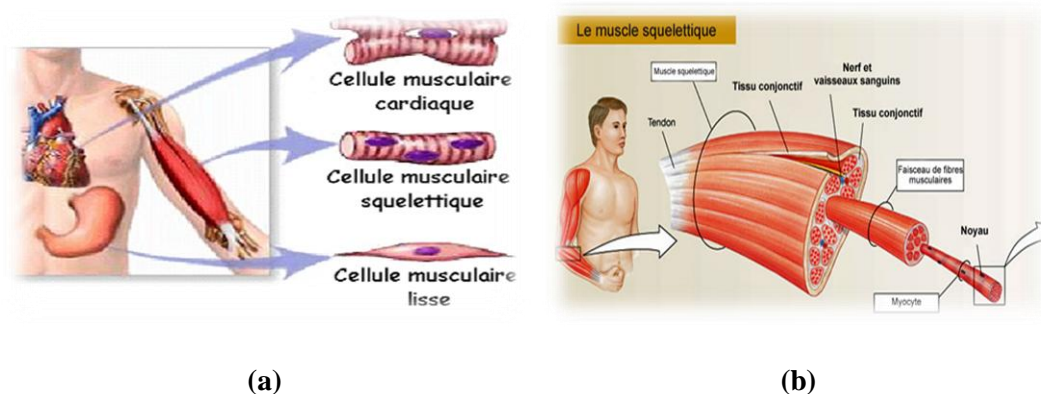
Le muscle est un tissu ou organe du corps humain constitué principalement des cellules contractiles et qui permet les mouvements du corps . Généralement il peut avoir trois formes différentes : une forme allongée, une forme plate et une forme circulaire.

Le tissu musculaire comporte trois types présentant quelques différences : le muscle squelettique, le muscle cardiaque et le muscle lisse. **[Figure I.1 (a)]**

➤ Les muscles squelettiques (muscles striés) ont pour fonction d'assurer la motricité du corps dans son environnement, en permettant de faire bouger le squelette de manière volontaire. Ils peuvent répondre de façon réflexe à une stimulation. Leurs contractions peuvent être lentes ou rapide selon leur type des fibres. Parmi les muscles striés squelettiques les plus connus, on peut citer les biceps, les quadriceps ou les abdominaux. **[Figure I.1 (b)]**

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

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



(a)

(b)

Figure I.1 : Types musculaires

(a) : Différents types de muscle [22].

(b) : Muscle squelettique [23].

I.2.2 Anatomie du muscle squelettique:

L'unité de base du tissu musculaire squelettique est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles. Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100 μm de diamètre et peuvent atteindre 30 cm de longueur. Elles sont composées de cellules appelées myocytes [Figure I.2], qui renferment dans leur cytoplasme de nombreux filaments allongés parallèlement au grand axe de la cellule. Ces filaments sont de deux types : les uns, fins, sont faits d'actine ; les autres, épais, sont composés de myosine. C'est grâce à leur interaction que la contraction musculaire s'effectue [13][24].

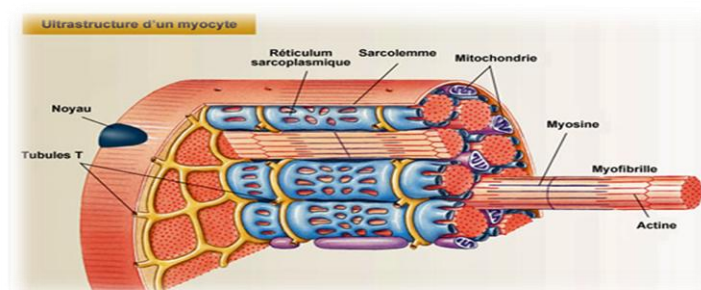


Figure I. 2 : Anatomie du muscle [23].

I.2.2.1 Types des fibres musculaires :

Anatomiquement, il existe plusieurs types de fibres musculaires que l'on classe 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, et leur métabolisme préférentiel utilisé pour resynthétiser les molécules d'ATP (Adénosine Triphosphate) qui servant à stocker et transporter l'énergie [25].

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

De manière générale [13]:

- 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 .

I.2.2.2 Différents muscles du corps humain:

Tan que Le corps humain possède environ 639 muscles dont 570 muscles striés squelettiques [26] ,il est très difficile de les détailler précisément.

La figure suivante [**Figure I.3**] regroupe la majorité des muscles qui constituent notre système locomoteur:

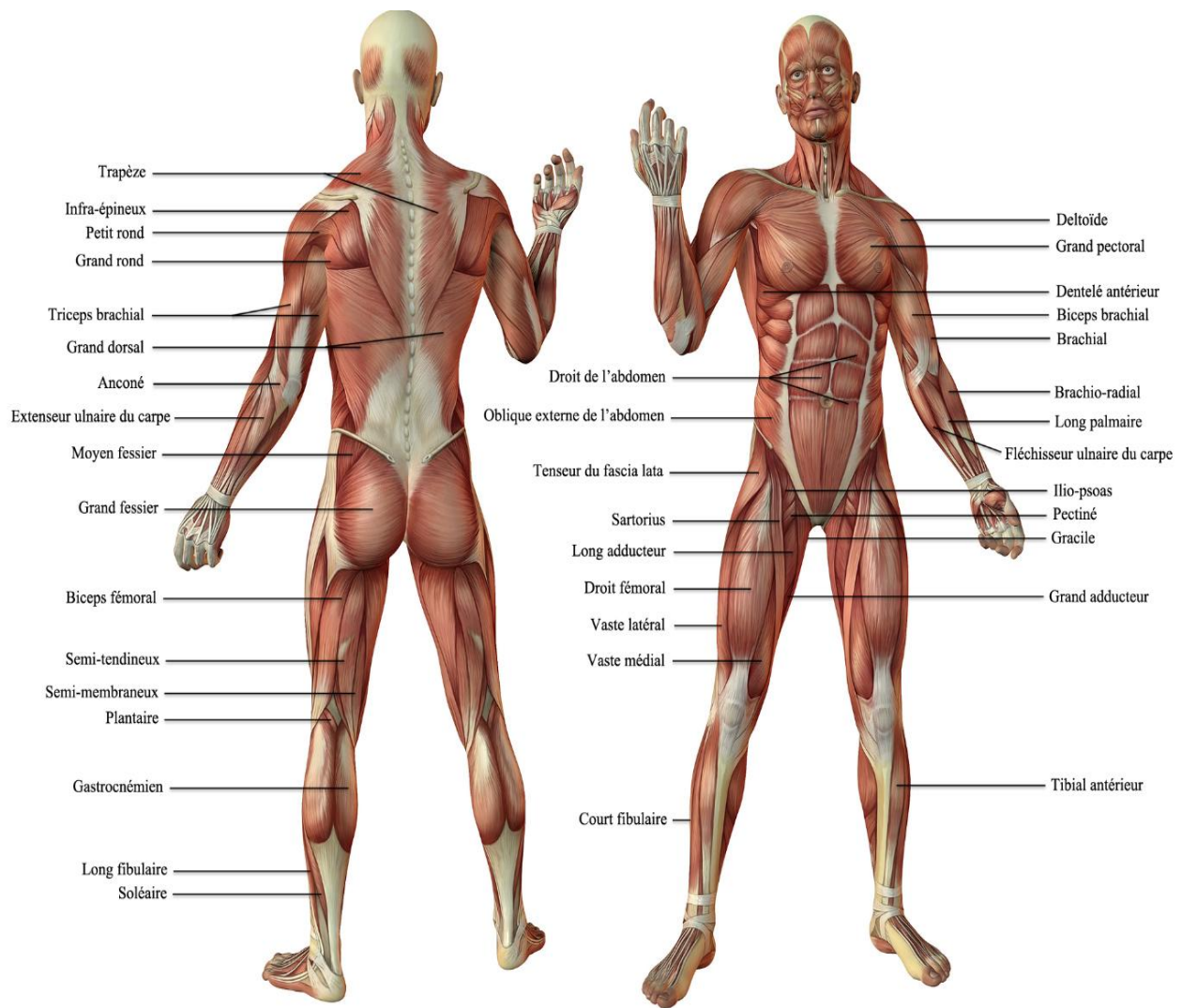


Figure I.3 : Différents muscles du corps humain, vue antérieure et postérieure [27].

I.2.3 Unité motrice :

Le système nerveux périphérique moteur est constitué de cellules de la corne antérieure de la moelle, les nerfs périphériques, les synapses neuro-musculaire et les muscles. L'élément de base en est l'unité motrice (UM) constituée d'un motoneurone et des fibres musculaire plus ou moins nombreuses qu'il innerve [Figure I.4].

La taille des unités motrices varie d'un muscle à un autre. Schématiquement, le nombre des unités motrices est d'autant plus faible que le muscle est plus volumineux. Chaque unité motrice commande un plus grand nombre de fibres musculaire [28].

L'unité motrice est l'élément anatomique de base d'ont l'activité est enregistrée par l'EMG (Electromyographe). Sa mise en jeu est l'excitation de la cellule du moto-neurone ; laquelle commande la contraction synchronisée des fibres musculaire qui dépendent d'elle. Lors de la stimulation d'un motoneurone, la totalité des fibres d'une UM est excitée et les fibres se contractent toutes en même temps (loi du "tout ou rien")[13].

Les unités motrices ont été aussi classées en fonction de leurs propriétés physiologiques telles que la vitesse de contraction et fatigabilité (sensibilité à la fatigue), et selon les fibres qu'elles commandes (fibre de type I, IIa ou IIb) [1].

Donc les unités motrices sont de :

- a) type I : à contraction lente et plus résistantes à la fatigue.
- b) type IIa : à contraction rapide, moyennement résistantes à la fatigue.
- c) type IIb : à contraction rapide et très fatigables .

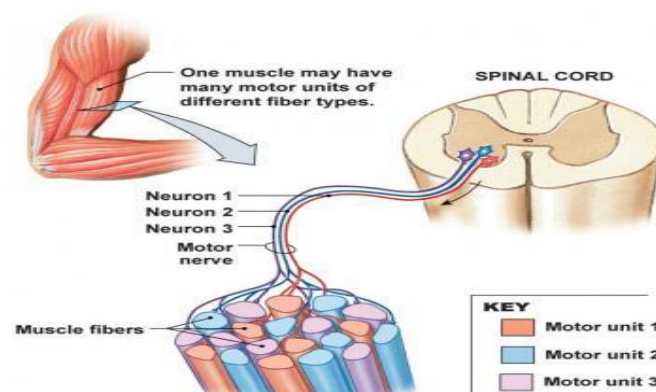


Figure I.4: Unité motrice [29].

I.2.4 La contraction musculaire :

La contraction musculaire résulte de la contraction coordonnée de chacune des cellules du muscle. Suite à l'excitation ou à la stimulation de la fibre musculaire par l'arrivée d'un message nerveux, un cycle de modifications successives va se produire pour aboutir à la production de force par le muscle. Cette force prend naissance dans les protéines contractiles (actine et myosine) [1]:

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

- L'excitation ou la stimulation qui correspond à l'arrivée du message nerveux sur la fibre musculaire.
- Le couplage excitation-contraction qui regroupe l'ensemble des processus permettant de transformer le signal nerveux reçu par la cellule en un signal intracellulaire vers les fibres contractiles.
- La contraction proprement dite : le glissement des filaments d'actine entre les filaments de myosines [**Figure I.5 (a)**].
- La relaxation qui est le retour de la cellule musculaire à l'état de repos physiologique.

Il n'existe que trois sortes de positions pour nos unités contractiles : le raccourcissement, l'allongement et le maintien de la longueur. Il s'agit des régimes de contraction des muscles striés que l'on appelle [**Figure I.5 (b)**] [30][31]:

- L'excentrique : les filaments de myosine s'éloignent ; et le muscle s'allonge, il s'agit d'une activité musculaire freinatrice.
- Le concentrique : les filaments de myosine se rapprochent, et le muscle se raccourcit. c'est une activité musculaire mobilisatrice.
- L'isométrique : les filaments restent sur un écartement égal, donc la longueur du complexe tendino-musculaire ne se modifie pas.

On note que la contraction musculaire avec raccourcissement ou allongement du muscle est dite contraction isotonique ou anisométrique. Contrairement à la contraction musculaire isométrique (qui permet de faire travailler les muscles sans mouvement), la contraction musculaire isotonique entraîne un mouvement [33].

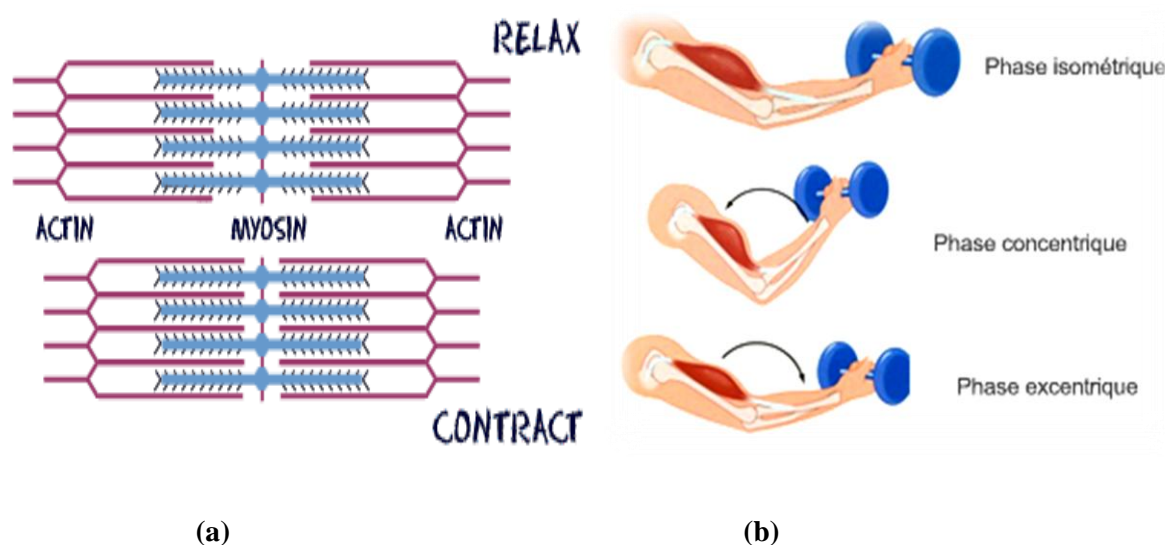


Figure I. 5: Contraction musculaire

(a) : Filament d'actine et de myosine lors d'une contraction et d'une relaxation [32].

(b) : Contraction isométrique, concentrique et excentrique (isotonique) [33].

I.3 Phénomène électrique de la contraction musculaire :

I.3.1 Potentiel d'action (PA) [Figure I.6] :

Le potentiel d'action ou influx nerveux, correspond à une inversion transitoire, locale, brève de la membrane plasmique, sa durée est entre 1 et 2 ms, et son amplitude absolue atteint 100mV [34].

Si un certain niveau de seuil est dépassé dans le flux des ions de Na^+ (ion de sodium), la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action qui change rapidement de

- 70 mV à + 30 mV. Il s'agit d'un éclatement électrique monopolaire qui est immédiatement rétablie par la phase de repolarisation et suivie d'une période d'hyperpolarisation de la membrane [1].

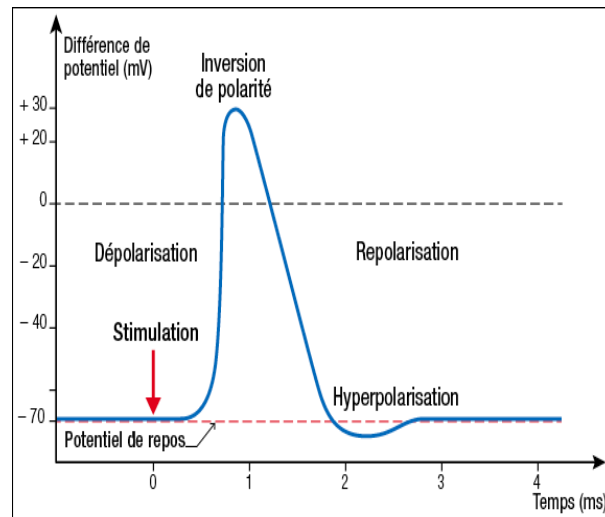


Figure I.6 : Exemple d'un potentiel d'action (PA) [35].

En raison de la nature du tissu musculaire qui est considéré comme un volume conducteur, le potentiel d'action résultant, se propageant dans les deux directions de la fibre et atteignant les tendons, crée un courant dans le voisinage de la fibre. Ce dernier crée un champ électrique dans tout le volume conducteur, qui est à l'origine des signaux EMGs détectés par aiguilles ou par des électrodes de surface [1].

I.3.2 Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) [13][1]:

Quand une unité motrice est activée via le motoneurone à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire (plaque motrice), les fibres appartenant à cette UM sont toutes excitées ensemble et contractées. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation (combinaison) des PA de toutes ces fibres musculaires.

Afin de maintenir une contraction musculaire, les unités motrices doivent être activées de manière répétitive et chaque unité motrice génère des PAUMs multiples. La collection de

tous les PAUMs génère un train du potentiel d'une unité motrice (TPAUM). La superposition des TPAUMs de toutes les unités motrices recrutées constitue un signal EMG [Figure I.7].

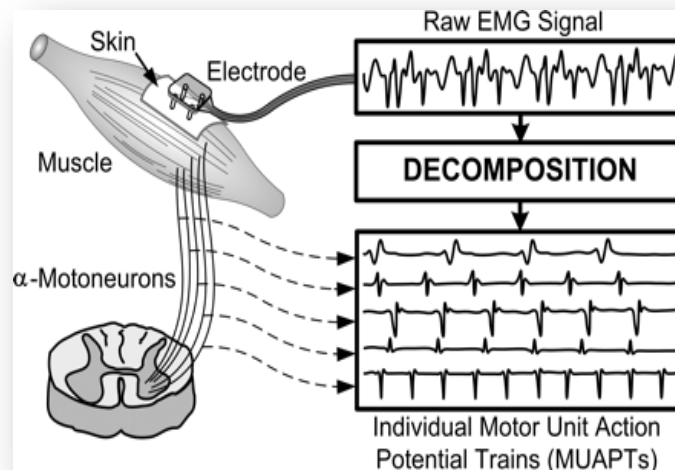


Figure I.7: Décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles [36].

I.4 L'électromyographie et l'électromyogramme :

L'électromyographie fait partie des explorations électro-physiologiques du système nerveux permettant d'appréhender entre autres l'aspect fonctionnel du système nerveux réalisé par un neurologue. Elle est fondée sur enregistrement des courants électriques qui permet d'étudier le système nerveux périphérique, les muscles et la jonction neuromusculaire (contact entre le neurone et le muscle, nommé aussi la plaque motrice).

L'électromyographie s'effectue en utilisant des électrodes qui sont positionnées à la surface du corps, ou constituées de fines aiguilles (le plus souvent) que l'on enfonce dans le muscle que l'on désire étudier. Elle permet de détecter l'activité musculaire spontanément, au repos ou au moment de l'activité du muscle, ou bien lorsque l'on procède à la stimulation

électrique musculaire nerveuse dans le cadre d'une épreuve ou d'un examen neurologique. Elle permet également d'affirmer si une lésion est de nature organique (« réelle ») ou non de nature physiologique.

Cet examen complémentaire permet également de localiser, au sein du système nerveux central ou du muscle, la lésion suspectée. Cette lésion concerne l'axone du neurone lui-même, la myéline, la jonction neuromusculaire. Le tracé qui est obtenu est appelé électromyogramme.

I.4.1 L'électromyogramme d'un sujet normal :

Les PAs (potentiels d'action) d'un muscle normal enregistré lors de la contraction volontaire présentent les caractéristiques suivantes :

1. la morphologie normale (forme de PAUM) : elle est mono-bi ou triphasique et peut être polyphasique (Il est admis qu'il existe environ 10 % de potentiels polyphasiques dans un électromyogramme normal). La forme des potentiels varie également en fonction du muscle et de l'âge (les potentiels sont plus fréquemment polyphasiques chez le nourrisson et chez le sujet âgé) .

2. Durée normale : elle est de l'ordre de 3 à 5ms, varie en fonction du muscle exploité (plus brève dans les muscles qui sont constitués de petites et nombreuses UM)

3. Amplitude normale de PAUM : est également conditionnée par la taille des unités motrices. Elle varie entre 200 microvolt à 1mV [25], peut atteindre 2 mV[28][37].

4. Richesse des tracés [37] :

- Au repos : Il n'existe aucune activité électrique. C'est ce qu'on appelle le « silence électrique ». Le tracé normal de repos se limite à la ligne de base.

- Contraction volontaire : Au cours d'une contraction volontaire de force croissante, on voit le tracé électromyographique se « compliquer » de plus en plus. On peut distinguer trois stades :
- a) **contraction faible** : On obtient ce qu'on appelle un « tracé simple ». Il est formé d'un seul potentiel bien individualisé correspondant à une seule UM en activité. Ce potentiel se répète identique à lui-même. Son enregistrement permet l'étude précise de sa forme, de son amplitude, de sa durée, de sa fréquence.
 - b) **Contraction modérée** : On obtient ce qu'on appelle un « tracé intermédiaire ». Il devient de plus en plus difficile de reconnaître chaque PAUM. En effet, l'activité électromyographique, à ce stade, correspond à deux phénomènes : le recrutement de nouvelles unités motrices (*sommation spatiale*) ; et l'accélération de la fréquence de décharge des unités motrices (*sommation temporelle*).
 - c) **Contraction maximale** : L'amplitude augmente et peut atteindre 10 mV. On obtient ainsi un tracé de type « interférentiel » comparable à un tracé d'électromyographie globale (de surface) ; et la décomposition des PAUMs partir du signal EMG obtenue devienne plus difficile.

Remarque : si le potentiel d'action d'unité motrice (PAUM) a un aspect polyphasique, avec une durée réduite et une faible amplitude on peut dire que le patient souffre d'une myopathie, et si les potentiels obtenus sont d'amplitudes anormalement grandes et anormalement longues (longues durée) on confirme alors la présence d'une neuropathie [28][37-39]. Cela est bien illustré sur la **Figure I.8**.

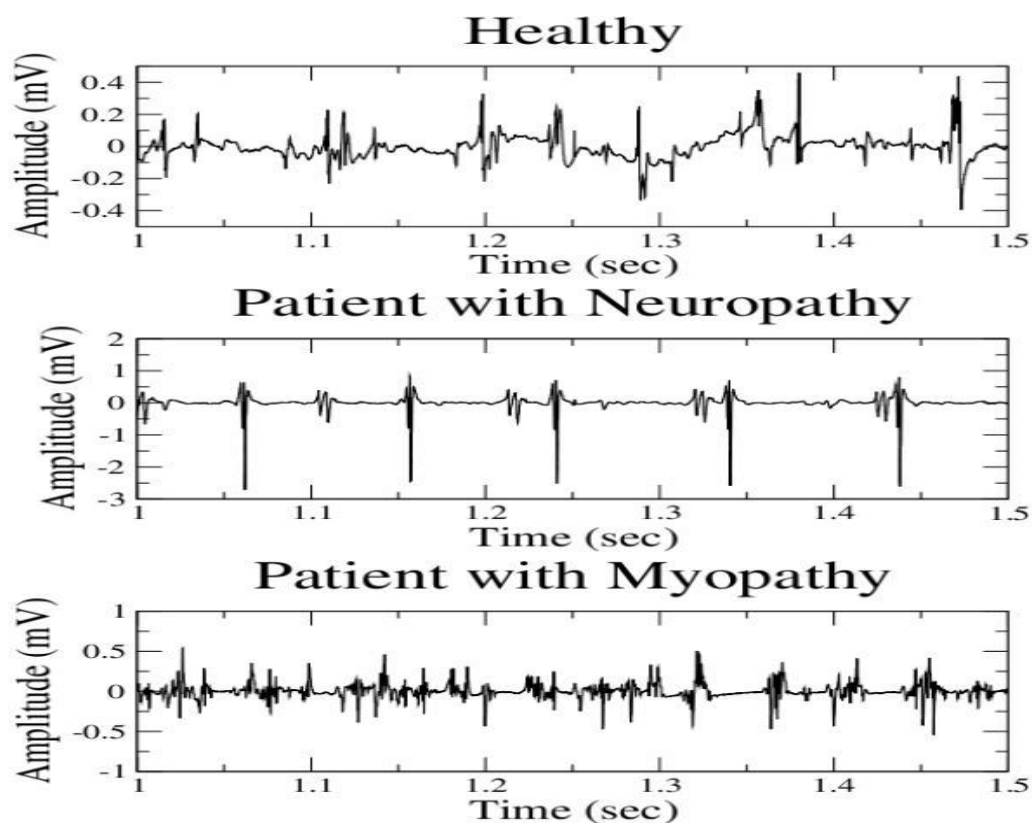


Figure I.8 : Tracés du signal EMG normal et pathologique : le premier signal obtenu d'un patient sain, le deuxième signal d'un patient avec neuropathie et le troisième d'un cas atteint de myopathie [40].

I.4.2 Electromyographe (Appareillage):

L'électrodiagnostic repose sur l'analyse de signaux de faible amplitude. L'appareillage doit donc permettre de recueillir ces signaux, de les amplifier, de stimuler les troncs nerveux, de mesurer les paramètres caractérisant les potentiels (latence, durée, amplitude), enfin d'enregistrer les données afin de conserver des documents [28].

I.4.2 .1 les électrodes [28][41-42] :**I.4.2 .1. 1 Electrodes-aiguilles : [Figure I.9]**

Il existe deux types principaux d'aiguilles électrodes utilisées en électromyographie courante :

- L'aiguille-électrode concentrique, qui consiste en une Aiguille d'acier creuse dans laquelle passe un fil d'acier, d'argent ou de platine, totalement isolé excepté à son extrémité. La différence de potentiel est mesurée entre la canule qui sert d'électrode de référence et l'extrémité du fil, qui sert d'électrode active .Une électrode séparée est reliée à la terre .Ce type d'électrode est celui le plus souvent utilisé par les électromyographistes, d'autant plus qu'il existe des modèles a usage unique.

- L'aiguille-électrode monopolaire ,qui est une aiguille solide, en acier ,totalement isolée sauf à son extrémité. Elle sert ainsi d'électrode active .l'électrode de référence est généralement une électrode de surface posée à distance du point d'insertion.

- Un troisième type d'électrode est l'aiguille-électrode bipolaire qui contient deux fils ou, plus de platine isolés sauf à leur extrémité, qui font office d'électrodes active et de référence, la canule étant reliée à la terre.

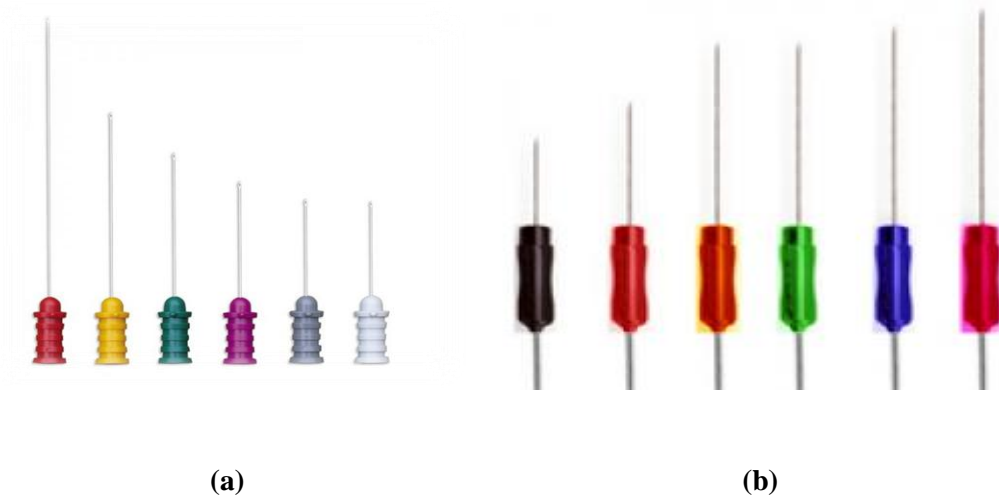


Figure I.9 : Différents types d'électrodes aiguilles utilisées en EMG.

(a):Aiguilles concentriques (à fil fin) [33].

(b): Aiguilles monopolaires [43].

I.4.2 .1. 2 Electrodes de surface [Figure I.10] :

Elles servent à recueillir la réponse musculaire lors de la stimulation nerveuse, ou les potentiels de nerfs. L'impédance entre l'électrode et la peau doit être réduite par un nettoyage de la peau. L'activité électrique est recueillie entre deux points d'un muscle ou d'un groupe musculaire à l'aide de deux électrodes placés à la surface de la peau.



Figure I.10 : Différents types d'électrodes de surface utilisées en EMG [44].

I.4.2 .2 Amplification [25]:

Un électromyographe 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 .

I.4.2 .3 Stimulateurs [28] :

On utilise des appareils délivrant des chocs électriques carrés (figure ci-dessous) de latence, de durée et de fréquence réglables. Leurs amplitude peut être accrue progressivement et est donnée soit en volts (cas le plus fréquent), soit en ampères.



Figure I.11: Stimulateur électrique utilisé en EMG [45].

I.4.2 .4 débruitage du signal EMG :

Il existe des bruit qui peuvent contaminer le signal EMG : un ensemble de bruits parasites liés aux électrodes et à l'instrumentation , l'artefact de mouvement, et le bruit généré dans les composants électroniques et les équipements de détection et d'enregistrement(bruit du secteur 50Hz) .Sachant que la plage fréquentielle du signal EMG est entre 20Hz et 3KHz [15](la technique de détection non-invasive fournit des signaux à bande passante, inférieure à 400 Hz , qui est une bande passante étroite comparée à la largeur de la bande passante en cas de l'EMG intramusculaire qui est supérieure à 1 kHz) [46][47]. Donc il faut garder la gamme fréquentielle utile de notre signal et éliminer tout les artefacts et les bruit par un processus de filtrage. La meilleure façon d'obtenir un signal EMG fiable est d'utiliser un filtre passe-bande allant de 20 à 500 Hz car plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable (Chapitre.III), donc il n'est pas nécessaire d'avoir un filtre dont la fréquence haute va jusqu'à 3 kHz [15].

On peut utilisé des filtre analogiques (par exemple amplificateur différentiel citée précédemment joue le rôle d'un filtre passe bande avec une bande passante comprise entre 20Hz et 3KHz). Comme il existe des filtres numériques qu'on peut les utilisés dans la phase du traitement numérique du signal (le filtre Butterworth de bande passante entre 20Hz et 500 Hz pour éliminer les bruits générés par le mouvement des câbles et des électrodes [1]).

I.5 Les pathologies [48]:

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. 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).

I.6 Conclusion :

Dans ce chapitre, des connaissances de base sur l'électromyographie et le signal EMG ont été présentés, enrichie par quelque notions et connaissances anatomique et physiologique de base concernant le muscle et son fonctionnement (anatomie et contraction musculaire, génération des potentiels d'action des unités motrices PAUM, la génération du signal EMG).

L'analyse et l'exploration de ce signal électrophysiologique nécessite des méthodes de traitement de signal et des outils plus performants dans le domaine temporel et fréquentiel que nous allons définir dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II

Outils Théoriques de L'analyse Spectro-temporelle

*Outils théoriques de l'analyse spectro-temporelle***II.1 Introduction :**

Dans le but d'apprécier et contrôler un environnement après avoir obtenu une mesure numérique du phénomène physiologique étudié, on doit souvent traiter ce signal numérique pour en extraire l'information recherchée.

L'électromyographie comme étant une technique médicale, fondée sur l'enregistrement, avec un électromyographe, des courants électriques qui accompagnent l'activité musculaire spontanément, au repos ou au moment de l'activité du muscle, ou bien lorsque l'on procède à la stimulation électrique (galvanique) musculaire nerveuse dans le cadre d'une épreuve ou d'un examen neurologique, est capable de fournir aux cliniciens un outil complémentaire par un enregistrement graphique des ondes. Malgré cela la propriété non stationnaire de ces signaux physiologiques rend l'électromyographie clinique incapable de fournir des informations fréquentielles.

Une analyse avec plus de précision telles que : la forme des ondes, le contenu fréquentiel et temporel, la vitesse de contraction des fibres et l'amplitude maximale nécessite un outil puissant basé sur les techniques de traitement du signal.

Dans ce cadre, de nombreux chercheurs ont tenté d'analyser les ondes électromyogrammes par l'application de différentes techniques du traitement du signal, dans trois domaines:

1. Le domaine temporel en faisant appel à plusieurs étapes de prétraitement cité dans l'introduction du chapitre suivant (**Chapitre III** : EMG rectifié, EMG lissé, RMS...), ces dernières facilitent l'analyse et exploitation du signal. A titre d'exemple : le lissage du signal EMG brute élimine les bruits. Par contre la moyenne quadratique (RMS) fait référence au nombre d'unités motrices activées car la RMS dépend du nombre des UMs (unités motrices) et de leur taille [49] [50].

2. Une analyse fréquentielle par application de la transformée de Fourier (FFT) a été largement appliquée. En effet H.Cao [13] C.Cabrera [49], 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 qui se traduit par une augmentation de la puissance totale du spectre, avec un rapprochement vers les basses fréquences. Cette fatigue a été aussi évaluée par la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD) (équations II.4 et II.5), et qui peuvent être utilisées pour déterminer la vitesse de contraction des fibres [51-52]. La linéarité entre ces deux fréquences et la vitesse de contraction musculaire a été aussi confirmée dans [53]. Malgré cela cette technique reste incapable de fournir des indications concernant l'évolution temporelle.

3. Pour résoudre ce problème, plusieurs travaux ont été l'objet de l'extraction de l'information pertinente à partir du plan temps-fréquence réalisé par le spectrogramme de la transformée de Fourier à fenêtre glissante (T.F.C.T) ou par la transformée en ondelettes (T.O) [1][49][54].

La T.F.C.T en tant que méthode d'analyse temps-fréquence consiste à faire coulisser une fenêtre d'analyse le long du signal étudié mais les dimensions de cette dernière doivent être fixées de façon à garantir les conditions de stationnarité.

Le travail de Mario Cifrek [55] sur la mesure et analyse des signaux myoélectriques de surface pendant les contractions dynamiques cycliques par application de la T.F.C.T, montre que la FM (fréquence moyenne) et la FMD (fréquence médiane) présentent des caractéristiques pertinentes estimées pour évaluer la présence de la fatigue musculaire. La même constatation faite par : Georgakis et son groupe [56] dans l'analyse de la fatigue du signal EMG de surface dans les contractions isométriques à force constante en utilisant la fréquence instantanée moyennée , ainsi par An.Phinyomark [57] dans l'utilité des fréquences moyenne et médiane instantanés dans l'analyse d'EMG où ces deux caractéristiques fréquentielles (FMI et FMDI) sont plus performantes que les fréquences moyennes et médianes traditionnel citées précédemment (FM et FMD) .

La distribution de wigner-ville (W.V.D) qui joue un rôle primordial dans la théorie et la pratique de l'analyse temps-fréquence, répond de façon favorable à l'amélioration de cette analyse. A titre d'exemple, l'article de Ricamato et al [58] sur l'approche spectro-temporelle pour évaluer les enregistrements électromyographique, montre qu'il est possible de représenter les plages de fréquences par W.V.D . La W.V.D est fortement concentrée dans le temps et la fréquence instantanée (FI) du signal, ce qui représente une excellente propriété de localisation de cette méthode. Toutefois elle reste toujours limitée par le problème des termes interférentiels qui réduisent généralement la lisibilité d'un diagramme temps-fréquence et se traduisent pratiquement par un manque remarquable de séparation des multi-composants.

L'approche d'ondelettes élaborée par Angkoon Ph et son groupe de recherche [59] montre que l'analyse par la transformée en ondelette peut jouée un rôle très

intéressant dans le débruitage des EMGs, car cette méthode est plus efficace que les méthodes de filtrage conventionnel.

Ce chapitre traite dans un premier temps les différentes techniques rencontrées dans la littérature, et qui peuvent être utilisées dans l'extraction des caractéristiques d'un signal, et de façon plus détaillée celles que nous avons choisies dans notre recherche.

II.2 Classification des signaux [60]:

Les techniques utilisées pour traiter des signaux ou analyser la réponse d'un système à un signal dépendent énormément des attributs et des caractéristiques de ces signaux. Ainsi, tout traitement du signal doit nécessairement commencer par une classification de ces signaux.

➤ **Signaux déterministes** : ils sont appelés aussi des signaux certains, car ils sont parfaitement déterminés par la connaissance ou la mesure d'un nombre fini de paramètres. Ces signaux peuvent être :

- non périodiques ou impulsionnels : ce sont des signaux de type transitoire non répétitifs représentant un phénomène dont l'énergie d'activation a été fournie à un instant donné et se dégrade dans les éléments dissipatifs du système. C'est signaux ont une puissance moyenne infinie mais ont une énergie finie : $E_s < +\infty$, donc $S(t) \in L^2(\mathbb{R})$.

- périodiques : ce sont des signaux à puissance finie, ou E_s n'est pas bornée.

En effet ces signaux déterministes périodiques ou non, décrivent des régimes permanents.

➤ Signaux aléatoire : la plupart des signaux naturels sont aléatoires, car ils ont un caractère non-reproductible et imprévisible, exemple de tels signaux : signaux reçus par un radar, de la parole, de l'électrocardiogramme, électromyogramme....

Exemple :



Figure II.1 : Exemple d'un signal transitoire et aléatoire.

II.3 La Transformée de Fourier (FFT) [60]:

Un signal temporel est suppose comme un simple vecteur dans un espace vectoriel à N dimensions. Les vecteurs de base de ce signal ou cette série temporelle dans le temps sont $(1, 0, 0, \dots, 0)$, $(0, 1, 0, \dots, 0)$ et ainsi de suite. L'action de la transformée de Fourier est simplement le changement de base de cette série du domaine temporel à un espace vectoriel de base de fonctions sinusoïdales (domaine fréquentiel) .

Une des raisons pour laquelle la FFT est utilisée pour l'analyse des signaux d'une manière générale est que cette base de fonctions sinusoïdales est la solution de l'équation mathématique décrivant les petites variations de cette série temporelle.

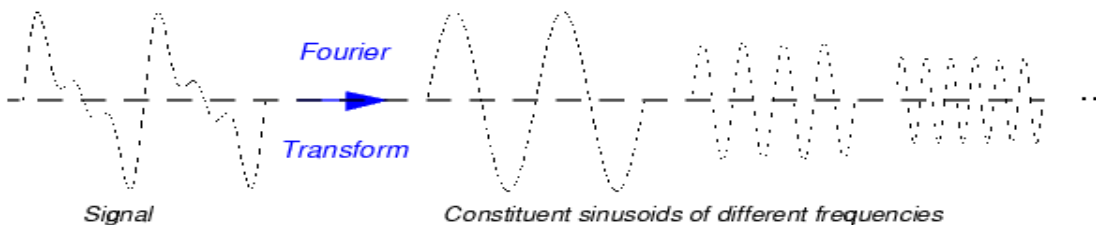


Figure II.2 : Décomposition d'un signal en série de sinusoïdes selon les différentes fréquences comprise dans ce dernier.

Soit $u(t)$ un signal à énergie finie $E = \int_{-\infty}^{+\infty} |u(t)|^2 dt < \infty$ ou $|u(t)|^2$, représente la densité temporelle d'énergie du signal u , sa transformée de Fourier est donnée par :

$$U(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} u(t)e^{-j2ft\pi} dt \quad (\text{II.1})$$

Où le produit de t par f est sans dimension. La fonction $|U(f)|^2$ est définie comme étant un périodogramme.

La transformée de Fourier discrète (TFD) pour la série temporelle $u(t)$ de N points avec une période d'échantillonnage $T=N$, $K = [0, 1, 2, \dots, N-1]$ sont les blocs de base pour la construction des signaux périodiques est donnée par :

$$U\left(\frac{n}{NT}\right) = 1/N \sum_{K=0}^{N-1} u(KT) e^{-\frac{j2nK\pi T}{NT}} \quad (\text{II.2})$$

Sa relation inverse est :

$$u(KT) = 1/N \sum_{n=0}^{N-1} U\left(\frac{n}{NT}\right) e^{+\frac{j2nK\pi T}{NT}} \quad (\text{II.3})$$

L'analyse de Fourier est un outil de base en traitement du signal, indispensable dans de nombreux domaines de la recherche, mais elle montre rapidement des limites justifiées dès lors que l'on sort du cadre rigoureux de sa définition : le domaine des signaux stationnaires d'énergie finie. Dans cette analyse, tous les aspects temporels, deviennent illisibles dans le spectre.

Exemple :

$$x(n) = \begin{cases} \sin(2\pi * f1 * n) & 0 \leq n \leq N1 - 1 \\ \sin(2\pi * f2 * n) & N1 \leq n \leq N1 + N2 - 1 \end{cases}$$

Avec $N1=128$; $N2=64$; $f1=0.1\text{Hz}$; $f2=0.2\text{Hz}$

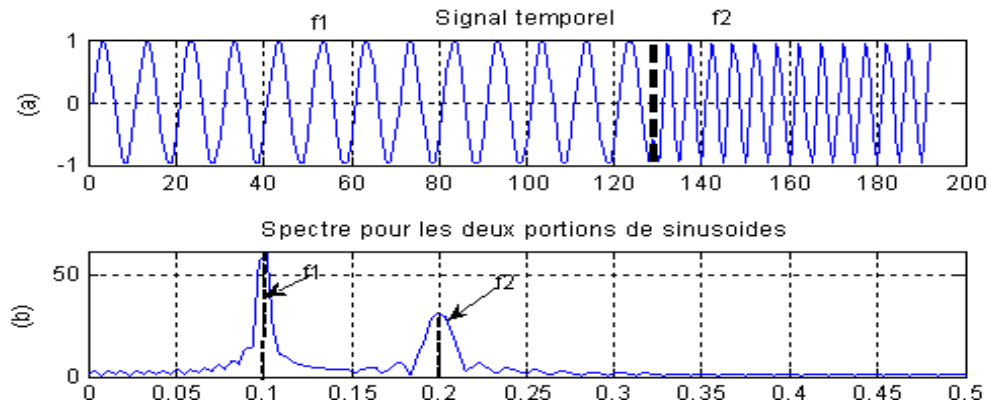


Figure II.3 :

(a) : Représentation temporelle de $x(n)$, (b) : Représentation fréquentielle (module du spectre) de $x(n)$ [60].

A partir d'une représentation spectrale par application de la FFT, deux indicateurs fréquents : la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD), sont souvent dérivés de la transformée de Fourier à l'aide des formules suivantes [13]:

$$FM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f.P(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df} \quad (\text{II.4})$$

$$\int_0^{FMD} P(f)df = \int_{FMD}^{\infty} P(f)df \quad (\text{II.5})$$

Où $P(f)$ est la densité spectrale de puissance (DSP)

La plupart des signaux intéressants contiennent de nombreuses caractéristiques mobiles ou transitoires, qui sont souvent la partie la plus importante du signal, l'analyse de Fourier n'est pas capable à les détecter, ce qui nous amène à la notion de localisation spatiale « Fenêtrage du signal ».

II.4 Analyse temps-fréquence [60]:

Par définition, les sons sont des variations temporelles des fréquences (paquets de fréquences très rapprochés), ces propriétés sont révélées par des transformations qui décomposent les signaux à travers des fonctions qui sont bien concentrées en temps et en fréquences.

En 1940 Gabor découvre la première forme de représentation temps-fréquence. Sa technique consiste à fractionner le signal en différentes plages ou fenêtres de taille fixe. Chaque plage est alors étudiée séparément par l'analyse traditionnelle de Fourier.

Les transformées de Fourier à fenêtres (T.F.C.T : transformées de Fourier à court terme) est une classe importante de décompositions locales des signaux en temps-fréquence.

II.4.1 Transformée de Fourier avec fenêtre (T.F.C.T) :

En 1946, Denis Gabor suggérait de rendre locale l'analyse de Fourier, en s'aidant de « fenêtrés ». Une fenêtre est une fonction régulière : pour que sa transformée de Fourier soit bien localisée, lentement variable : qu'elle possède de bonnes propriétés de décroissance à l'infini, ce qui signifie qu'elle est nulle dehors d'une certaine zone, qui constitue son support.

En multipliant la fonction étudiée par une fenêtre, on en obtient une version « locale » dont on peut déterminer le contenu fréquentiel par une analyse de Fourier classique .

Soit $x(t)$ le signal analyse, $h(t)$ une fenêtre d'analyse translaturée en temps par u « le taux de glissement » et modulée en fréquence par ξ , ainsi :

$$h_{(u,\xi)}(t) = e^{j\xi t}h(t - u) \quad (\text{II. 6})$$

Elle est normalisée $\|h\| = 1$ tel que $\|h_{(u,\xi)}\| = 1$ quelque soit $(u, \xi) \in \mathbb{R}^2$

La transformée de Fourier résultante est :

$$\text{TFCT}(u, \xi) = \langle x, h_{(u,\xi)} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\xi\tau} h(t - \tau) dt \quad (\text{II. 7})$$

Elle est appelée ainsi transformée de Fourier à court terme T.F.C.T (S.T.F.T) parce que la multiplication par $h(t - u)$ localise l'intégrale de Fourier au voisinage de $t=u$.

La mesure l'énergie du signal $x(t)$ dans le domaine temps-fréquence au voisinage (u, ξ) spécifié par la boîte d'Heisenberg de $h_{(u,\xi)}$, est donnée par le spectrogramme P_s :

$$P_s = |\text{TFCT}(u, \xi)|^2 \quad (\text{II. 8})$$

Exemple :

$$x(n) = \left\{ \begin{array}{ll} \sin(\pi * f1 * n) & 0 \leq n \leq N1 - 1 \\ \sin(\pi * f2 * n) & N1 \leq n \leq N1 + N2 - 1 \end{array} \right\}$$

Avec $N1=128$; $N2=64$; $f1=0.1\text{Hz}$; $f2=0.4\text{Hz}$

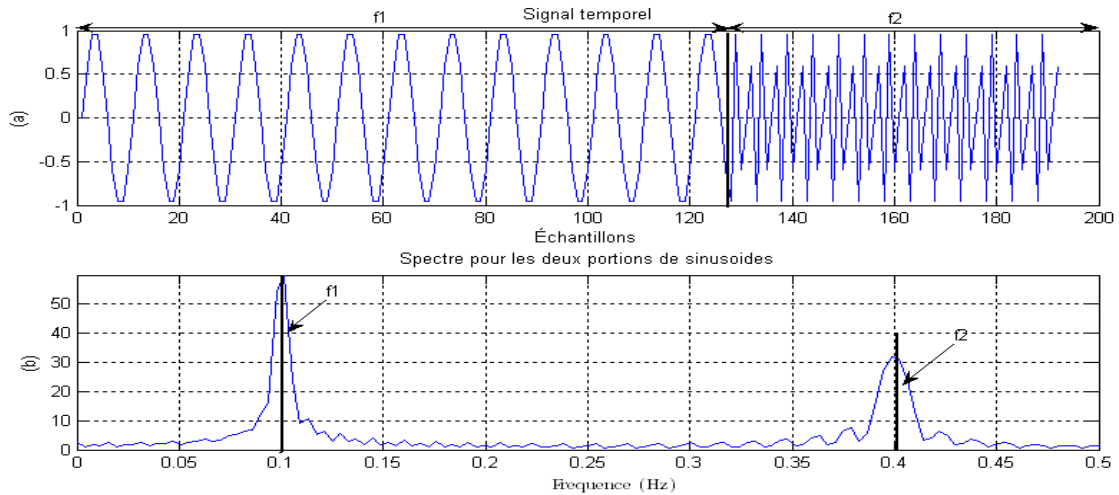


Figure II.4 : (a) : Représentation temporelle de $x(n)$, (b) : Représentation fréquentielle de $x(n)$.

La transformée de Fourier à court terme correspondante avec une fenêtre de taille (1/3 sec ,1/6sec ,1/9sec) est :

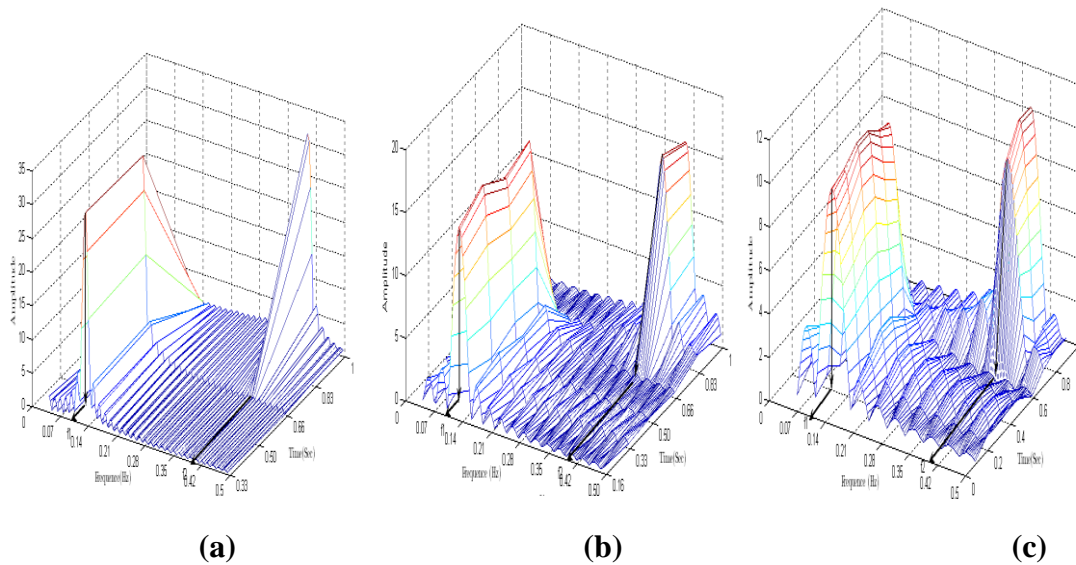


Figure II.5: Transformée de Fourier à court terme avec une fenêtre de taille :

(a):1/3 sec, (b) :1/6 sec, (c) :1/9 sec [60].

Les trois différentes représentations montrent que le choix d'une fenêtre étroite permet d'avoir une bonne résolution temporelle (c) tandis qu'une fenêtre temporelle

large conduit à une bonne résolution fréquentielle (a). Malheureusement, une fois la fenêtre est choisie, sa taille est fixe et par conséquent la résolution temporelle et fréquentielle est à leur tour définitivement fixées.

II.4.2 La distribution de Wigner-ville [60]:

Une autre famille de représentations temps-fréquence s'appelle la classe de Cohen des distributions temps-fréquence généralisées (D.T.F.G). La forme générale de la D.T.F.G présentée par Cohen en 1989 est donnée par la relation suivante :

$$C_x(t, f; g) = \iiint g(v, \tau) e^{j2\pi v(u-\tau)} x(u + \tau/2) x^*(u - \tau/2) e^{-j2\pi f\tau} dv du d\tau \quad (\text{II.9})$$

La fonction $g(v, \tau)$ est choisie arbitrairement de façon à produire une distribution temps-fréquence avec certaines propriétés. Cette classe de représentations donne directement une distribution d'énergie d'où sa nature quadratique. Cette approche repose sur le principe de superposition quadratique. Ce principe se formule comme suit :

$$\text{Si } x(t) = a_1 x_1(t) + a_2 x_2(t) \quad (\text{II.10})$$

alors :

$$C_x = |a_1|^2 C_{x_1}(t, f) + |a_2|^2 C_{x_2}(t, f) + a_1 a_2 C_{x_1, x_2} + a_1 a_2 C_{x_2, x_1} \quad (\text{II.11})$$

La présence du terme d'interférence peut causer une difficulté dans l'interprétation de la représentation temps-fréquence. Généralement, pour les signaux temporels qui possèdent plus de deux composantes spectrales, ce terme d'interférence croît rapidement.

Quelques choix particuliers de $g(t - \tau)$ peuvent alléger le problème et lisser ainsi les interférences. La plus connue de ces représentations est la distribution de Wigner-Ville (W.V).

Cette distribution se calcule à partir du signal analytique $x(t)$ que l'on cherche à caractériser, et elle a pour expression :

$$WV(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-j2\pi f\tau} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) d\tau \quad (\text{II. 12})$$

C'est une D.T.F.G avec $g(v, \tau) = 1$. Cette distribution satisfait un ensemble de propriétés mathématiques :

- Elle est toujours réelle.
- Elle préserve le décalage en temps et en fréquence.
- Elle satisfait la propriété du principe de conservation d'énergie.

Le support temps-fréquences de la distribution de Wigner est une des propriétés souhaitables. Si le signal n'est pas nul dans un intervalle $[a, b]$ et nul ailleurs, la distribution de Wigner est aussi non nulle dans cette plage $[a, b]$ et nulle ailleurs. Ceci est montré sur la **Figure II.6**:

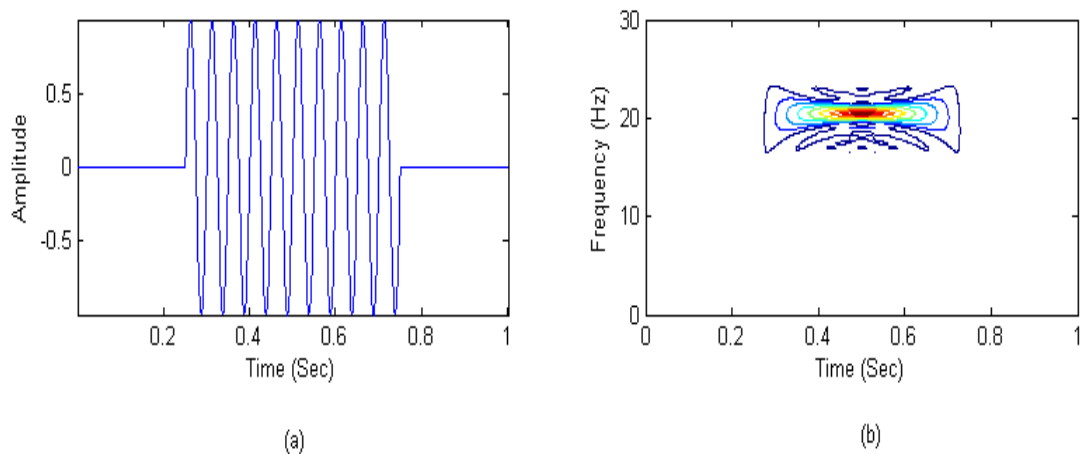


Figure II.6: (a): Signal sinusoïdal simple: $f=20\text{Hz}$, (b) Distribution de W.V du signal en

(a) [60].

La propriété du support temporel de la distribution de Wigner paraît très attractive, mais peut être trompeuse. On ne peut pas conclure que n'importe quelle région nulle dans le signal peut avoir une région correspondante nulle dans la distribution de Wigner. Ceci est vrai seulement si cette région nulle est prolongée à $\pm\infty$. La **Figure II.7** illustre que le terme inhérent d'interférence de la transformée W.V contamine la région-zéro s'il y a des régions non nulles de chaque côté.

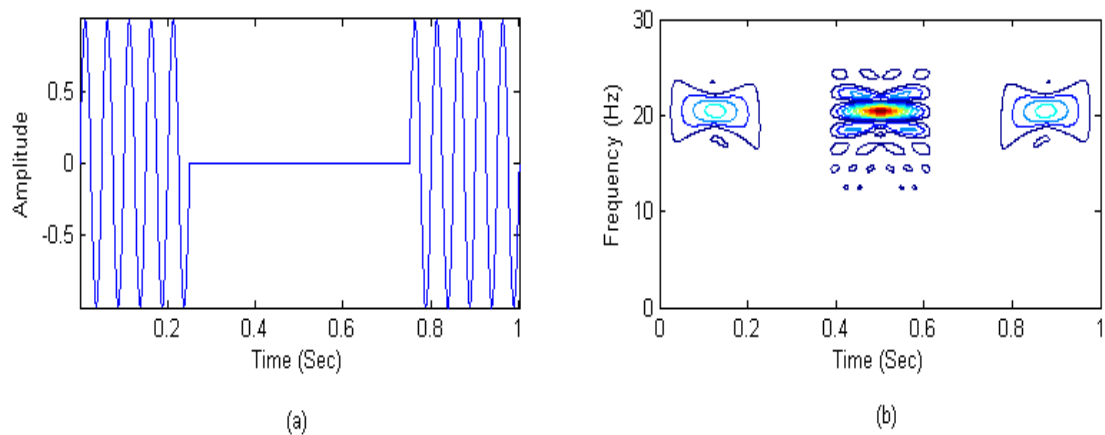


Figure II.7:

(a): Signal sinusoïdal simple: $f=20\text{Hz}$, avec une région nulle au milieu, (b) : Distribution de W.V du signal en (a)[60].

Concernant l'analyse de l'activité musculaire, il a été montré que la transformée de Choi-Williams permet de caractériser correctement la distribution de fréquence instantanée de l'EMG non-stationnaire [61]. Par contre, comme il n'y a pas de moyenne pour réduire la variabilité dans l'évaluation, l'erreur d'évaluation devient problématique.

Les inconvénients rencontrés dans ces deux méthodes (T.F.C.T et W.V) sont des causes principales pour lesquelles la transformée en ondelettes (T.O) s'est imposée comme le meilleur outil pour les représentations temps fréquence [60].

II.5 La transformée en ondelette (TO) :

La transformée en ondelettes a été proposée dans le but d'enlever les limitations des méthodes traditionnelles temps-fréquence. Jean Morlet s'est inspiré de l'analyse de Fourier à fenêtre, proposée par Gabor, pour définir les fonctions de la transformée en ondelettes continues, qui partent d'une fonction Ψ appelée "ondelette mère". Ψ est une fonction oscillante (comme une onde), mais localisée en temps et en fréquences. Ces conditions suggèrent qu'elle vibre comme une onde et décroît rapidement quand $|t|$ augmente. L'ondelette mère engendre les autres ondelettes de la famille, $\Psi_{a,b}$, par dilatation (paramètre a) et par translation dans le temps (paramètre b) [60].

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{II.13})$$

Avec a : paramètre d'échelle (>0), b : paramètre du temps ($\in R$).

C'est-à-dire, qu'au lieu de garder fixe la taille de la fenêtre et de faire varier le nombre d'oscillations à l'intérieur de la fenêtre, comme pour la transformée de Fourier à fenêtre, Morlet a choisi de garder constant le nombre d'oscillations à l'intérieur de la fenêtre et a fait varier sa taille, l'étirant ou la comprimant comme un accordéon. Lorsque a augmente, $\Psi_{a,b}$ est dilatée. Lorsque a diminue, $\Psi_{a,b}$ est comprimée.

La transformée en ondelettes est en effet une extension de l'analyse de Fourier. Elle est effectuée de la même manière que la transformée de Fourier : on multiplie le signal par la fonction analysante et on calcule l'intégrale du produit, en remplaçant simplement les sinusoides par la famille des ondelettes. C'est donc une décomposition du signal sur des fonctions à support en temps et en fréquence.

Lorsqu'on analyse un signal $x(t)$ avec ces ondelettes, on le transforme en une fonction de deux variables (le temps, lié à b , et l'échelle d'analyse du signal, fonction de a) qu'on peut appeler $C(a,b)$ [61][62] :

$$C(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \cdot dt \quad (\text{II.14})$$

Toutefois, le fait de comprimer ou d'étirer les ondelettes améliore l'analyse. Les ondelettes s'adaptent automatiquement aux différentes composantes du signal: elles utilisent une fenêtre étroite (a est petit) pour analyser les composantes de haute fréquence et une fenêtre large (a est grand) pour analyser les composantes de basse fréquence (**Figure II.8**).

Cette procédure s'appelle la multi résolution. On examine le signal à une résolution grossière, à l'aide d'ondelettes larges et d'un petit nombre de coefficients, pour en tracer l'ébauche; on l'analyse aux résolutions fines, en utilisant un grand nombre de petites ondelettes, qui scrutent les détails. Les ondelettes ont été appelées «microscope mathématique»: comprimer les ondelettes accroît le grossissement de ce microscope, pour révéler les détails de plus en plus fins.



Figure II.8 :
Pavage temps-fréquence : (a) base de Fourier à court terme, (b) base d'ondelette [11].

Dans l'analyse temps-fréquence, la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD), peuvent être calculées pour chaque instant. Elles sont alors appelées fréquence moyenne instantanée (FMI) et fréquence médiane instantanée (FMDI) respectivement, et s'expriment sous la forme [13]:

$$FMI(t) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f * SCAL(t,f) df}{\int_{-\infty}^{+\infty} SCAL(t,f) df} \quad (\text{II.15})$$

$$\int_0^{FMDI(t)} s(t, f) df = \int_{FMDI(t)}^{+\infty} s(t, f) df \quad (\text{II.16})$$

où $SCAL(t,f)$, le scalogramme, est égal à la valeur absolue au carré de la transformée en ondelettes continues.

II.6 Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre les différentes techniques qui peuvent être apportée un contenu informationnel temporel et spectral très important dans le traitement du signal EMG.

Une étude sur les différentes représentations spectro-temporelle a été faite, en particulier la transformée de Fourier (FFT), la transformée de Fourier à fenêtre

glissante (TFFC), la représentation de Wigner-Ville (WV) et la transformée en ondelettes (WT).

La transformée de Fourier est un outil de base en traitement du signal, indispensable dans de nombreux domaines de la recherche, cependant elle montre vite des limites justifiées dès lors que l'on sort du cadre rigoureux de sa définition : le domaine des signaux stationnaires d'énergie finie.

La transformée de Fourier à court terme avec une fenêtre de taille fixe et la distribution de Wigner avec l'apparition du terme d'interférence sont des causes principales pour lesquelles la transformée en ondelettes (TO ou WT) s'est imposée comme le meilleur outil pour les représentations temps-fréquences.

CHAPITRE III

Analyse des Signaux Electromyogrammes EMGs

Analyse des signaux électromyogrammes (EMGs)

III.1 Introduction :

L'électromyogramme (EMG) est un signal physiologique de nature électrique qui peut être recueilli sur le corps humain (muscles) au moyen d'électrodes appropriées : capteurs de surface (simplement posés sur le muscle observé) ou de profondeur (aiguilles disposant de deux capteurs ou plus à son extrémité). 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.

Le traitement numérique dont bénéficie ce signal, permet de mettre à la disposition du médecin des informations qui aident ce dernier à établir un diagnostic rapide [63].

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 pertinentes, dans le domaine temporel on trouve :

III.1.1 Un électromyogramme rectifié [Figure III.1] :

Cette étape consiste à rendre positive les différences potentielles négatives (obtenues par les électrodes) en conservant leur amplitudes, et en calculant la valeur absolus du signal EMG brute. Sachant que la plupart des potentiels biologiques ont un aspect presque symétrique par rapport à la ligne de base, et par conséquence si on veut intégrer un signal non rectifié sur un temps relativement long on aura des valeurs qui tendent vers le zéro (des valeurs faibles). Donc la rectification du signal EMG nous aide pour l'intégration [64].

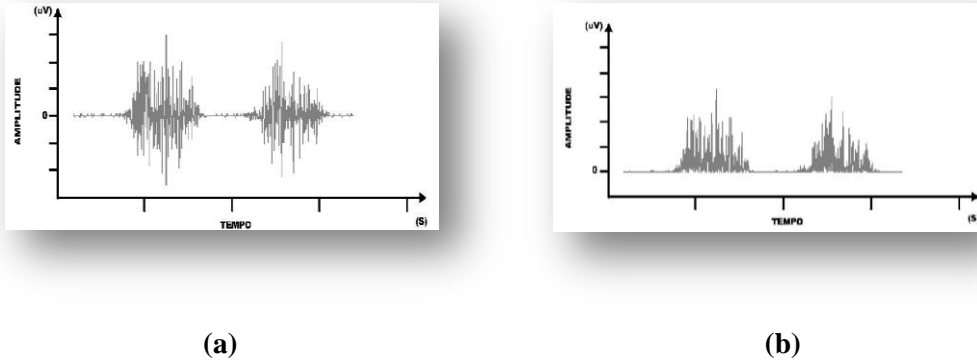


Figure III.1:
(a) : Un signal EMG original, (b) : EMG rectifié [52].

III.1.2 Un électromyogramme moyen (ou intégré) sur un intervalle de temps

Pour quantifier le niveau moyen d'excitation sur un intervalle de temps fixé, on utilise souvent la moyenne (ou l'intégration) du signal EMG rectifié [13].

III.1.3 Un électromyogramme lissé [57] :

EMG lissé représente l'enveloppe du signal redressé (rectifié), obtenu à l'aide d'un filtrage passe bas comme une phase de prétraitement afin d'éliminer le bruit de haut fréquences. [Figure III.2]. Cet outil peut permettre d'obtenir des résultats utiles pour l'analyse, comme il fournit une agréable visualisation des périodes d'activation du muscle (meilleure détection du début et de la fin d'une bouffée).

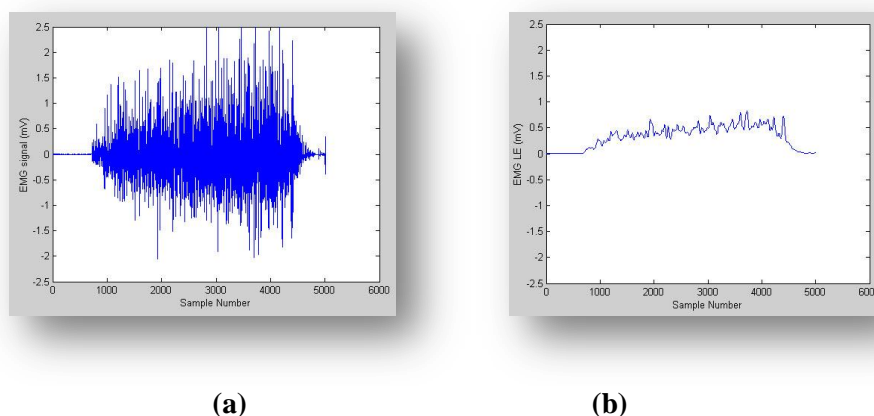


Figure III.2:
(a) : Un signal EMG brut (original), (b) : Un signal EMG lissé par un filtre passe bas. [65]

III.1.4 Moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps (Root Mean Square, RMS) [13] :

La plupart du temps, le signal EMG est quantifié dans le domaine temporel au moyen de sa moyenne quadratique (RMS), qui représente l'amplitude du signal EMG sur un intervalle de temps donné :

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{\frac{1-T}{2}}^{\frac{1+T}{2}} x(t)^2 \cdot dt} \quad (\text{III.1})$$

Où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, et T l'intervalle de temps.

Le but de ce chapitre est d'analyser les signaux EMGs par le biais de certains paramètres obtenus à partir de l'analyse spectro-temporelle tels que :

- Amplitude du signal (Amp) ;
- Energie du signal (En) ;
- Entropie du signal (Ep) ;
- La moyenne quadrature (RMS) ;
- Valeur absolu de la moyenne (Mean) ;
- Ecart type (Std) ;
- La fréquence médiane (FMD)
- la fréquence moyenne (FM)

Ces paramètres sont les plus envisageables non seulement pour la distinction entre les signaux EMGs mais aussi pour la différenciation entre le type d'électrode d'acquisition et le degré de la contraction musculaire.

III.2 Etude énergétique du signal:

Dans la littérature diverses approches peuvent être trouvées pour extraire des paramètres qui seront utiles dans le diagnostic des différents cas pathologiques. Il existe plusieurs méthodes pour extraire ces paramètres comme le calcul du carré du signal ou de la valeur absolue, voir l'équation (III.2) et (III.3).

La valeur absolue donne le même poids à tous les échantillons sans tenir compte de leur valeur ou intensité. Par contre, l'énergie (carré) change la mesure par l'accentuation des hautes intensités par rapport aux faibles intensités.

Deux autres approches peuvent être utilisées, sont l'entropie et l'énergie de Shannon [13], voir l'équation (III.4) et (III.5). Ces approches donnent le plus grand poids aux intensités moyennes du signal, par conséquent, le bruit de faible intensité et les perturbations de hautes intensités seront atténués.

- Energie au carrée :

$$E_n = S(t)^2 \quad (\text{III. 2})$$

- Valeur absolue :

$$V = |S(t)| \quad (\text{III. 3})$$

- Entropie de Shannon :

$$E_p = -|S(t)| * \log|S(t)| \quad (\text{III. 4})$$

- Energie de Shannon :

$$E_s = -S(t)^2 * \log S(t)^2 \quad (\text{III. 5})$$

Une comparaison entre ces différentes méthodes est affichée par la figure ci-dessous [Figure III.3].

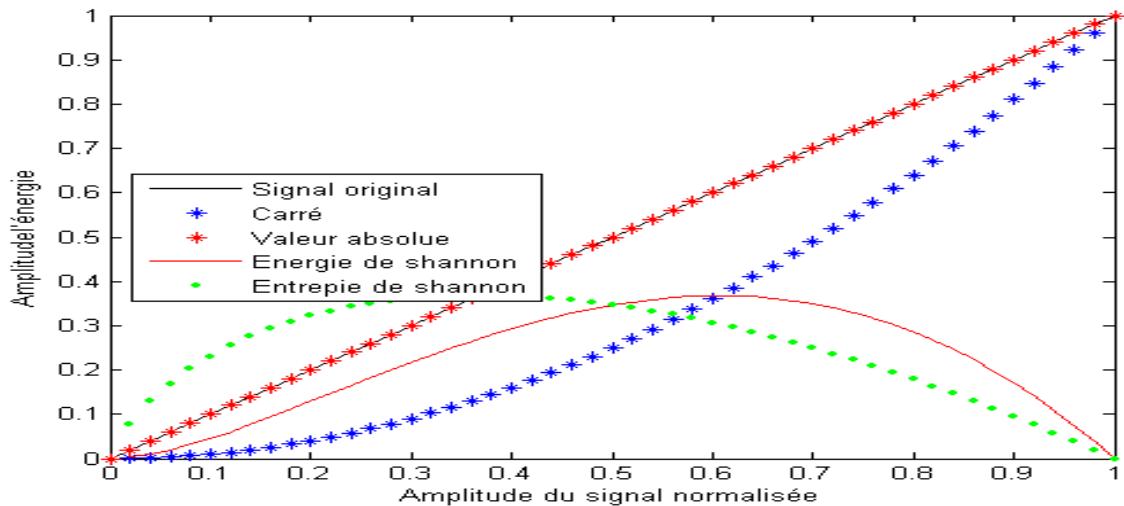


Figure III.3 : Représentations énergétiques temporelles du signal : $S(t)=t$. [60]

Les représentations énergétiques du signal EMG illustrées sur la Figure III.4 (a, b, c, d et e) mettent en évidence l'intérêt de l'énergie de Shannon.

Selon cette figure [Figure III.4] nous pouvons constater que seule l'entropie de Shannon et l'énergie de Shannon permettent d'amortir l'ampleur des oscillations de haute intensité [60]. Le carré et la valeur absolue des échantillons favorisent d'autant plus les oscillations de grandes amplitudes. La forme de la courbe d'énergie de Shannon favorise les faibles oscillations. On peut constater aussi que l'enveloppe obtenue à travers l'énergie de Shannon est la plus adéquate pour le traitement du signal électromyogramme puisqu'elle permet de mieux représenter les oscillations de faibles amplitudes en évitant leurs exténuations au profit de celles de valeurs plus élevées.

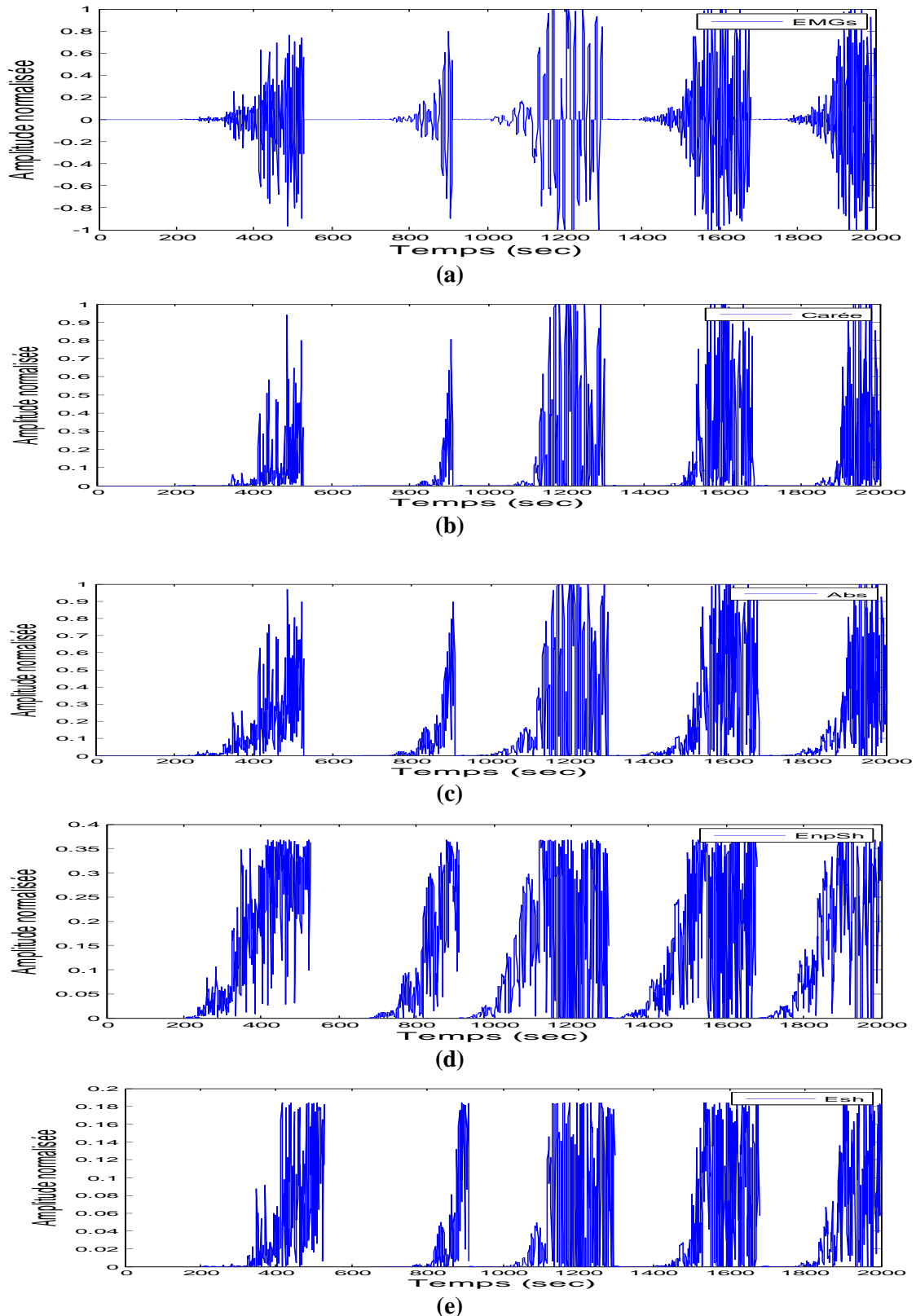


Figure III.4 : Représentation énergétiques d'un signal EMG :

(a):Signal EMG Normal, (b):Signal au carré, (c):Valeur absolue du signal, (d):Entropie de Shannon du signal, (e):Energie de Shannon du signal.

III.3 Une description générale sur EMGLAB et la base de données :

L'objectif fondamental fixé derrière ce projet « Analyse spectro-temporelle des signaux électromyogrammes (EMGs) » et d'utiliser une nouvelle base de données concerne les signaux électromyogrammes EMGs.

Dans ce sens, l'EMGLAB [66], qui est un laboratoire de recherche situé au Centre des sciences de santé à l'hôpital Universitaire London, élabore chaque année plus de 3000 examens ambulatoire EMG avec une durée des tests environ de 4 semaines. Les consultations complètes sont considérées en moyenne dans les 10 semaines.

La base de données utilisée est constituée de 20 enregistrements électromyogrammes EMGs sous forme de fichiers audio (.wav), donné par [Table III.1] ci-dessous. Ces enregistrements sont des signaux EMGs normaux, des quatre différents muscles : jambier antérieur ou muscle tibial antérieur (JA), biceps brachial (BB), Brachioradial (BD) et du premier muscle interosseux dorsal (ID). Ils ont été enregistrés par différents types d'électrodes d'aiguille, et échantillonnées avec une fréquence de 44.1 KHz.

En effet, les neuf premiers enregistrements du premier type musculaire : jambier antérieur ou muscle tibial antérieur (JA), ont été enregistrés par deux fils fins mono- polaire et une électrode d'aiguille monopolaire inséré à la même profondeur en un point 0,5 cm des fils. Il s'agit des signaux multicanaux avec contraction isométrique modérées.

Les sept enregistrements suivants sont des signaux du deuxième type musculaire : biceps brachial (BB) d'un sujet normal. Ils ont été enregistrés par deux

différents types d'électrodes (Aiguille monopolaire et Deux paires d'électrodes de fil fin).

➤ Les premiers enregistrements (BB1, BB2, BB3, BB4, BB5), sont des enregistrements monocanal avec des contractions isométriques faible.

➤ Pour les deux derniers cas (BB6, BB7), deux paires d'électrodes de fil fin ont été insérés par un médecin dans le bon Biceps Brachial. L'insertion était d'environ 10 mm de profondeur. 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.

L'enregistrement du troisième type musculaire, représente un signal EMG multi-canal (BR) des muscles Brachioradial d'un sujet normal. Il a été enregistré simultanément à partir de trois ou quatre paires d'électrodes en fil fin et une électrode à aiguille insérée 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, avec des longueurs des surfaces $\approx 0,5$ 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.

Les trois derniers cas (ID1, ID2 et ID3) sont des signaux EMGs à quatre voies du premier muscle interosseux dorsal (FID). Ils ont été enregistrés pendant la contraction trapézoïdale du muscle.

N.B : La représentation temporelle de différents cas est représentée dans **l'annexe** .


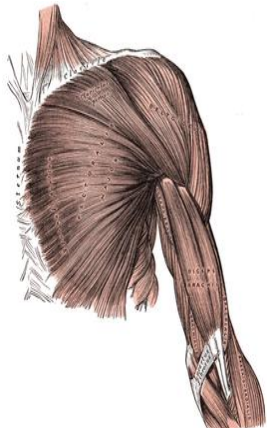
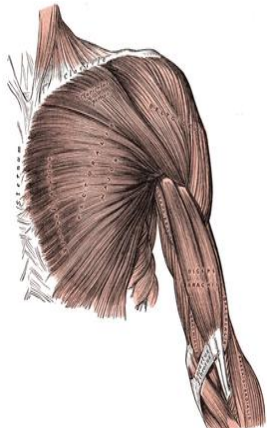
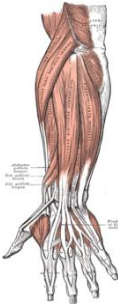
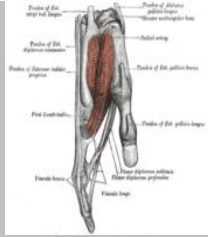
Enregistrements	Muscle	Description
<p>JA1 JA2 JA3 JA4 JA5 JA6 JA7 JA8 JA9</p>	 <p>Jambier Antérieur ou muscle Tibial Antérieur [67]</p>	<p>Aiguille et fil fin, contraction isométrique.</p> <p>Signaux EMGs Multicanaux à contractions isométriques modérés de jambier antérieur.</p> <p>Les signaux ont été 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.</p>
<p>BB1 BB2 BB3 BB4 BB5</p>	 <p>Biceps Brachial [68]</p>	<p>Aiguille monopolaire, contraction isométrique.</p> <p>Signaux EMGs monocanal, ont été enregistrés par des électrodes d'aiguille monopolaire à faible contractions isométriques de biceps brachial chez un sujet normal.</p>
<p>BB6 BB7</p>	 <p>Biceps Brachial [68]</p>	<p>Fil-fin, contraction isométrique.</p> <p>Deux paires d'électrodes de fil fin ont été insérés par un médecin dans le bon biceps brachial (BB).</p> <p>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.</p> <p>L'électrode de référence a été placée au-dessus de l'os du cubitus proche du poignet.</p>
<p>BR</p>	 <p>Brachioradial [69]</p>	<p>Fil fin Multi-canal, contraction isométrique</p> <p>Le signal EMG Multi-canal 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 insérées à différents endroits le long de l'axe proximo-distal du muscle pendant 20 s.</p> <p>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.</p>
<p>ID1 ID2 ID3</p>	 <p>Le premier muscle interosseux dorsal: FDI [70]</p>	<p>Électrode aiguille Quadrifilaire, contraction trapézoïdale.</p> <p>Signaux EMGs , quatre voies du premier muscle interosseux dorsal ont été enregistrés pendant les contractions trapézoïdales.</p>

Table III.1: Base de données des signaux EMGs.

III.4 Analyse des signaux normaux :

Avant de procéder à n'importe quelle application d'analyse, pour déterminer les caractéristiques et paramètres les plus pertinents dans l'estimation des signaux EMGs, il faut comprendre l'électromyographie. Comprendre l'électromyographie implique donc la connaissance du muscle et ses différents composants et ainsi la façon par laquelle sont générés les signaux physiologiques. C'est l'italien Francesco Redi (1626-1698) qui fût le premier en 1666 a montré que le muscle peut générer de l'électricité. Depuis, de nombreux chercheurs ont étudié la possibilité de la génération de courant. C'est le français Dubois Reymond qui en 1849 a réalisé le premier enregistrement du signal EMG. Hodgkin et Huxley entre 1939 et 1950 ont trouvé que, durant la réaction du potentiel d'action, la polarité du potentiel de la membrane s'inverse brièvement et atteint une valeur pic de +40 /+50 mV avant de retomber à sa valeur de repos d'environ -70/-90 mV. Cette découverte a fournie des indications importantes sur les mécanismes impliqués [17].

La détection (électrodes à aiguille ou les électrodes de surface), l'enregistrement et le traitement du signal EMG doivent obéir à des principes liés à ses caractéristiques intrinsèques [71].

III.4.1 Paramètres d' analyse temporelle des signaux EMGs:

L'analyse temporelle de l'EMG représente l'activité électrique du muscle en fonction du temps. Pour des niveaux de contraction faible, il est possible de discerner puis d'analyser les potentiels d'unités motrices isolées au moyen de grandeurs telles que l'amplitude du signal, et de différentes données intégrées comme la valeur absolue

, la moyenne et l'énergie du signal [72] ; grandeurs qui augmentent toutes avec le nombre de fibres motrices dans l'unité.

Le but de ce paragraphe c'est d'établir un certain nombre de paramètres susceptibles de faire ressortir facilement et de façon très visibles pouvant aider à déceler toute variation du signal EMG analysé par rapport au degré de la contraction isométrique musculaire et le type d'électrode d'aiguille utilisé.

III.4.1 .1 Premier paramètre d'analyse : Amplitude du signal (Amp)

La notion d'amplitude a été largement utilisée dans l'analyse des signaux EMGs. Généralement elle désigne l'écart entre les valeurs extrêmes d'une grandeur [13][73].

III.4.1 .2 Deuxième paramètre d'analyse : Energie du signal (En):

L'objectif fixé à travers ce paramètre est de définir la quantité de l'information port le signal. Elle est donnée par la formule suivante :

$$En[S] = \int |S(t)|^2 dt \quad (\text{III. 6})$$

III.4.1 .3 Le troisième paramètre d'analyse : Entropie du signal (Ep)

Le concept d'entropie a été largement connu comme une mesure quantitative du désordre. Il comporte le calcul de la fonction de densité de probabilité. Dans notre cadre, l'entropie définie une mesure de "*quantité d'information*" contenue dans le signal EMG. Elle est définie par la formule suivante :

$$Ep[S] = - \int p(S) \log p(S) d(S) \quad (\text{III. 7})$$

S : Variable aléatoire continue : le signal EMG ; p(S) : Densité de probabilité.

III.4.1.4 Le quatrième paramètre d'analyse : Root Mean Square (RMS)

La valeur efficace Root Mean Square, ou moyenne quadratique d'un signal, tous simplement est la racine carrée de la moyenne de cette grandeur au carré, sur un intervalle de temps donné. (Voir équation III.1)

III.4.1.5 Cinquième et le sixième paramètre d'analyse : « la valeur absolue de la moyenne (Mean) et l'écart type (Std)

Les paramètres suivants sont considérés aussi comme étant des paramètres adéquats dans l'analyse des signaux EMGs[72][74].

La moyenne du signal (Moy) est définie comme étant le rapport entre la somme des valeurs d'échantillons et le nombre de valeurs d'échantillons . Ainsi sa valeur absolue est notée : Mean.

$$\text{Moy} = \frac{\sum_{i=1}^N S_i}{N} \quad (\text{III. 8})$$

L'écart type est déterminé par la racine carrée de la variance, il permet de caractériser la dispersion des valeurs par rapport à la moyenne, représenté par la formule suivante :

$$\text{Std}(S) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (S_i - S_{\text{moy}})^2}{N}} \quad (\text{III. 9})$$

Avec S est le signal EMG ; S_{moy} : la moyenne du signal ; N : nombre d'échantillons

Le tableau suivant regroupe les résultats obtenus de différents paramètres présentés auparavant et qui seront utilisés par la suite dans l'analyse des signaux EMGs pathologiques.

Le signal		Amplitude (mV)	Energie (kJ)	Entropie	Moyenne (mV)	Moyenne quadratique RMS (μ V)	Ecart type Std (mV)	Nombre d'échantillons
Jambier antérieur	JA1	0.4135	34.728	2.8158	$5.3042 \cdot 10^{-7}$	327.4	0.3274	324051
	JA2	0.6155	21.125	2.7935	$8.5771 \cdot 10^{-7}$	331.5	0.3315	192249
	JA3	0.4477	23.122	2.6305	$5.2886 \cdot 10^{-7}$	292.5	0.2925	270200
	JA4	0.4415	23.392	2.7401	$6.8555 \cdot 10^{-7}$	315.1	0.3151	235661
	JA5	0.7514	18.058	2.8043	$9.6659 \cdot 10^{-7}$	327.4	0.3274	168481
	JA6	0.3265	25.982	2.7787	$6.4368 \cdot 10^{-7}$	322.3	0.3223	250058
	JA7	0.5433	20.976	2.7723	$7.4233 \cdot 10^{-7}$	316.6	0.3166	209220
	JA8	0.4868	27.729	2.8749	$6.6922 \cdot 10^{-7}$	330.7	0.3307	253523
	JA9	0.4249	23.313	2.8581	$8.2918 \cdot 10^{-7}$	336.3	0.3363	206074
Biceps brachial	BB1	0.2021	4.7243	2.7448	$2.5112 \cdot 10^{-6}$	293.3	0.2933	5487
	BB2	0.2550	5.5346	2.7182	$3.0948 \cdot 10^{-6}$	312.4	0.3124	56702
	BB3	0.3325	7.3801	2.8862	$3.4276 \cdot 10^{-6}$	360.2	0.3602	56877
	BB4	0.4314	6.4102	2.7429	$3.2426 \cdot 10^{-6}$	341.3	0.3413	55036
	BB5	0.2101	2.2254	3.0080	$9.6673 \cdot 10^{-6}$	346.7	0.3467	18511
	BB6	0.9781	2.3632	2.4608	$5.3671 \cdot 10^{-6}$	307	0.3070	25069
	BB7	0.9747	2.1614	2.6402	$5.8602 \cdot 10^{-6}$	304.8	0.3048	23263
Brachio radial	BR	1.2337	110.78	3.0310	$7.5753 \cdot 10^{-7}$	377.6	0.3776	776905
Premier muscle interosseux dorsal	ID1	0.9579	9.5509	2.2901	$4.5071 \cdot 10^{-7}$	222.1	0.2221	193680
	ID2	0.6745	3.0821	2.3038	$1.5023 \cdot 10^{-6}$	227.2	0.2272	59687
	ID3	1.4315	10.318	2.3813	$5.2946 \cdot 10^{-7}$	237.3	0.2373	182387

Table III.2 : Variation de différents paramètres temporels pour différents signaux EMGs.

III.4.2 Analyse fréquentielle des signaux EMGs par application de la transformée de Fourier (TF) :

La quantification énergétique du signal EMG par la méthode d'intégration décrit le taux d'activité musculaire dans le domaine temporel ; par complémentarité, la détermination du spectre de densité de puissance permet de caractériser le signal EMG dans le domaine des fréquences [75].

La transformée de Fourier (FFT) est la méthode la plus couramment utilisée pour caractériser le contenu en fréquence du signal EMG. Même si la FFT impose que le signal soit stationnaire, de nombreuses études ont appliqué ce traitement de signal au geste dynamique.

À partir d'une représentation fréquentielle par application de la FFT, La bande fréquentielle qui est présente dans le signal obtenu par les muscles et les nerfs est très large (environ 3 KHz). [15] Il est très difficile d'obtenir une valeur exacte concernant la fréquence haute du signal.

Dans certains volumes, ils affirment que la fréquence haute peut atteindre des fréquences de 3KHz alors que dans d'autres, ils prétendent que la fréquence haute est de 1KHz maximum. Une explication que l'on peut donner est que cela change beaucoup en fonction du muscle que l'on veut étudier, un muscle petit ne possèdera pas nécessairement le même spectre de fréquences qu'un muscle de plus grandes dimensions. Toutefois une recherche plus approfondie a permis de découvrir que l'ensemble des muscles respecte le spectre en fréquence de la Figure III. 5.

A cette partie, la représentation fréquentielle par application de la FFT des signaux EMGs normaux à contraction isométrique et trapézoïde détectés par une électrode d'aiguille montre que les fréquences importantes à conserver dans le signal ; quelque soit la taille du muscle et le type d'électrode aiguille ; vont de 20 à 500 Hz. La meilleure façon d'obtenir un signal électromyogramme fiable est un filtre passe-bande allant de 20 à 500 Hz [15].

Comme le montre le graphique des spectres de fréquences de quatre différents signaux EMGs [Figure III.5], plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable, donc il n'est pas nécessaire d'avoir un filtre dont la fréquence haute va jusqu'à 3 kHz. Il y a aussi les fréquences dans la gamme de 50 à 150 Hz qui possèdent l'énergie la plus importante.

La représentation fréquentielle par application de la FFT des signaux électromyogrammes normaux montre que l'amplitude maximale du spectre pour des fréquences très élevée (>150Hz) est celle délivrée par un enregistrement détecté par trois ou quatre paire d'électrodes a fil fin plus une aiguille monopolaire : cas du Brachioradial [Figure III.5. (c)]. Toutefois cette valeur diminue en fonction de type et nombre d'électrode utilisée. Le spectre du signal du Jambier Antérieur [Figure III.5. (a)], du Biceps Brachial [Figure III.5. (b)] et du premier muscle Interosseux Dorsal [Figure.III.5. (d)], représente respectivement une amplitude maximale de 54.95Hz (deux fils fins et une électrode monopolaire) ,45.5 Hz (électrode monopolaire) et 70 Hz (électrode quadrifilaire). L'énergie la plus importante est conservée dans la gamme 20 à 300 Hz.

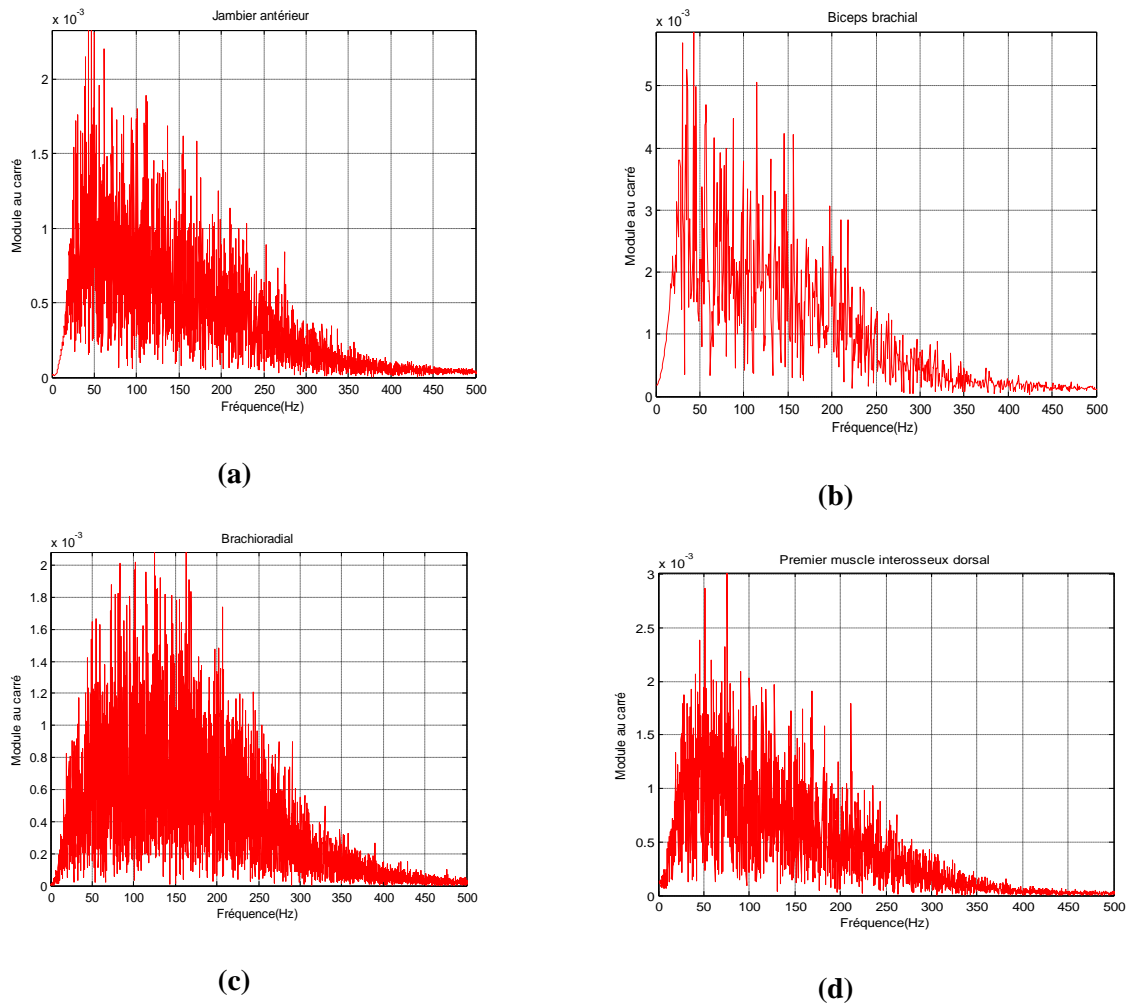


Figure III.5 Spectres de fréquences de quatre différents signaux EMGs.

III.4.3 Paramètres d'analyse fréquentiel des signaux EMGs :

A partir d'une représentation fréquentielle par application de la FFT, deux indicateurs fréquentiels sont souvent dérivés : la fréquence médiane (FMD) et la fréquence moyenne (FM). (Voir les équations (II.4) et (II.5))

Ces deux fréquences (FM et FMD) ont été utilisées, pour des EMGs recueillis lors de la contraction musculaire isométrique, pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des unités motrices actives [18] [76]. Toutefois, la fréquence médiane (FMD) est considérée comme plus fiable que la fréquence moyenne (FM) et devrait être préférée.

Le tableau suivant [Table III.3] regroupe les résultats des paramètres fréquentiels obtenus pour les différents signaux EMGs analysés. Ainsi une discussion bien détaillée sera représentée par la suite. (Partie discussion)

<i>Le signal</i>		<i>Fréquence médiane FMD</i>	<i>Fréquence moyenne</i>
		<i>(Hz)</i>	<i>FM (Hz)</i>
<i>Jambier antérieur</i>	JA1	96	148
	JA2	98	129
	JA3	103	143
	JA4	90	123
	JA5	109	143
	JA6	98	130
	JA7	102	141
	JA8	100	129
	JA9	99	133
<i>Biceps brachial</i>	BB1	88	124
	BB2	82	108
	BB3	80	106
	BB4	77	114
	BB5	81	131
	BB6	97	145
	BB7	100	143
<i>Brachio radial</i>	BR	107	137
<i>Premier muscle interosseux dorsal</i>	ID1	98	148
	ID2	96	145
	ID3	100	147

Table III.3 : Variation des paramètres fréquentiels pour différents signaux EMGs.

Afin d'interpréter ces résultats, les deux paramètres calculés peuvent être représentés par des histogrammes selon la taille du muscle, la contraction musculaire et le type d'électrode.

III.5 Discussions des résultats obtenus (Table. III. 2 et Table. III. 3):

➔ Signaux EMGs à contractions isométriques modérées de Jambier

Antérieur :

Dans la première partie, nous avons choisi le muscle Tibial Antérieur. Ce muscle présente à sa surface une couche très fine de tissu adipeux, ce qui en fait un candidat idéal pour les enregistrements d'unités motrices.

Les tables : **Table III.2** et **Table III.3** et les figures : **Figure III.6** et **Figure III.7**, représentent les résultats de l'analyse temporelle et fréquentielle de différents signaux EMGs .

En effet, les histogrammes de la **Figure.III.6**, montrent que l'amplitude du signal comme étant un paramètre d'analyse pertinent non seulement pour les cas normaux mais aussi pour les cas pathologiques, représente des valeurs qui ne dépassent pas les 1mV [**Table.III.2**] . Cette atténuation due aux modifications mécaniques en condition isométrique qui s'accompagnent d'une réduction significative de l'activité EMG surtout avec l'utilisation d'une électrode de type monopolaire [77]. Ensuite, les variations énergétiques, entropiques et de la moyenne sont toujours liées à la quantité d'information port le signal EMG, et qui dépend du type d'électrode utilisée mais non pas à la taille du muscle [78].

Les variations fréquentielles résumées dans la **Table III.3**, montrent des valeurs qui varient entre 90Hz et 109Hz pour la fréquence médiane (FMD) et entre 123Hz et

148Hz pour la fréquence moyenne (FM). Tous ces paramètres seront comparés par la suite avec d'autres cas.

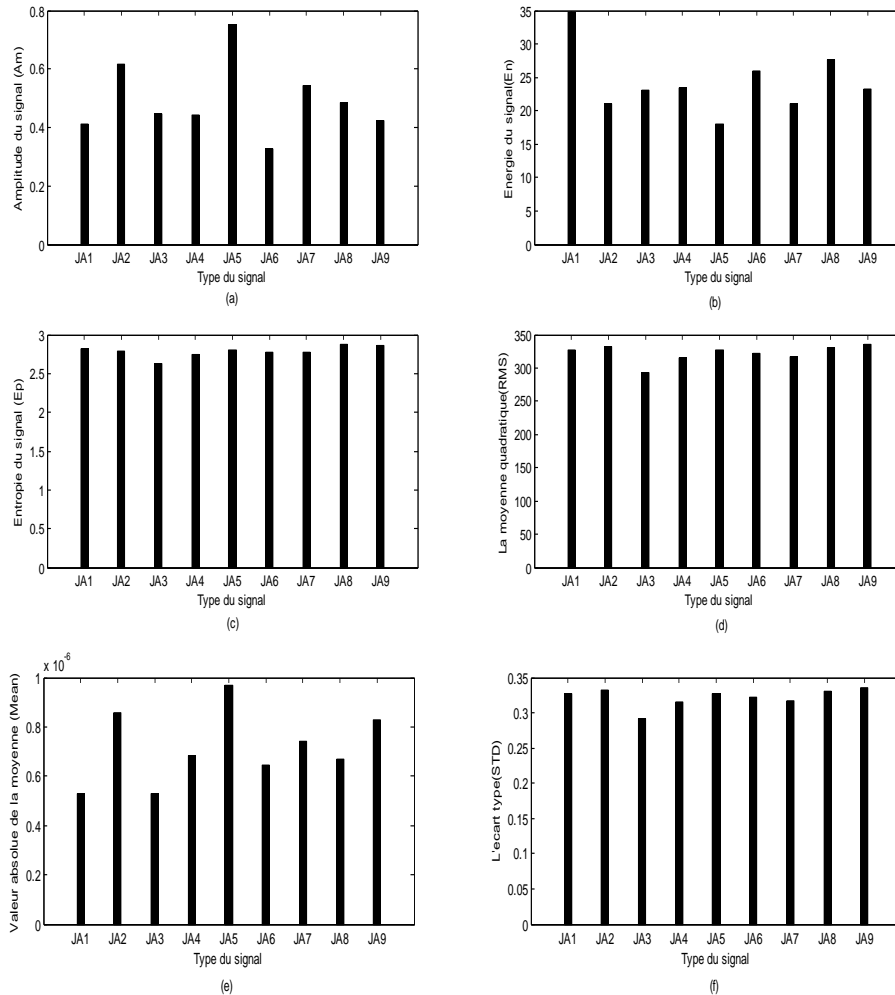


Figure III.6 Histogrammes d'analyse temporelle des signaux EMGs du Jambier Antérieur.

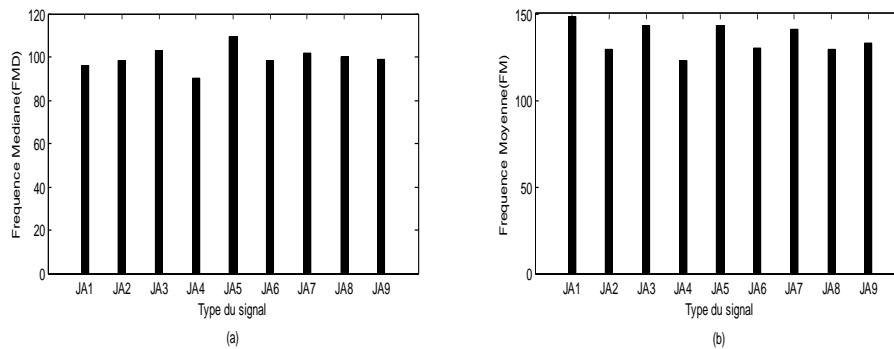


Figure III.7 Histogrammes d'analyse fréquentielle des signaux EMGs du Jambier Antérieur.

➤ **Signaux EMGs à contractions isométriques faible de Biceps Brachial :**

A cette partie le choix de type d'électrode est très important. Son importance intervient dans la qualité du signal étudié : obtenir le maximum d'activité électrique. [73]. En effet, l'utilisation d'une électrode mono polaire (une seule électrode) (BB1 jusqu'au BB5) ou bien deux paires d'électrodes à fil fin (BB6 et BB7) pendant une contraction isométrique faible, produit dans les deux cas des signaux moins énergétiques (qui ne dépassent pas les 8 kJ) mais d'amplitude variable. Les cinq premiers enregistrements sont de faible amplitude (≈ 0.5 mV) par rapport à celles du cas à deux paires d'électrodes (≈ 0.9 mV). [Figure III.8. (a)]

Une comparaison effectuée entre les amplitudes et les énergies du premier et du deuxième muscle, montre que :

➤ Le choix du type d'électrode affecte beaucoup plus l'amplitude et la moyenne du signal mais non pas à la taille du muscle. Cette constatation a été aussi confirmée par Leedham et Dowling dans l'étude de Biceps Brachial [79].

➤ L'augmentation énergétique dépend de l'importance de la force produite par le muscle lors des contractions des unités motrices. Une contraction maximale peut être associée à une plus grande activité EMG [80][81].

Les histogrammes de la variation de la moyenne quadrature (RMS) [Figure III.8.(d)], de valeur absolue de la moyenne (Mean) [Figure III.8.(e)] et de l'écart type (Std) [Figure III.8.(f)], montrent aussi une augmentation agréable par rapport à celle du premier cas musculaire. Cette importance due au maximum d'activité électrique produite, donc un nombre important des échantillons. Le type d'électrode utilisé pour se muscle avec une contraction isométrique faible n'affecte pas la valeur d'entropie, sa valeur reste toujours dans l'intervalle des résultats du cas normal.

La variation de la fréquence médiane (FMD) et la fréquence (FM) [Figure III.9], désigne des valeurs qui se rapprochent beaucoup plus à celles du premier cas. D'une part , elles ne dépassent pas les 150 Hz (l'énergie maximale du signal est conservée dans la gamme [50 : 150] Hz) et d'autre part même s'il existe des différences entre les muscles , elles restent toujours dans cette gamme fréquentielle [82] [83].

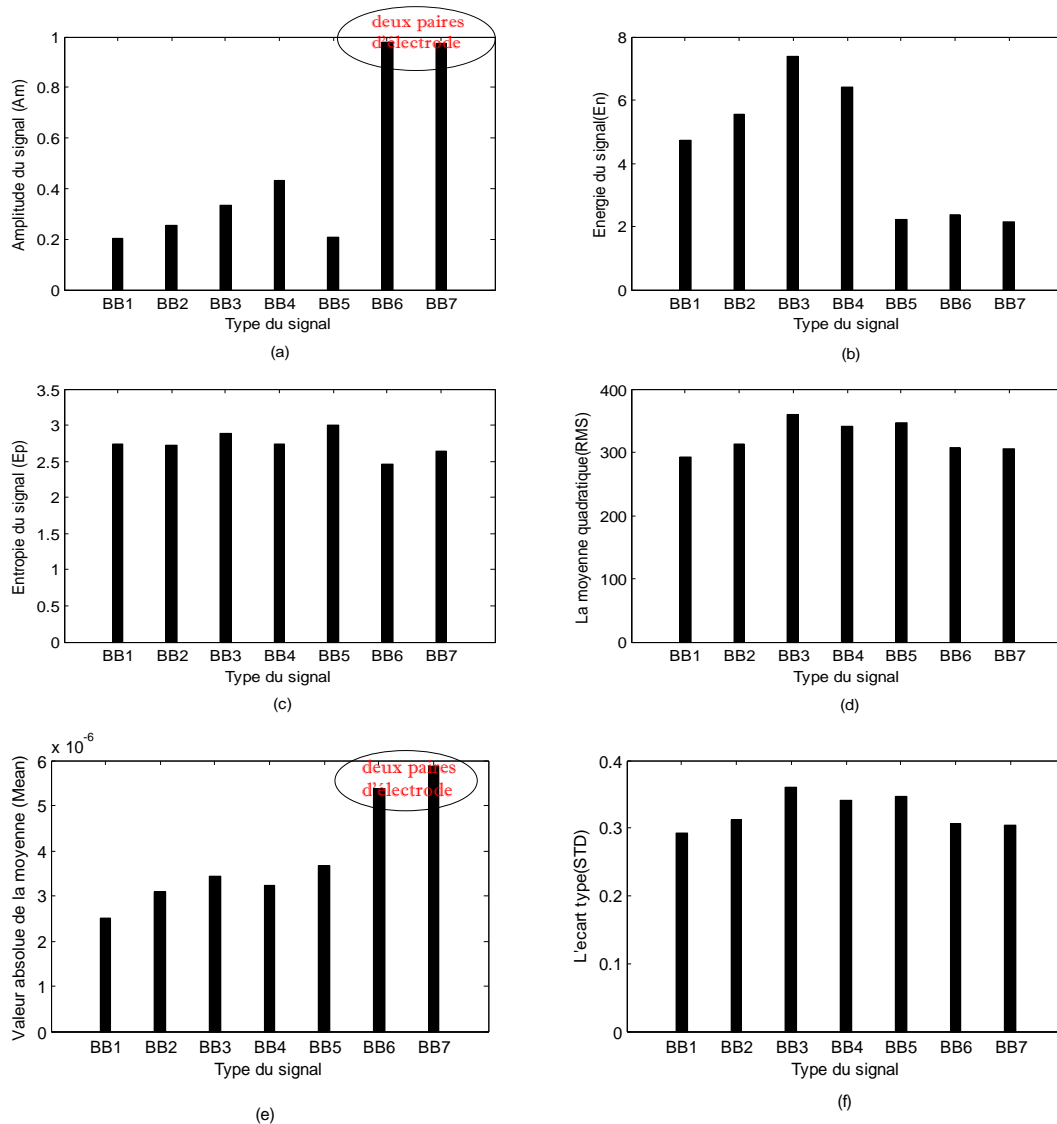


Figure III.8 Histogrammes d'analyse temporelle des signaux EMGs du Biceps Brachial.

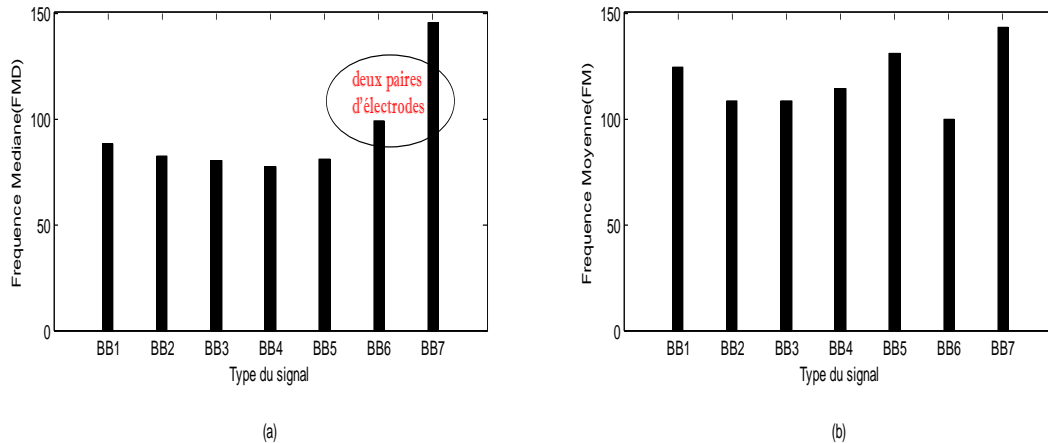


Figure III.9 Histogrammes d'analyse fréquentielle des signaux EMGs du Biceps Brachial.

➤ **Signal EMG à contractions isométriques de Brachioradial :**

Avec le même type de la contraction musculaire, le choix du type d'électrode est primordial, non seulement pour assurer une bonne qualité du signal étudié, mais aussi pour montrer la relation avec le nombre des unités motrices émises.

Un enregistrement multicanaux implique une activité électrique émise par plusieurs unités motrices (unité fonctionnelle du muscle) actives à la fois. Selon la **Table III .4**, l'enregistrement étudié (BR) est un signal très énergétique ($E_n = 110$ kJ), son amplitude atteint les 1.23 mV qui est supérieure à celles des autres cas étudiés. La variation de l'entropie (E_p), de la moyenne quadrature (RMS), l'écart type (Std) et de la moyenne (Mean), montre aussi une augmentation très agréable par rapport à celle du premier et du deuxième cas.

La fréquence médiane (FMD) qui représente un indicateur de l'activité électrique musculaire, est peu sensible au bruit et représente donc un bon estimateur des processus physiologiques.

Les variations fréquentielles désignent une fréquence médiane (FMD) supérieure à celle des autres cas. Cet accroissement dus à la variation de la fréquence

de décharge des unités motrices ainsi qu'à la vitesse de conduction des fibres musculaires [84]. Par conséquent, une variation du spectre de puissance vers les hautes fréquences représenterait une augmentation de la vitesse de conduction moyenne et donc une plus grande activation des unités motrices [85]. [Voir **Figure III.5.(c)**]

Le signal		Amplitude (mV)	Energie (kJ)	Entropie	Moyenne (mV)	Moyenne quadratique RMS (μ V)	Ecart type Std (mV)	Fréquence médiane FMD (Hz)	Fréquence moyenne FM (Hz)
Brachio radial	BR	1.2337	110.78	3.0310	$7.5753 \cdot 10^{-7}$	377.6	0.3776	107	137

Table III.4 Variation des paramètres temporels et fréquentiels de BR.

➤ **Signaux EMGs à contractions trapézoïdale du premier muscle interosseux dorsal.**

La même analyse et les mêmes remarques faites ici avec une électrode quadri-filaire (quatre voies) et une contraction trapézoïdale qui est nommée selon la trajectoire trapézoïdale tracée au cours de la contraction musculaire isométrique effectuée par le sujet. [Figure III.10] [Figure III.11]. Et donc l'importance de l'amplitude du signal est liée au type d'électrode utilisé.

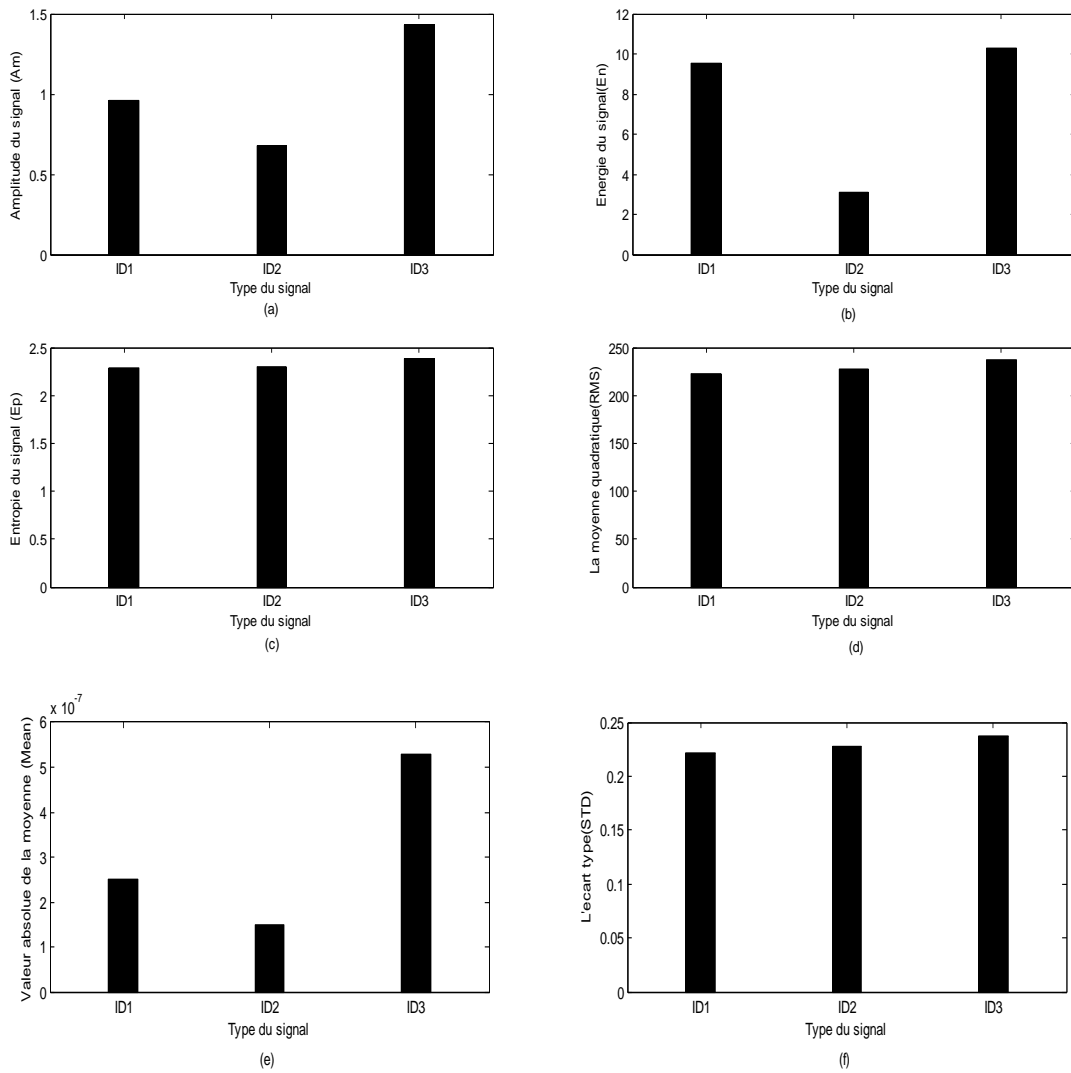


Figure III.10 Histogrammes de l'analyse temporelle des signaux EMGs du premier muscle Interosseux Dorsal

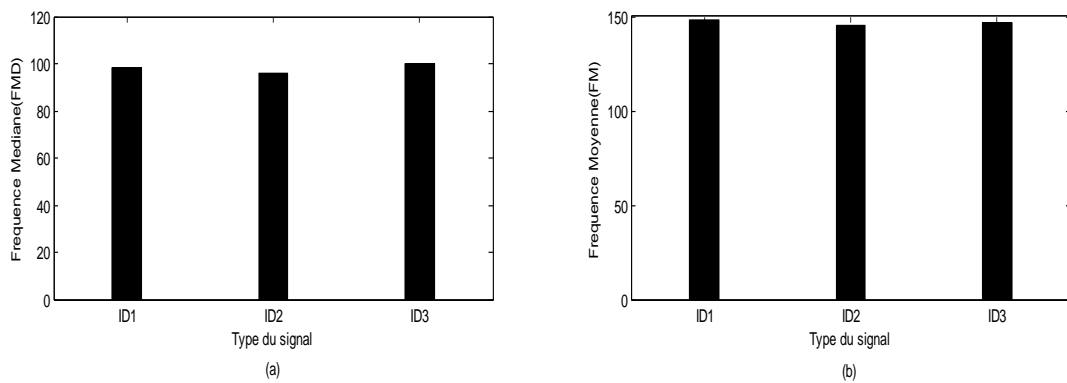


Figure III.11 Histogrammes de l'analyse fréquentielle des signaux EMGs du premier muscle Interosseux Dorsal

De là-haut résolution temporelle et fréquentielle par application de la FFT et quelque soit la taille du muscle étudié, on peut conclure que :

- Une électrode multicanaux produit une activité électrique émise par plusieurs unités fonctionnelles actives à la fois.
- Plusieurs unités motrices actives à la fois impliquent un signal très énergétique (une activité électrique maximale).
- Une contraction musculaire maximale implique un tracé interférentiel donc très énergétique.
- Une fréquence médiane importante indique une vitesse importante de la conduction des fibres musculaires.

Une contraction musculaire maximale avec un bon choix d'électrode de détection, produit une activité électrique maximale donc le signal traité sera de bonne qualité.

III.6 Analyse des signaux EMGs pathologiques :

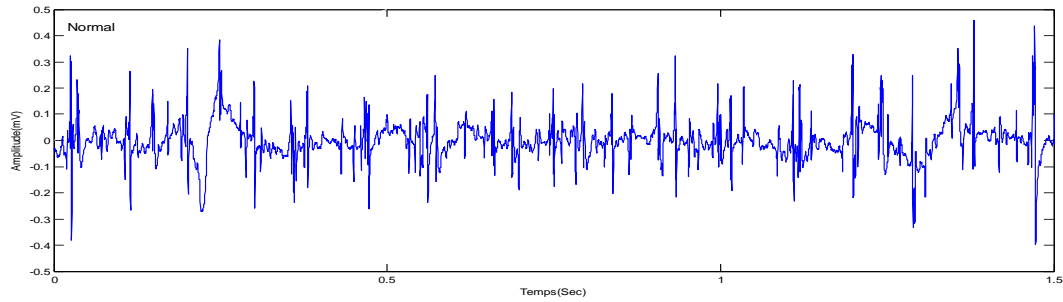
Un électromyogramme (EMG) est un test clinique couramment utilisé pour évaluer la fonction des muscles et les nerfs qui les contrôlent. Études des signaux EMGs aident beaucoup plus dans le diagnostic et la gestion des troubles tels que les myopathies et les neuropathies. Études de conduction nerveuse qui mesurent à quel point et à quelle vitesse les impulsions des nerfs de conduction sont souvent réalisées en collaboration avec des études électromyogramme.

Dans cette partie trois exemples des signaux EMGs sont donnés [**Table III.5**] [avec la permission de Seward Rutkove, MD, Département de neurologie, Beth Israel Deaconess Medical Center / Harvard Medical School].

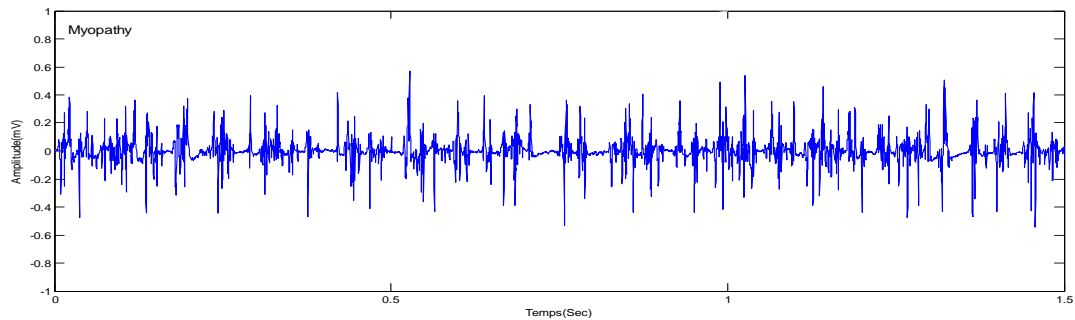
Les données ont été recueillies par un système de surveillance Medelec Synergy N2 EMG (Oxford Instruments médicaux, Old Woking, Royaume-Uni) [40].

Electrode à aiguille concentrique de 25 mm a été placée dans le muscle tibial antérieur de chaque sujet. Le patient a ensuite été demandé de flexion dorsale du pied délicatement contre la résistance. L'électrode de l'aiguille a été repositionné jusqu'à ce potentiels d'unité motrice (PAUM) avec un temps de montée rapide ont été identifiés. Les données ont ensuite été recueillis pendant plusieurs secondes, à quel point on a demandé au patient à se détendre et l'aiguille enlevée. La figure illustrée dans la page suivante [**Figure III.12**] montre trois exemples d'enregistrement EMG.

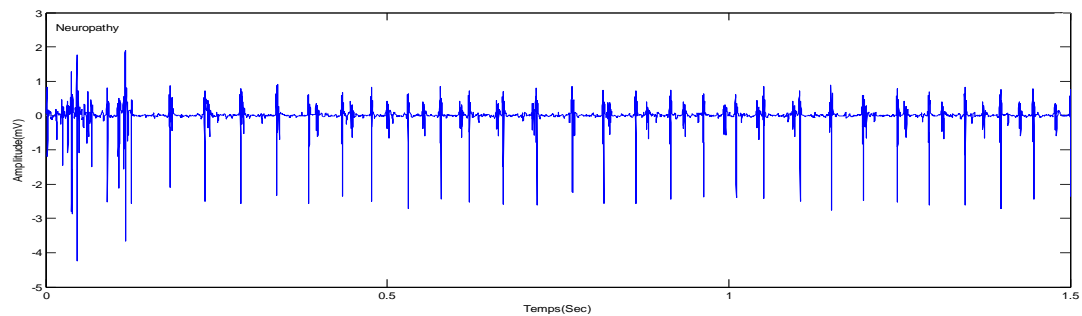
Le premier enregistrement concerne un homme de 44 ans sans aucune maladie neuromusculaire préalable, le seconde pour un homme de 57 ans avec la myopathie et le troisième enregistrement concerne un homme de 62 ans avec la neuropathie. Les différents signaux EMGs ont été enregistrés à 50 kHz, puis sous-échantillonnées à 4 KHz. Pendant le processus d'enregistrement deux filtres analogiques ont été utilisés: un filtre passe-haut 20 Hz et d'un filtre passe-bas 50 kHz.



(a)



(b)



(c)

Figure III.12 : Représentation temporelle des signaux Electromyogrammes:

(a) un cas normal, (b): un cas myopathie, (c): un cas neuropathie.

signal	Age	Sexe	Pathologie	Muscle	Electrode
EMG1	44	Homme	Aucune	Jambier antérieur	aiguille concentriques de 25 mm
EMG2	57	Homme	Myopathie	Jambier antérieur	aiguille concentriques de 25 mm
EMG3	62	Homme	Neuropathie	Jambier antérieur	aiguille concentriques de 25 mm

Table III.5: Base de données

III.6.1 Paramètres temporels d'analyse des signaux EMG pathologiques :

Afin de distinguer la différence existant entre les signaux EMGs et par suite d'estimer l'évolution de leurs sévérité pathologique, des histogrammes de la variation des mêmes paramètres cités auparavant donnée par le tableau ci-dessous [Table III.6] (Amplitude, Energie, Entropie, la moyenne quadrature, la valeur absolue de la moyenne, l'écart type, la fréquence médiane et la fréquence moyenne) , seront tracés. Ainsi une comparaison entre ces différents cas sera effectuée. [Figure III.13]

➤ L'histogramme de la variation d'amplitude illustré sur la Figure III.13 (a) est utilisée en deux aspects importants :

○ Le premier aspect pour identifier chaque enregistrement ou chacun est spécifié par une amplitude bien déterminée : [86]

-Normal : Amplitude $< 1\text{Mv}$;

-Myopathie : Amplitude $< 2\text{mV}$;

-Neuropathie : Amplitude $> 5\text{ mV}$.

○ Le second pour montrer une des propriétés partisans de chaque enregistrement et par suite de confirmer ce qui a été trouvé auparavant par Jean-Yves Hogrel [87]. Ici l'enregistrement normal représente la valeur la plus petite ($\approx 0.8\text{ mV}$), que celle des autres cas. Le cas à myopathie, aussi possède une valeur moins importante, plus proche du cas normal ($\approx 1\text{mV}$) mais inférieure à celle du cas à neuropathie qui a une valeur tend vers les 7 mV . Cette variation confirme bien l'intervalle d'identification de chaque cas, ainsi elle démontre que la sévérité pathologique des signaux EMGs dépend de l'importance d'amplitude. Ces résultats affirment bien ce qui a été trouvé dans [87] [88], et donc la Neuropathie est plus sévère que la myopathie.

- Les variations énergétiques de trois différents cas étudiés figurée par : **Figure III.13 (b)**, montre que le premier enregistrement (le cas Normal) est le cas le moins énergétique. Il présente 50% de la valeur énergétique de la Myopathie et environ de 35% de la Neuropathie. Dans ce contexte la variation énergétique, présent un paramètre important pour procéder à une différenciation et une classification selon la sévérité pathologique entre les signaux EMGs : la Neuropathie est le cas le plus sévère.
- Pour les mêmes cas étudiés, le résultat de la variation d'entropie illustré sur la **Figure III.13 (c)**, fait ressortir clairement les différences pouvant exister entre ces signaux. La valeur entropique de la Myopathie, se rapprochent beaucoup plus du cas normal que celle du la neuropathie .Ces résultats, donc confirment bien ce qui a été trouvé par la variation d'amplitude et d'énergie et par conséquent la Myopathie est moins sévère que le Neuropathie. Ces résultats sont confirmés par ceux donnés dans [86].
- Les figures : **Figure III.13 (d)** , **Figure III.13 (e)** et **Figure III.13 (f)** sont respectivement les histogrammes de la variation de la moyenne quadrature (RMS) en fonction de différents signaux EMGs , la variation de la valeur absolue de la moyenne (Mean) en fonction de différents signaux EMGs et la variation de l'écart type (Std) en fonction de différents signaux EMGs . La moyenne quadrature (RMS) est un des paramètres les plus significatifs dans l'analyse des signaux EMGs puisqu'il montre une proportionnalité relative avec la sévérité pathologique. [86] Pareille pour la variation de la valeur absolue de la moyenne et l'écart type. Pour les trois enregistrements, le cas : Myopathique , présente des valeurs qui se rapprochent du cas Normal que

celles du cas Neuropathique .Ces résultats confirment bien ce qui a été trouvé par les paramètres calculés auparavant. Ainsi la Myopathie est une pathologie moins sévère que la Neuropathie.

Le signal		Amplitude (mV)	Energie (kJ)	Entropie	Moyenne (mV)	Moyenne quadratique RMS (μ V)	Ecart type Std (mV)	Nombre d'echatillons
Nnormal	EMG1	0.8 mV (<1mV)	16.69	7.9732	$3.2542 \cdot 10^{-6}$	296.5	0.2965	50860
Myopathique	EMG2	1 mV (<2mV)	36.71	7.9970	$4.5273 \cdot 10^{-6}$	368.5	0.3685	110337
Neuropathique	EMG3	7 mV (>5mV)	45.65	8.0931	$9.7563 \cdot 10^{-6}$	555.7	0.5557	147858

Table III.6: Paramètres temporels d'analyse des signaux EMGs.

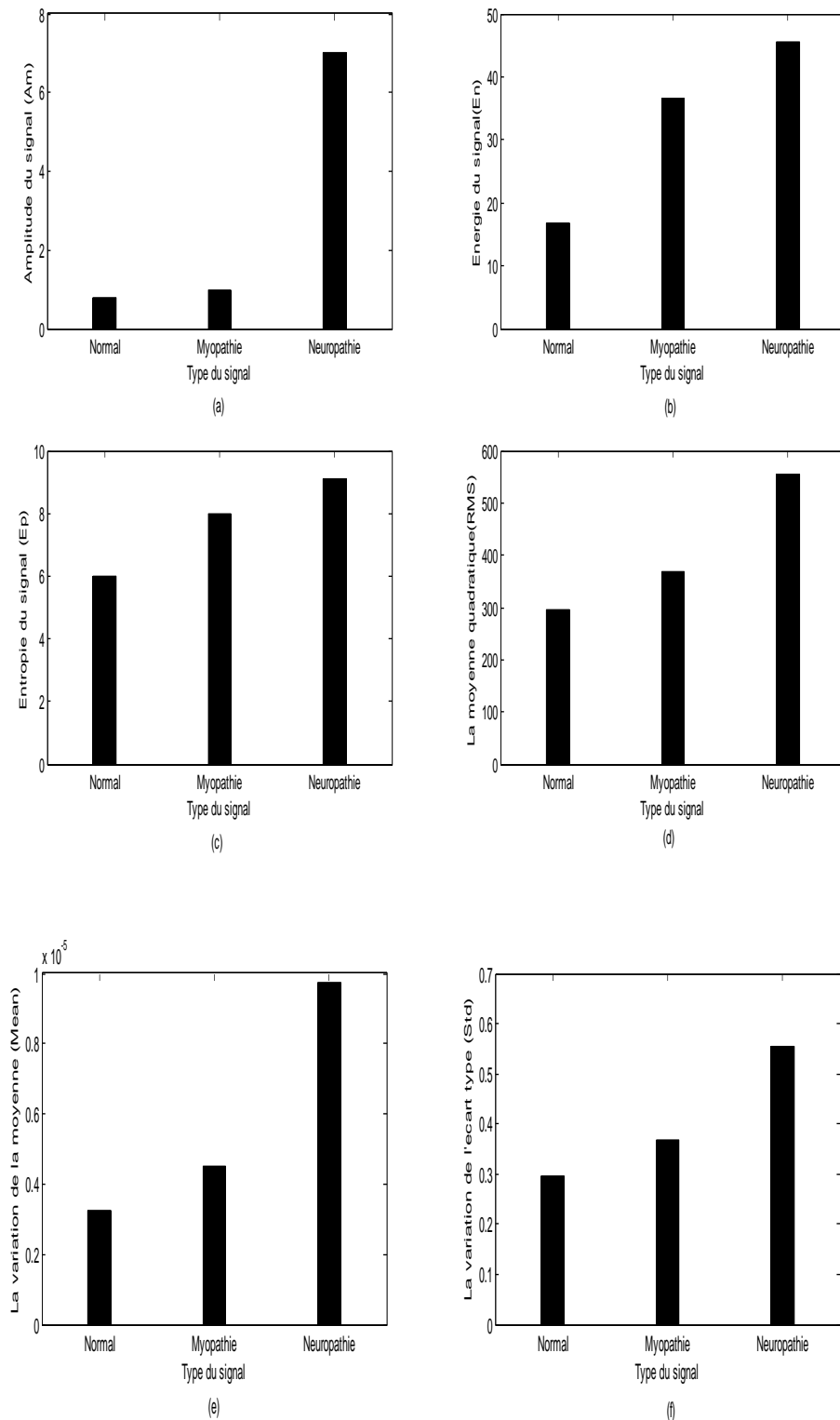


Figure III.13 : Histogrammes de l'analyse temporelle des signaux EMGs : (a) : Amplitude du signal , (b) : Energie du signal(En), (c) : Entropie du signal (Ep), (d) : la moyenne quadrature (RMS), (e) : la variation de la moyenne (Mean) et (f) : la variation de l'écart type (Std).

III.6.2 Analyse fréquentiels des signaux EMG pathologiques :

La transformée de Fourier (FFT) a été largement appliquée dans l'analyse des signaux EMGs. Elle montre son efficacité non seulement dans l'analyse des signaux normaux mais aussi dans l'analyse des cas pathologiques [86] [87].

La représentation fréquentielle par application de la FFT d'un signal électromyopathique, montre aussi que les fréquences importantes à conserver dans le signal du muscle vont de 20 à 500 Hz. Le spectre du signal abouti montre un son aigu avec une amplitude maximale pour une fréquence de 51.95Hz. Ainsi l'énergie la plus importante est conservée dans la gamme 20 à 200 Hz.

Le troisième cas pour un enregistrement de type neuropathique, l'application de la FFT, prouve une autre fois que la gamme fréquentielle la plus convenable pour analyser les signaux EMGs est de 20 à 500 Hz. Pour ce type pathologique, le spectre du signal représente un son sourd avec une amplitude maximale pour une fréquence de 85.59 Hz. Ainsi l'énergie la plus importante est conservée dans la gamme 20 à 350 Hz.

A partir des résultats expérimental de la FFT, on peut conclure que:

- La bande fréquentielle la plus convenable pour analyser les signaux EMGs varie entre 20 et 500 Hz.
- Pour le cas normal, l'énergie maximale du signal est conservée dans la gamme [50 : 150] Hz.
- Pour les deux cas pathologiques : Myopathie et Neuropathie, l'énergie la plus importante est conservée respectivement dans la gamme fréquentielle [20 :200] Hz et [20 :350] Hz.

Donc plus le signal présent une sévérité pathologique accentuée plus le comportement fréquentiel est très large.

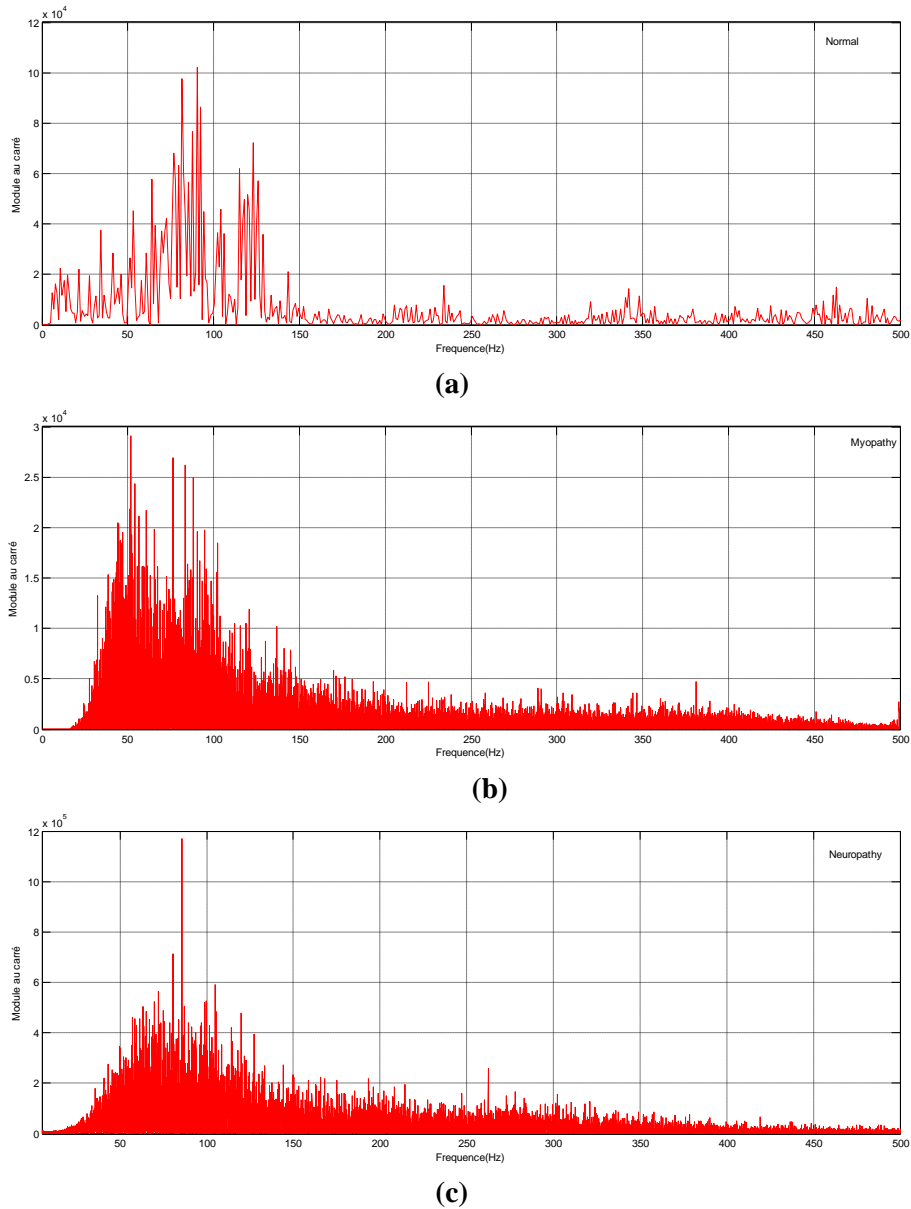


Figure III.14: Spectres de fréquences des différents cas étudiés:

(a) cas normal,(b)cas myopathique,(c)cas neuropathique

L'analyse des signaux pathologiques par application de la transformée de Fourier (FFT) peut faire apparaître des dissimilitudes plus ou moins importantes selon la sévérité pathologique.

III.6.3 Paramètres fréquentiels d'analyse des signaux EMGs pathologiques :

Les mêmes paramètres utilisés auparavant seront considérés à cette partie.

Pour ces trois cas étudiés, la valeur de la fréquence médiane (FMD), varie selon le type d'enregistrement entre 44.22 et 92.41 Hz. Pour le cas normal, la valeur de la fréquence médiane (92.41 Hz) représente à-peu-près 2 fois de la valeur du cas Neuropathie (44.22 Hz) et environ de 1.5 de la valeur de la Myopathie (68.89 Hz).

La fréquence moyenne (FM) donnée par l'équation (II.3), indique des valeurs plus proches à celles de la fréquence médiane. Le cas normal possède une valeur qui est à-peu-près de 120 Hz, par contre la valeur du deuxième et troisième cas elle est très inférieure par rapport à celle du cas normal, elle est de 84 Hz pour le cas myopathie et 62.2 Hz pour la neuropathie.

La diminution de FMD et FM est attribuée à la réduction de la vitesse de conduction des potentiels d'action sur les enveloppes la fibre musculaire, à la hausse de la synchronisation des unités motrices [88] et de façon plus anecdotique à la baisse de fréquence de décharge des unités motrices [89].

Donc des valeurs fréquentielles inférieure à celle du cas normal sont expliquées par une faible vitesse de contraction musculaire ; c'est-à-dire que plus le signal présente une sévérité accentuée, plus ses valeurs fréquentielles sont petites. Cette constatation a été aussi confirmée par [86].

Le signal		Fréquence médiane FMD (Hz)	Fréquence moyenne FM (Hz)
Nnormal	EMG1	92.41	120
Myopathique	EMG2	68.89	84
Neuropathique	EMG3	44.22	62.5

Table III.7 : Paramètres fréquentiels

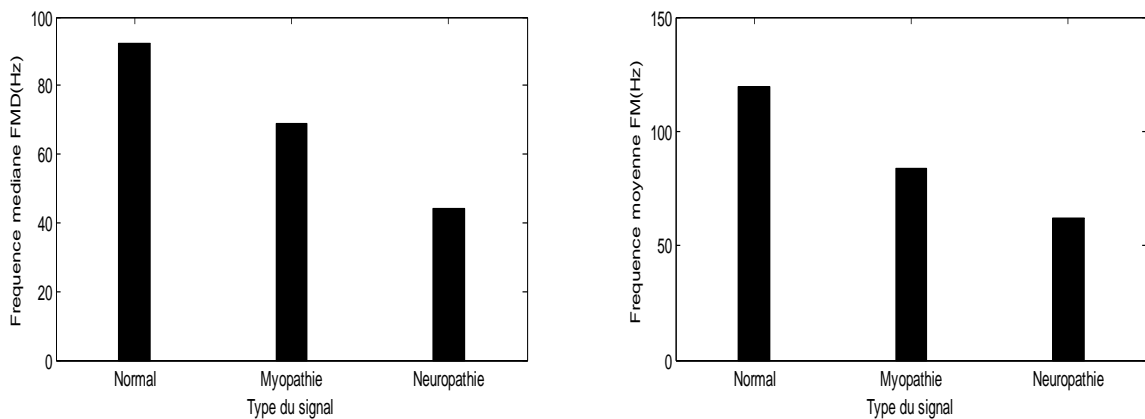


Figure III.15 : Histogrammes de l’analyse fréquentielles des signaux EMGs

D’après cette analyse on peut conclure que les huit paramètres retrouvés, présentent des indicateurs pertinents sur le degré de l’évolution de la sévérité pathologique des signaux EMGs.

Et Afin de montrer la relation entre l’énergie du signal et l’évolution de ces sept paramètres : la fréquence médiane (FMD), la fréquence moyenne (FM), l’amplitude du signal (Amp), l’entropie du signal (Ep), la moyenne quadrature (RMS), la valeur

absolue de la moyenne (Mean) et l'écart type (Std) et par suite d'assurer la présence d'une sévérité pathologique, la figure suivante : **Figure III.16**, représente respectivement : l'inverse de la variation de la fréquences médiane et la fréquence moyenne en fonction d'énergie du signal : $(F1, F2) = f(En)$ [**Figure III.16 (a)**], la variation d'amplitude en fonction d'énergie du signal : $Amp = f(En)$ [**Figure III.16 (b)**] , la variation de l'entropie en fonction d'énergie du signal : $Ep = f(En)$ [**Figure III.15 (c)**] , la variation de la moyenne quadrature en fonction d'énergie du signal : $RMS = f(En)$ [**Figure III. 15 (d)**], ainsi que la variation de la valeur absolue de la moyenne : $Mean = f(En)$ [**Figure III.16 (e)**], puis la variation de l'écart type en fonction d'énergie du signal: $Std = f(En)$ [**Figure III.16 (f)**].

Ces différentes représentations traduites par des courbes croissantes proportionnelles à la sévérité pathologique des signaux électromyogrammes (EMGs). Cette proportionnalité est expliquée par une non linéarité entre la fréquence : médiane, la fréquence moyenne et l'importance énergétique du signal.

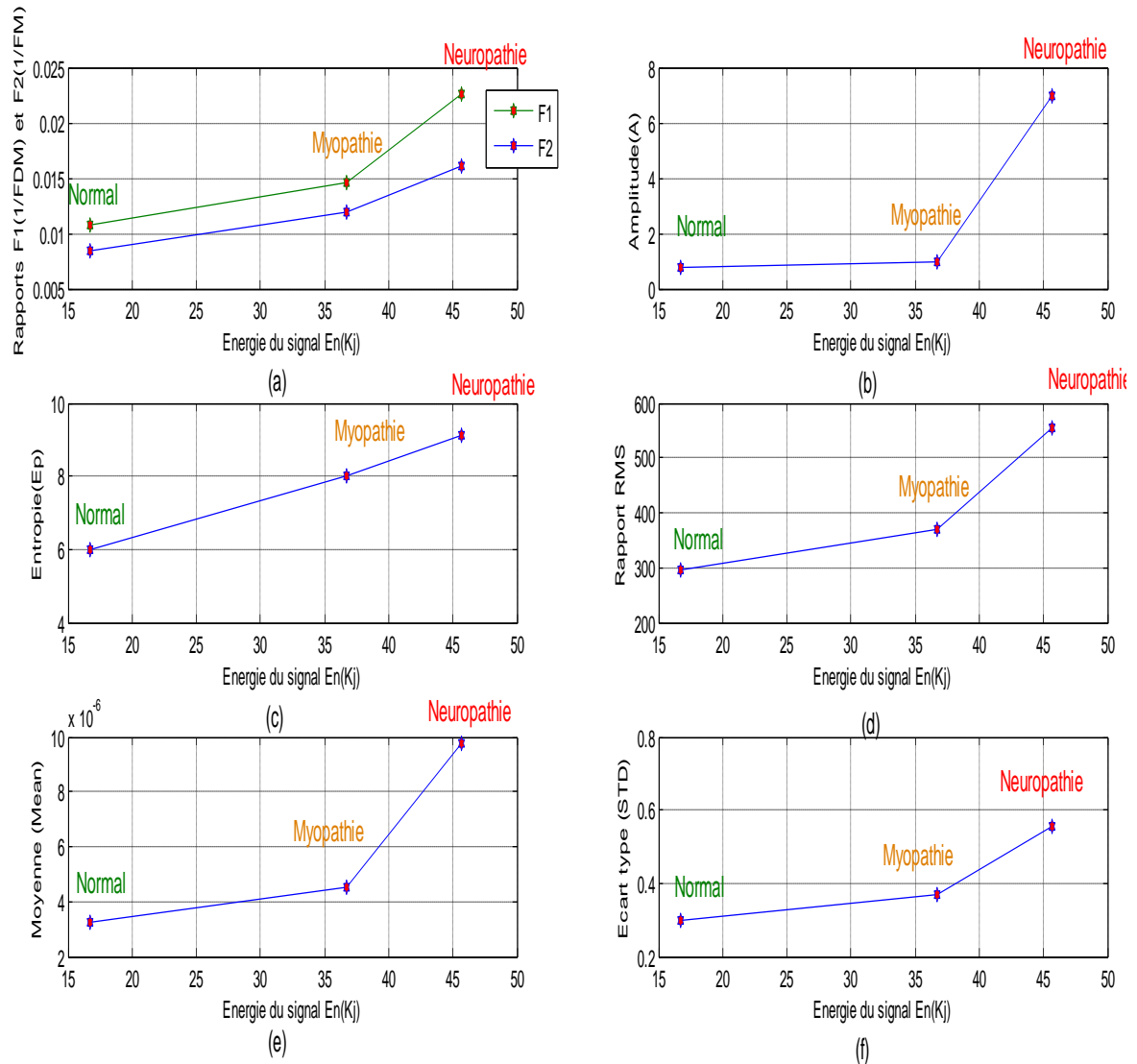


Figure III.16 : Variation de différents paramètres temporels et fréquentiels en fonction de l'énergie.

III.7 Analyse spectro-temporelle des signaux EMGs :

Pour étudier les évolutions temporelles du contenu spectral d'un signal non stationnaire, il est possible d'utiliser la FFT 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 [90][91]. Cette méthode est définie comme la Transformée de Fourier à Court Terme.

L'application de la transformée de Fourier à court terme dans l'analyse des signaux EMGs est représentée par **Figure III.17**, **Figure III.18** et **Figure III.19**.

Cette représentation permet d'exploité le contenu fréquentiel du signal dans le temps. Ainsi, tout changement de signal se traduira forcément par une variation fréquentielle.

L'analyse spectro-temporelle par application de la TFCT avec une fenêtre de hamming de 128 point d'un signal Normal montre que l'énergie maximale est localisée dans les basses fréquences [**Figure III.17.b**]. Toute à fait le contraire pour le cas du Neuropathie ; l'énergie maximale est localisée dans les fréquences hautes. [**Figure III.19.b**]. Cette constatation a été confirmée par Stefan Karlsson, Jun Yu, and Metin Akay [92] Le spectre de la myopathie montre une distribution énergétique entre les deux. [**Figure III.18.b**].

L'analyse spectro-temporelle par application de la TFCT des signaux EMGs représente une estimation énergétique très importante selon la sévérité pathologique, toutefois, cette approche souffre d'une limitation importante en termes de résolution, à cause du compromis en temps et fréquence [93].

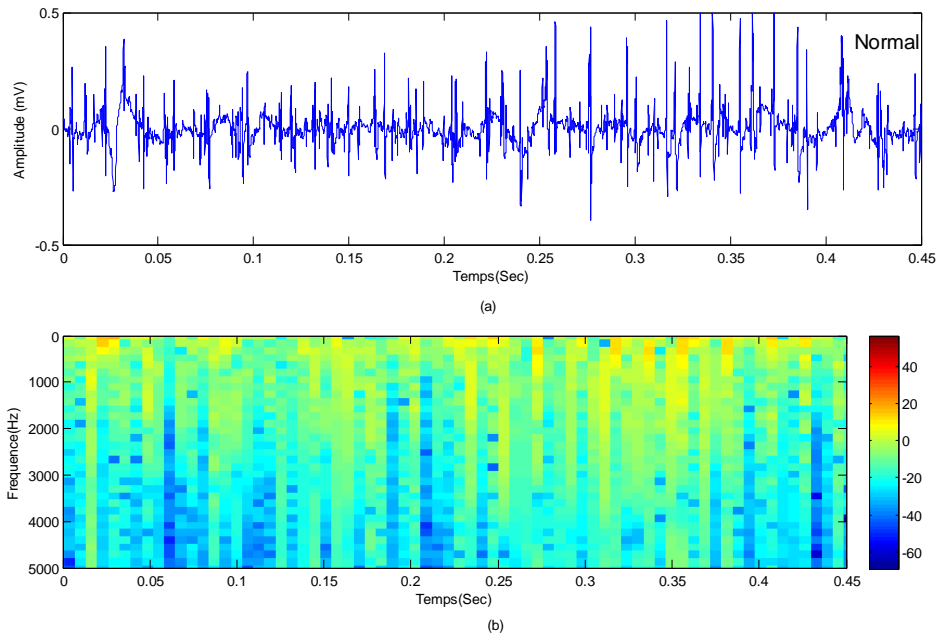


Figure III.17 : Analyse spectro-temporelle par application de la TFCT d'un signal Normal.

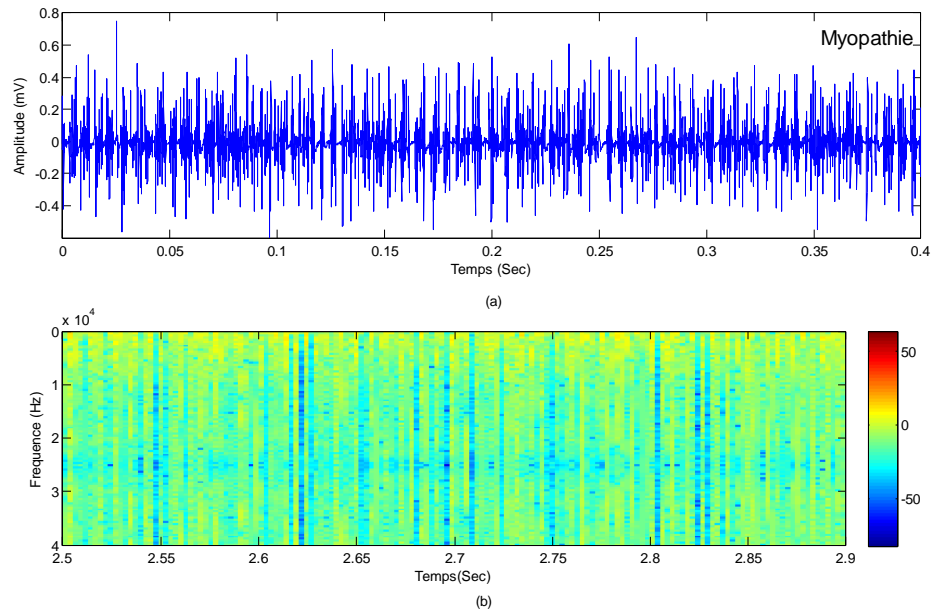


Figure.III.18 : Analyse spectro-temporelle par application de la TFCT d'un signal Myopathique.

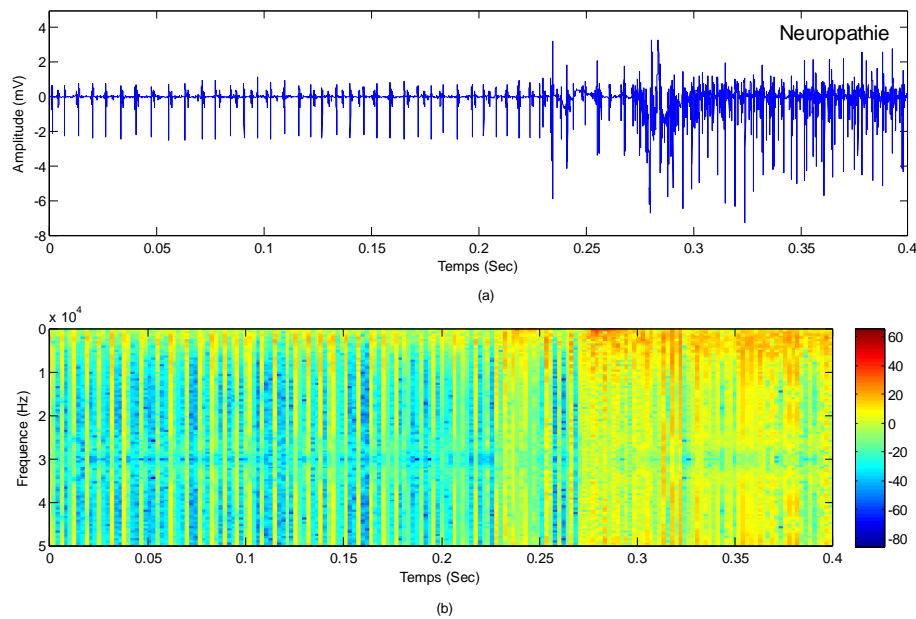


Figure III. 19: Analyse spectro-temporelle par application de la TFCT d'un signal Neuropathique.

III.8 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons étudié les différents paramètres temporels et fréquentiels qui peuvent être utilisés dans l'analyse des signaux **EMGs**.

La variation de l'amplitude (Amp), l'énergie (En), l'entropie (Ep), la moyenne quadrature (RMS), la valeur absolue de la moyenne (Mean) et l'écart type (Std) montre que le choix d'électrode et le degré de la contraction musculaire sont primordiales non seulement pour l'acquisition du signal mais aussi pour assurer une bonne qualité du signal.

L'analyse fréquentielle par application de FFT montre que l'énergie la plus importante des EMGs est conservée dans la gamme [20 :500] Hz. Ainsi la fréquence médiane (FMD) et la fréquence moyenne (FM), sont deux indicateurs importants non seulement pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des

unités motrices actives mais aussi dans l'estimation de la severite pathologique. Leur variation est inversement proportionnelle à l'importance énergétique du signal.

L'application de la transformée de Fourier à court terme est un outil puissant dans l'analyse spectro-temporelle, toutefois elle reste toujours incapable d'effectuer une bonne estimation.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion générale

Les muscles squelettiques génèrent des forces actives pour réaliser les mouvements liés aux activités humaine. La position et les mouvements du corps humain sont basés sur l'activation d'un seul muscle ou de plusieurs muscles. Le signal (électromyogramme) généré par un muscle actif et qui dépend du type de la contraction musculaire et l'électrode utilisé, est très intéressant, non seulement pour les études biomécaniques, mais aussi pour les applications cliniques afin d'effectuer le bon diagnostic.

Dans ce contexte, et dans un but purement d'aide au diagnostic, il est indispensable de faire appelle à des outils puissants basés sur les techniques de traitement du signal : la transformée de Fourier (FFT) et la transformée de Fourier à court terme (TFCT).

La transformée de Fourier (FFT) est la méthode la plus couramment utilisée pour caractériser le contenu fréquentiel du signal EMG. Même si la FFT impose que le signal soit stationnaire, de nombreuses études ont appliqués cet outil afin d'étudier leur comportement fréquentiel et d'extraire plusieurs paramètres jugés utiles (fréquence médiane et moyenne), pour confirmer et valider les interprétations effectuées par le médecin.

Avant de procéder à cette étude une analyse temporelle doit être réalisée.

L'analyse temporelle des signaux EMGs, considère l'amplitude(Amp), l'énergie(En), l'entropie (Ep), la valeur absolue de la moyenne (Mean), l'écart type (Std) et la moyenne quadrature(RMS).

Dans ce contexte, l'amplitude du signal représente un paramètre fondamental non seulement dans l'analyse des signaux EMGs normaux mais aussi pathologiques. Elle a été établie selon le choix d'électrode (mono polaire, à fil fin ,...), le degré de la contraction musculaire (faible, modérée et maximale) et le type des signaux (Normal $< 2\text{mV}$, $2\text{mV} < \text{Myopathie} < 5\text{mV}$, Neuropathie $> 5\text{ mV}$). Pareil pour les autres paramètres : Energie (En), Entropie (Ep), la valeur absolue de la moyenne (Mean), l'écart type (Std) et la moyenne quadratique (RMS). Et selon les mesures effectuées et obtenues, tous ces paramètres apparaissent comme des indicateurs très importants à prendre en considération dans l'analyse temporelle des signaux EMG.

L'analyse fréquentielle par application de la transformée de Fourier (FFT) a été de même utilisée dans l'analyse des signaux EMGs normaux et pathologiques. Cette deuxième étude a permis de conforter et de raffermir les résultats obtenus sur la l'analyse temporelle.

L'utilisation de cette technique nous a permis de constater que la gamme fréquentielle dont l'énergie la plus importante des signaux EMGs est comprise entre 20 Hz et 500 Hz.

La variation de la fréquence médiane (FMD) et la fréquence moyenne (FM), a montré une évolution bien reliée avec le choix d'électrode, le degré de la contraction musculaire.

Comparant les résultats obtenus de la l'analyse fréquentielle par application de la FFT avec ceux obtenus par la représentation spectro-temporelle par application de la transformée de Fourier à court terme (TFCT), on remarque que cette approche confirme une autre fois que l'énergie maximale des signaux normaux est localisée dans les basses fréquences. Toute à fait le contraire pour le cas du Neuropathie. Ainsi le spectre de la myopathie montre une distribution énergétique entre les deux.

Finalement nous pouvons dire que l'analyse des signaux EMGs normaux ou pathologiques ne peut être effectuée à travers un seul paramètre. En effet une bonne estimation doit être réalisée autour de deux informations importantes : temporelle et fréquentielle.

Perspectives et travaux futurs :

1. Utilisation d'un décodeur puissant :

Les signaux traités se sont des fichiers .dat, convertis en .wav . L'utilisation du Real Player Decodor par exemple, n'est pas valable pour tout type .dat, il faudra donc utiliser un autre convertisseur.

2. Choix des méthodes en traitement du signal:

Dans cette étude, nous avons utilisé l'analyse spectro-temporelle pour extraire les paramètres les plus pertinents dans cette estimation. Pour mieux confirmer les résultats obtenus, il faudra donc, utiliser d'autres méthodes en traitement du signal (par exemple, la transformée en ondelette) afin de choisir une meilleure méthode qui permet d'obtenir le maximum des paramètres.

3. Réalisation d'une interface graphique :

Afin de minimiser le temps d'analyse, et par suite de faciliter les tâches du traitement médicale, une interface graphique qui regroupe tous ces paramètres, devra être réalisée.

BIBLIOGRAPHIE

Bibliographie

- [1] Mebarkia Kamel,"Paramétrisation des potentiels d'action d'une unite motrice détectés non-invasivement". thèse du doctorat ,université FerhatAabbas –Setif ,1-2014
- [2] O. Govrin, D. Sadeh, S. Akselrod, and S. Abboud , "Cross correlation technique for arrhythmia detection using PR and PP intervals". *Comp. Biomed. Res.*, 18, pp 37-45, 1985.
- [3] D. Thomson, "Spectrum Analysis and Harmonic Analysis". *Proc. IEEE*, 70(9), pp 1055-1096, 1982.
- [4] N. Marinovic and G. Eichmann." Feature extraction and pattern classification in space-spatial frequency domain". In: P. of SPIE, Ed., *SPIE Intelligent Robots and Computer Vision*, pp 19-25, Septembre 1985.
- [5] L. White and B. Boashash." Cross Spectral Analysis of Nonstationary Processes".*IEEE Trans. Inf. Theory*, 36(4), pp 830-835, 07-1990.
- [6] I. Gath, C. Feuerstein, D. Pham, and G. Rondouin. On the Tracking of Rapid Dynamic Changes in Seizure EEG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 39(9), pp 952-958, Septembre 1992.
- [7] Potvin JR. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol* 1997; 82: 144-151.
- [8] Bendahan D, Jammes Y, Salvan AM *et al.* Combined EMG-P-Magnetic resonance spectroscopy study of human muscle fatigue during static contraction. *Muscle Nerve* 1996;
- [9] D. Camille." Contribution à l'intégration sur silicium de la transformée en ondelettes Application au traitement d'images", thèse de doctorat de l'université Montpellier.
- [10] M. Portnoff. Time-frequency representation of digital signals and systems based on short-time Fourier analysis. *IEEE Trans. on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. ASSP-28, No. 1, 1980.
- [11] P. Flandrin, Temps-Fréquence, edition Hermès, Paris 1993-1998.
- [12] S.MEGHRICHE,"Reconnaissance de forme de signaux biologique" , Thèse de Doctorat, Université de Batna, Faculté de science de l'ingénieur, Algérie 2008.
- [13] 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.
- [14] Dumitru D,'Electrodiagnostic medicine', Hanley and Belfus Ed ,Philadelphia, 1995.
- [15] J.D.COUDE,'conception d'un électomyogramme',projet de conception en ingénierie ,Université de Québec à Chicoutimi ,Avril 2010.

Bibliographie

- [16] Elizabeth LITCH, 'Commentary on the effect of electricity on muscular motion', Cambridge, 1953.
- [17] S. BOUKHENOUS et al, 'conditionnement et enregistrement du signal physiologique EMG', Biomedical engineering international conference (BIOMEIC'12), Tlemcen, Algérie, octobre 2012.
- [18] Basmajian JV, and De Luca CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography, Williams and Wilkins Ed, Baltimore, 1985.
- [19] <http://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle>
- [20] <http://www.neur-one.fr>
- [21] http://blog.univ-angers.fr/sante/files/2013/05/medecine_anatomie_et_physiologie.pdf
- [22] <http://eleves-tpe.skyrock.com/>
- [23] http://www.corpshumain.ca/les_muscles.php
- [24] <http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/muscle/14657>
- [25] R. Hinzelin, 'guide pratique d'électromyographie dans les lésions des nerfs périphériques', Paris, 1979.
- [26] http://fr.wikipedia.org/wiki/Liste_des_muscles_du_corps_humain
- [27] http://www.ecole-morschwiller-le-bas.fr/la_gazette/gazette_2014_2015.html
- [28] H.P. Cathala, 'exploration fonctionnelles du système nerveux'. Alger, 1994.
- [29] [http://kin450-neurophysiology.wikispaces.com/ALS+\(Wolters\)](http://kin450-neurophysiology.wikispaces.com/ALS+(Wolters))
- [30] <http://comprendre-le-sportif.e-monsite.com/pages/la-contraction-musculaire-2/la-contraction.html>
- [31] http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/bibliotheque/dictionnaires/terminologie_olympique/contractio~14~aire_isotonique.html
- [32] http://www.biology4kids.com/files/cell_microfilament.html
- [33] <http://www.anabolicgenes.com/entrainement.html>
- [34] http://fr.wikipedia.org/wiki/Potentiel_d%27action
- [35] <http://www.annabac.com/content/reflexe-myotatique-et-reflexe-de-retrait>
- [36] De Luca et al, 'Decomposition of surface EMG signals', Journal of Neurophysiology, volume 96, n° 3, Septembre 2006.

Bibliographie

- [37] Antonia Pérez-Martin, Iris Schuster ,Michel Dauzat, 'Exploration Neuro-Musculaire: L'exploration fonctionnelle neuromusculaire',travaux pratique de physiologie,Faculté de médecine Montpellier-Nîmes, Novembre 2006.
- [38] S.PAGANONI et A. AMATO,'Electrodiagnostic evaluation of myopathy ',Physical medecine and rehabilitation clinics of North America,volume 24,issue1,fevrier 2013.
- [39] Yunfen Wu et al ,'Overview of the application of EMG recording in the diagnosis and approach of neurological disorders',TNTECH,mai 2013.
- [40] Tameem Adel et Dan Stachuk ,'Clinical quantitative electromyography', INTECH, Mai 2013.
- [41] J.BOGOUSLAVSKY,J.MLEGER,J.L.MAS,'Neuropathies périphériques:Ployneuropathies et Mononeuropathies multiples ', France 2003,page 52.
- [42] <http://ambu-shop.fr/234-aiguilles-concentriques-ambu-neuroline-pour-emg-25-mm-5707480022885.html>
- [43]<http://www.spesmedica.com/fr/prodotti/emg/aiguilles-monopolaires-isolees-teflon-steriles.html>
- [44] <http://ambu-shop.fr/215-electrode-de-surface-ambu-neuroline-71015-k-avec-c%3%A2ble-150-cm-et-connecteur-k-15-mm-5707480022519.html>
- [45] <http://www.neurosoft.ru/fra/product/neuro-mep-micro-2009/>
- [46] C.J.De Luca , 'surface electromyography :detection and recording', Delsys,2002.
- [47] W . El Falou,' Une approche de la segmentation dans des signaux de longue durée fortement bruités. Application en ergonomie', Thèse présentée pour de l'obtention du grade de Docteur ,Université de Technologie de Troyes,Décembre 2002.
- [48] PIERRE A. MATHIEU,'info-muscle', Institut de génie biomédical, Université de Montréal,juin 2009.
- [49] C.Cabrera,'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.
- [50] Suzuki H et al , 'Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation', PubMed ,sep 2002.
- [51]http://www.f2smhstaps.ups-tlse.fr/tp/fichier/M2APA/M2APAS_CHV_Dynamique_Inverse.pdf
- [52] C. F Amorim, R .A Marson ,' Application of Surface Electromyography in the Dynamics of Human Movement', INTECH, 10.5772/52463 ,octobre 2.

Bibliographie

- [53] L. Arendet-Nielsen ,K.R Mills, ' The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity' ,Electroencephalography and clinical Neurophysiology ,volume 60,Issue 2, p.p 130-134 ,fevrier 1985.
- [54] JL. Dantas et al,' Fourier and wavelet spectral analysis of EMG signals in isometric and dynamic maximal effort exercise',Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC) ,Conf Proc IEEE , Buenos Aires, USA, 2010.
- [55] M.Cifrek;S.Tonkovic,V.Medved,'Measurement and Analysis of Surface Myoelectric Signals during Fatigued Cyclic Dynamic Contractions ',Measurment, Volume 27,Issue 2,Mars 2000,page 85-92.
- [56] A.Georgakis ,L.K.Stergioulas,G.Gikas,'Fatigue Analysis of Surface EMG Signal in Isometric Constant Force Contractio Using the Averaged Instantaneous Frequency '.IEEE Transactions on Biomedical Engineering ,Fevrier 2003.
- [57] An.Phinyomark et al,' The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis', pp200,INTECH,2012.
- [58] Ricamato, A.L.; Absher, R.G.; Moffroid, M.T.; Tranowski, J.P. A Time-Frequency Approach to Evaluate Electromyographic Recordings. In Proceedings of the Fifth Annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, Durham, NC, USA, 14–17 June 1992; pp. 520–527.
- [59] Angkoon Phinyomark ; Pornchai Phukpattaranout ; Chusak Limsakul ,'The usefulness of wavelet transform to reduce noise in tn SEMG signal ', INTECH,janvier 2012.
- [60] F.Meziani ,'Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phonocardiogrammes par application des transformée d'ondelettes'thèse de Doctorat ,2013.
- [61] Merletti R, and Parker PA. 'Electromyography: physiology, engineering, and non invasive applications'. IEEE/John Wiley & Sons Ed, Hoboken, NJ, 2004.
- [62] Hostens I, Seghers J, Spaepen A, and Ramon H, 'Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions' . J Electromyogr Kinesiol 14: 205-215, 2004.
- [63] Article extrait de la thèse de médecine : « Présentation de concepts de physiothérapie selon trois discipline : les étirements, la musculation et l'endurance. Applications médicales et sportives ».Thèse soutenue en février 2008 à Lille, par M. Paulo Fernandes et dirigée par le Docteur Popineau.
- [64] Mark L.Latash,'Bases Neurophysiologiques de Mouvement',pp 64.1998.published2002.
- [65] <http://smpp.northwestern.edu/bmec66/weightlifting/emgback.html>

Bibliographie

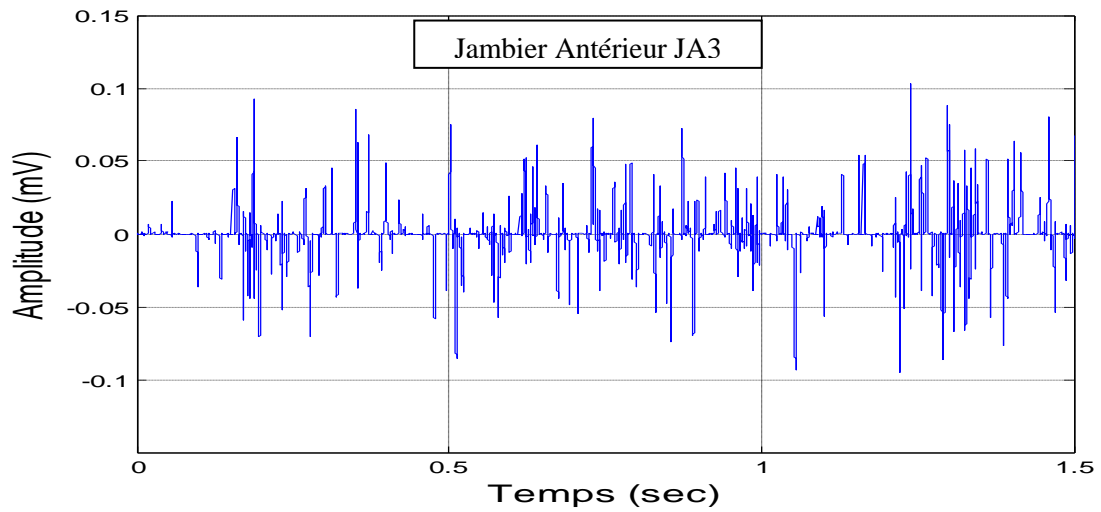
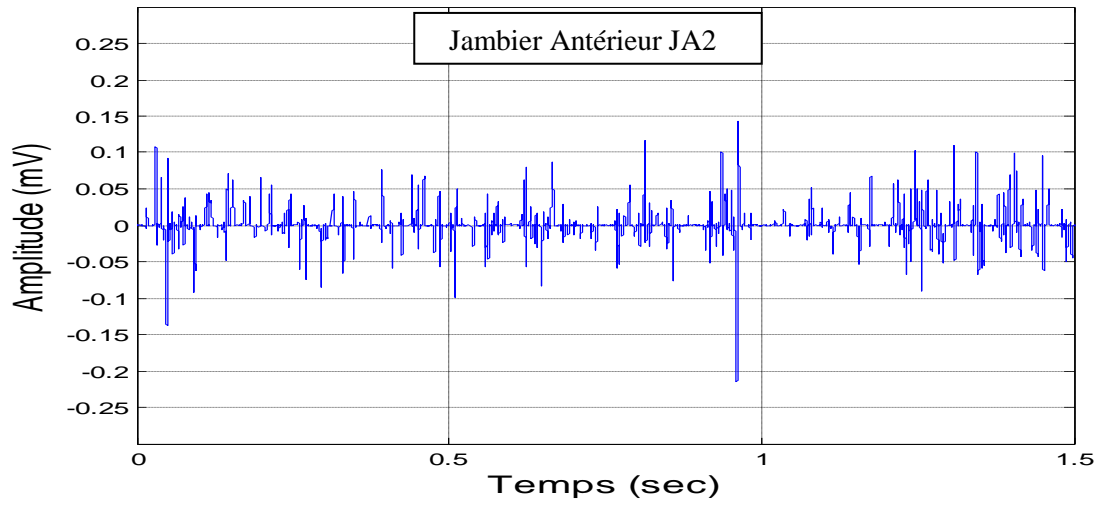
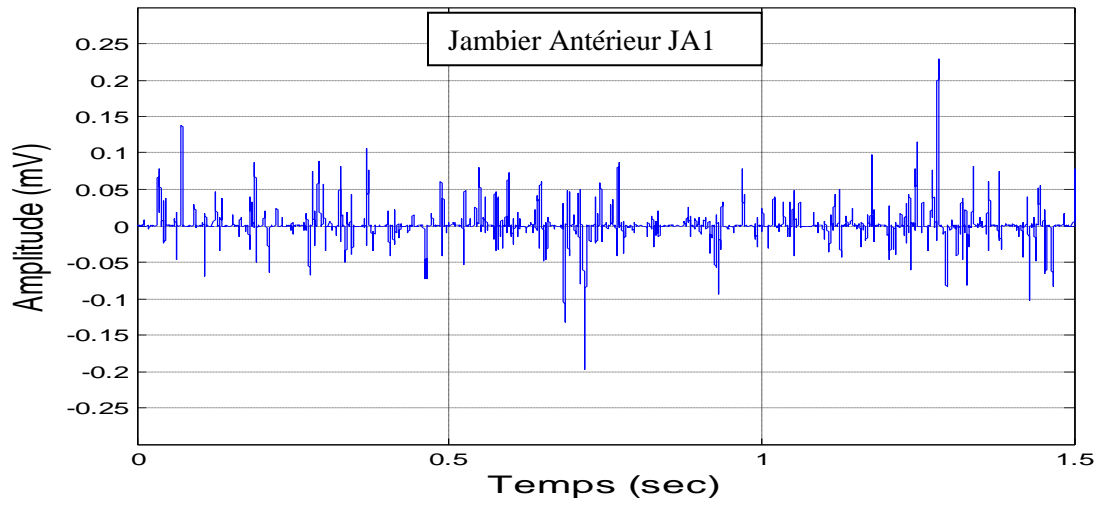
- [66] <http://emglab.net/emglab/index.php>
- [67] [fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_tibial antérieur](http://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_tibial_ant%C3%A9rieur)
- [68] fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_biceps_brachial
- [69] fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_Brachioradialis
- [70] [fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_Le premier muscle interosseux muscle.](http://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_Le_premier_muscle_interosseux_muscle)
- [71] S. Bouisset and B. Maton, 'Muscles, posture et mouvement, base et applications de la méthode électromyographique'. HERMANN Editeurs des Sciences et des Arts, 1995.
- [72] Lindstrom L, Petersen I, 'Power spectrum analysis of EMG signals and its applications. In: Desmedt JE: Computer-aided electromyography'. Prog Clin Neurophysiol 1983 : 1-51.
- [73] F.LEBON, 'Efficience du travail mental sur le développement et le recouvrement des capacités motrices', Thèse du Doctorat Université Claude Bernard, Lyon 2009.
- [74] Daube JR, 'Electrophysiologic studies in the diagnosis and prognosis of motor neuron diseases'. *Neurol Clin* 1985 ; 3 : 473-93.
- [75] Eric Niel, 'Analyse et modélisation du mouvement Céphalique chez l'homme par quantification Du signal électromyographique', thèse du doctorat, l'université des sciences et techniques de lille, 1983.
- [76] Karlsson S, and Gerdle B. 'Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque--a study using the continuous wavelet transform'. *J Electromyogr Kinesiol* 11: 131-140, 2001.
- [77] Benjamin Pasquet, 'Etude de la spécificité de la commande motrice et de sa régulation pendant différents types de contractions musculaires', université libre de bruxelles, 2009.
- [78] Bigland-Ritchie BR et al, 'Voluntary discharge frequencies of human motoneurons at different muscle lengths', *Muscle Nerve*, 15: 130-137, 1992.
- [79] Leedham JS, Dowling JJ. 'Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii'. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 70: 421-426, 1995.
- [80] Babault N, Pousson M, Ballay Y, Van Hoecke J. 'Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions'. *J Appl Physiol*, 91: 2628-2634, 2001.
- [81] Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke M. 'Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions'. *J Appl Physiol*, 94: 983-990, 2003.

Bibliographie

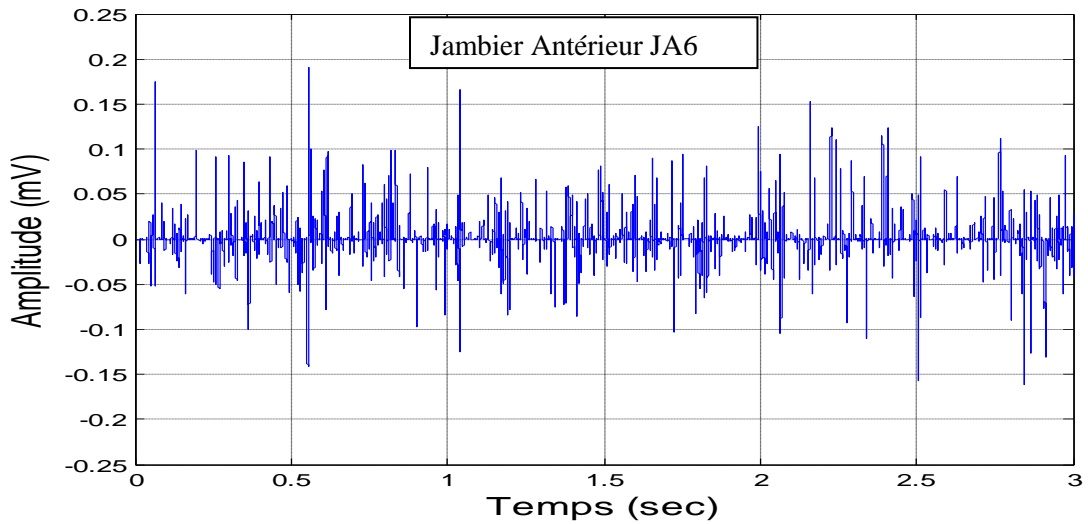
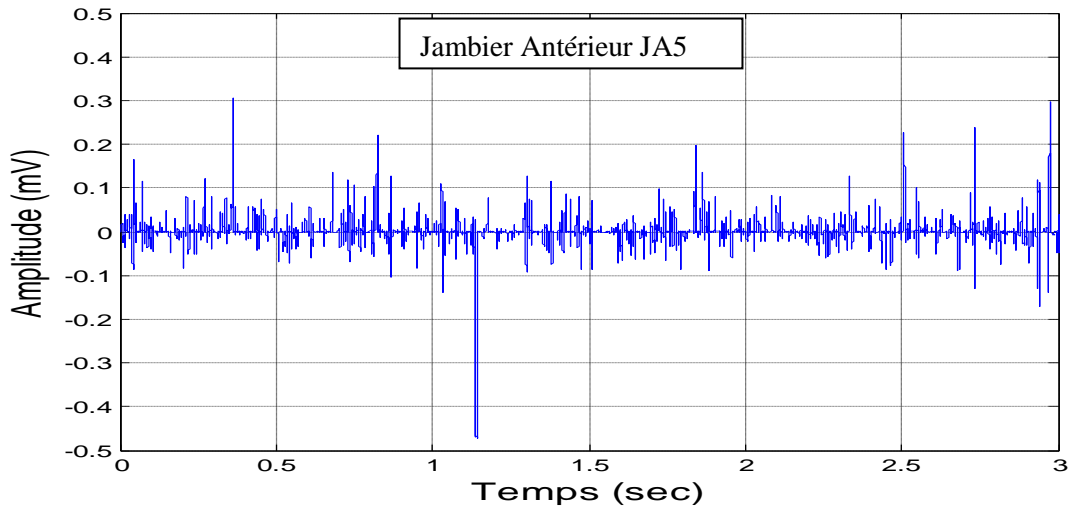
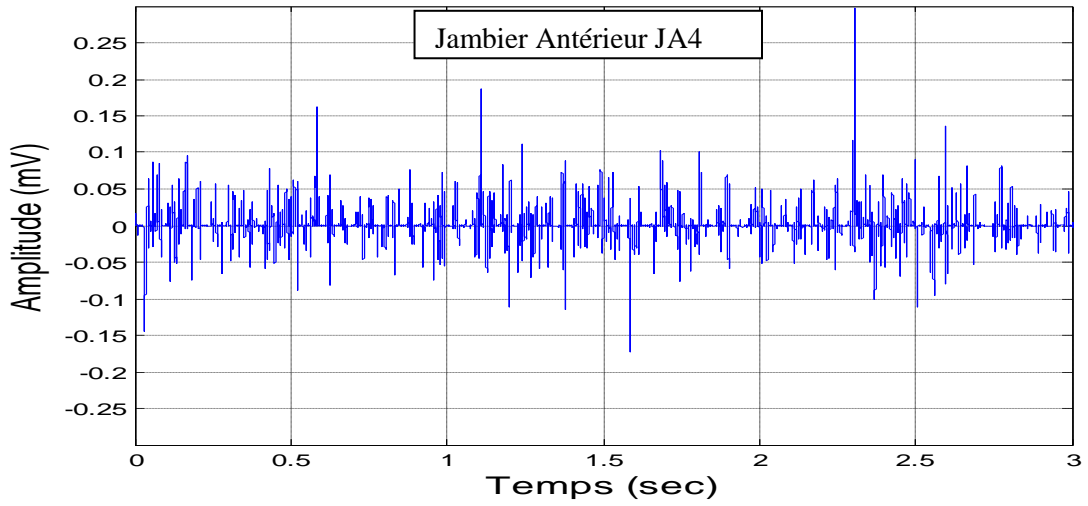
- [82] Bendahan D, Jammes Y, Salvan AM *et al.* 'Combined EMG-P-Magnetic resonance spectroscopy study of human muscle fatigue during static contraction'. *Muscle Nerve* 1996; 19: 715-721.
- [83] Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM *et al.* 'The effects of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in humans: a muscle and sex comparison'. *Eur J Appl Physiol* 2002; 87: 448-455.
- [84] Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rosponi A, Bernardi M, De Vito G, and Felici F. 'Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation'. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 139-147, 2003.
- [85] Bouisset S, and Maton B. *Muscles, posture et mouvement. 'Bases et applications de la méthode électromyographique'*, Hermann Ed, Paris, 1995.
- [86] orbi.ulg.ac.be/bitstream/2268/158546/2/Cours%203%20EMG.pptx
- [87] Jean-Yves Hogrel, 'Applications cliniques de l'EMG de surface dans les pathologies neuromusculaires', Institut de Myologie GH Pitié-Salpêtrière - 75651 PARIS Cedex 13.
- [88] Kleine BU, Stegeman DF, Mund D *et al.* Influence of motoneuron firing synchronization on SEMG characteristics in dependence of electrode position. *J Appl Physiol* 2001; 91: 1588-1599.
- [89] Farina D, Merletti R et Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 2004; 96: 1486-1495.
- [90] Merletti et Lo Conte, 'Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 1.', *Med Biol Eng Comput.* 1995 May;33(3 Spec No):362-72.
- [91] Lo Conte et Merletti, 'Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2.', *Med Biol Eng Comput.* 1995 May;33(3 Spec No):373-84.
- [92] Stefan Karlsson, Jun Yu, and Metin Akay. 'Time-Frequency Analysis of Myoelectric Signals During Dynamic Contractions: A Comparative Study'. P228-238. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 47, NO. 2, FEBRUARY 2000.
- [93] Hostens I, Seghers J, Spaepen A, and Ramon H. 'Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions'. *J Electromyogr Kinesiol* 14: 205-215, 2004.
- [94] <http://www.physionet.org/physiobank/database/emgdb>.

ANNEXE

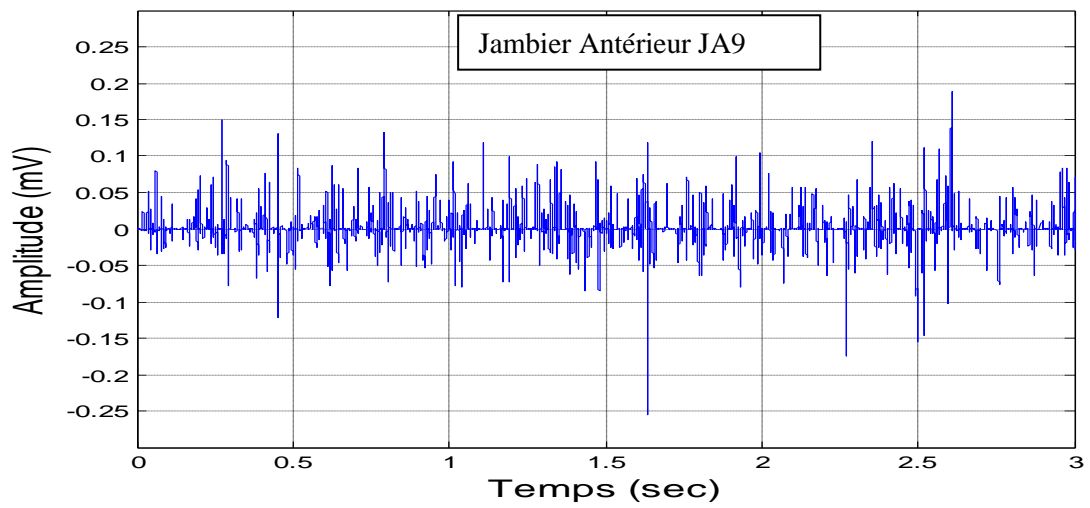
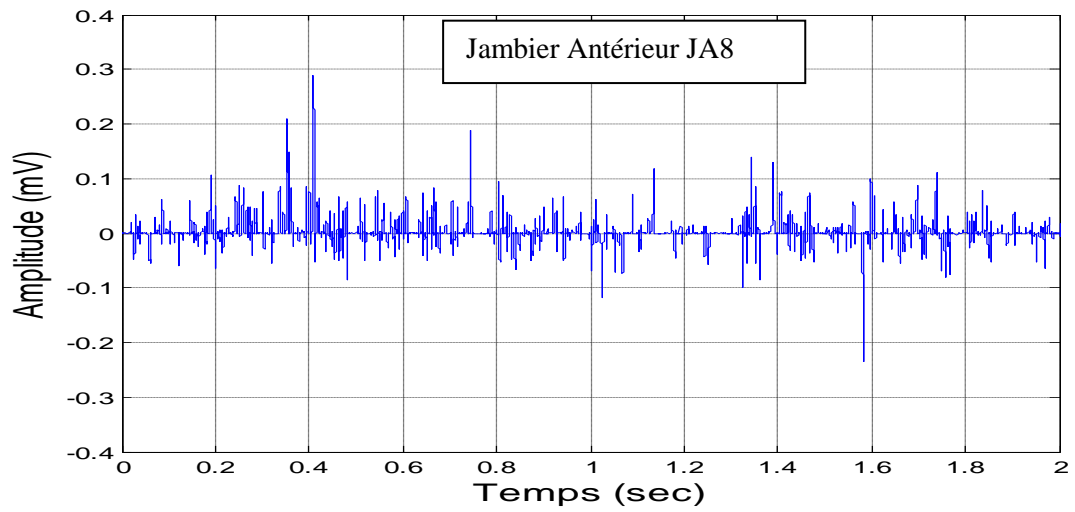
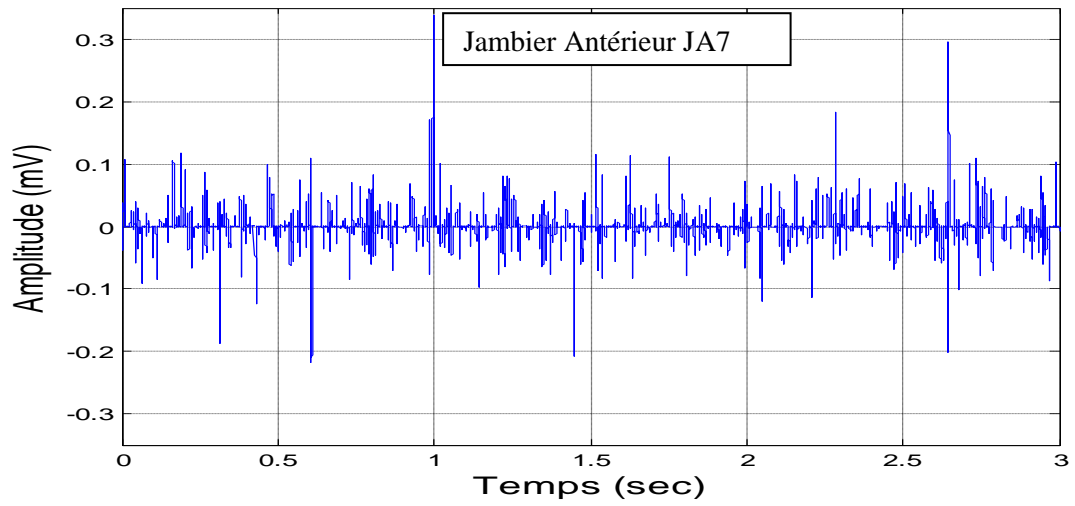
Annexe



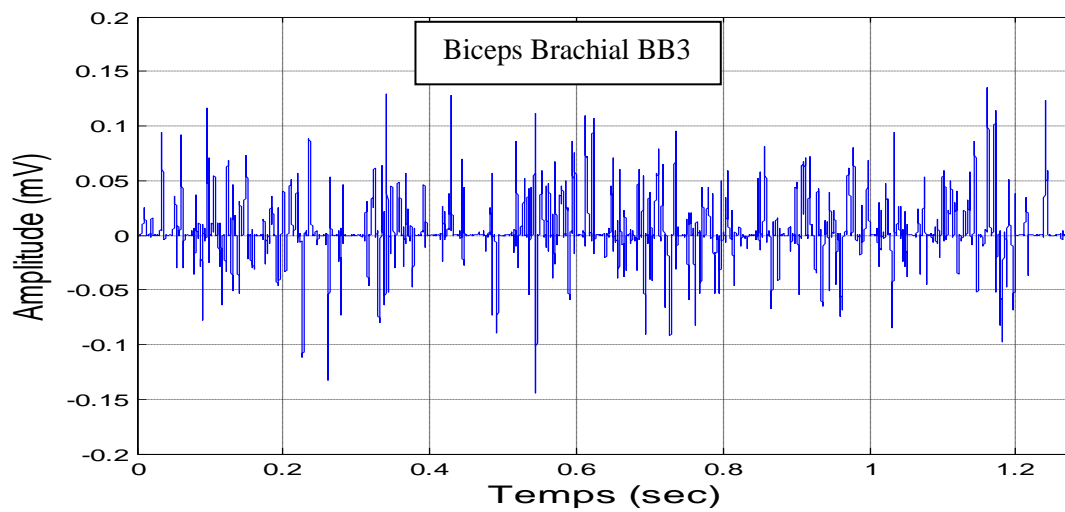
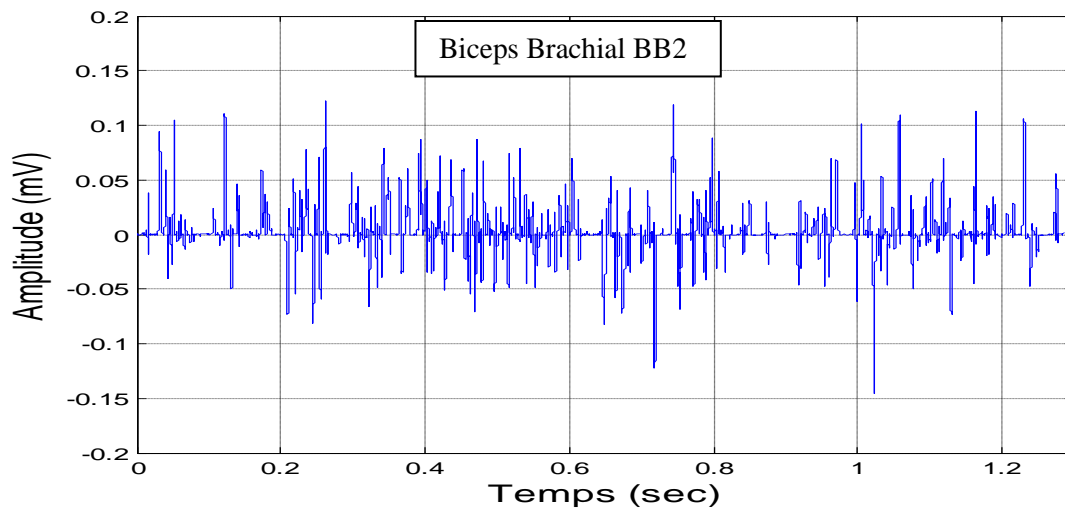
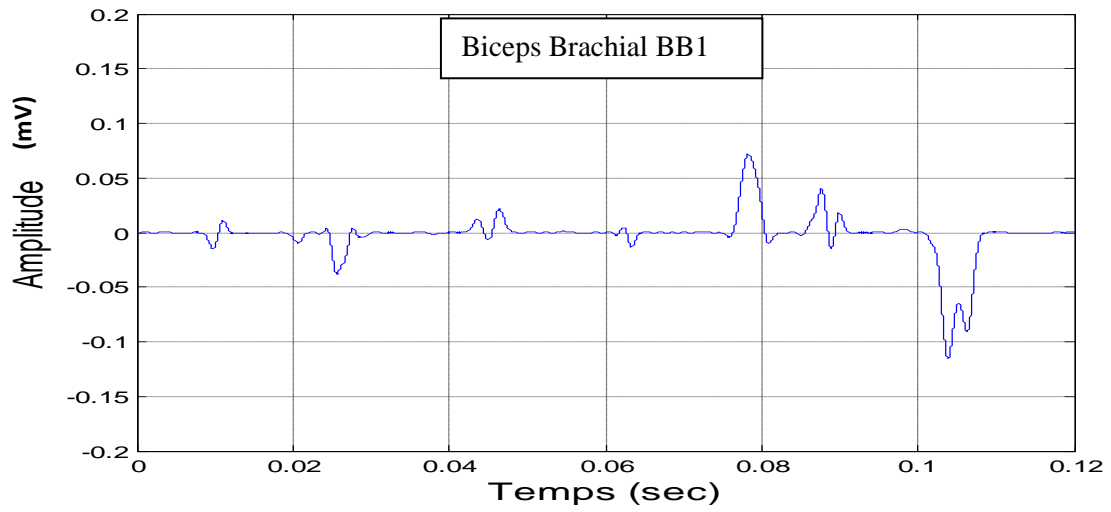
Annexe



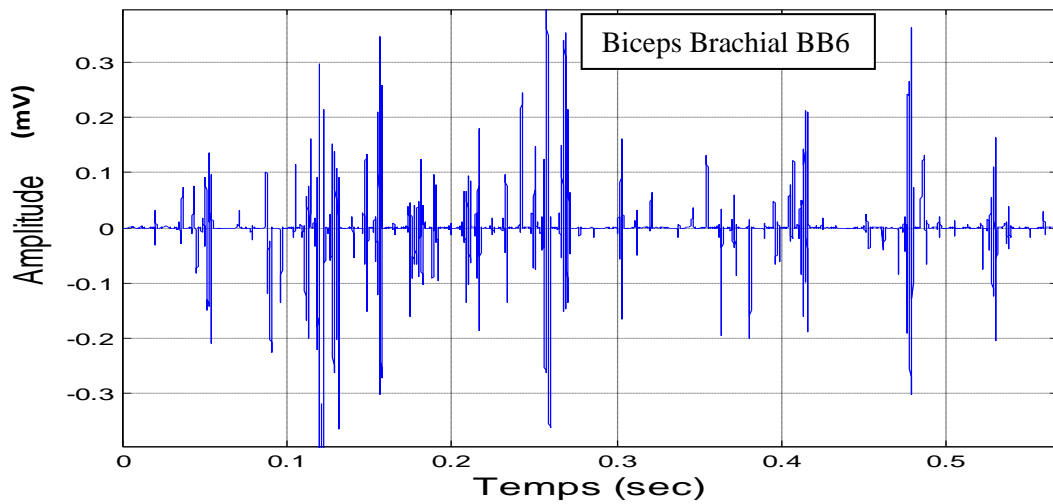
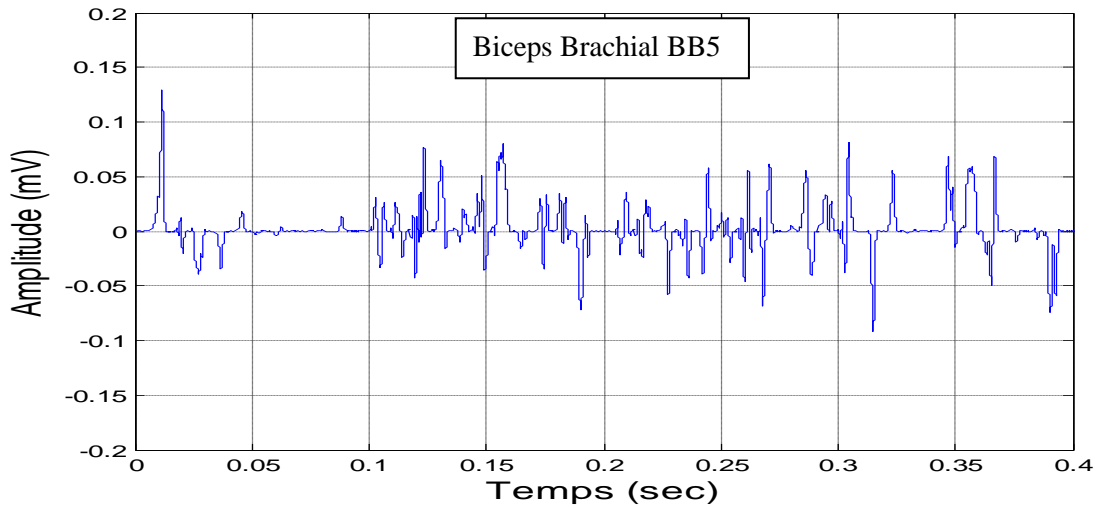
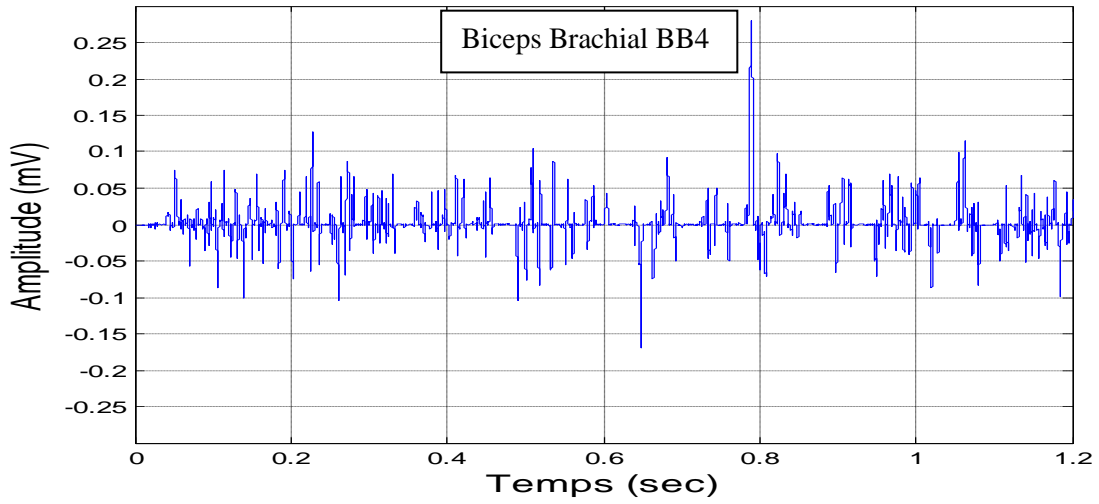
Annexe



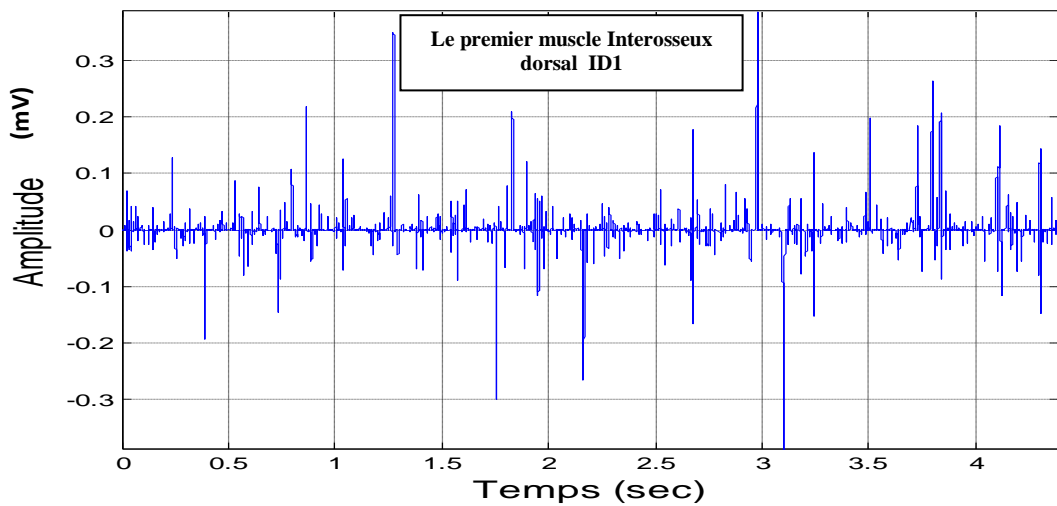
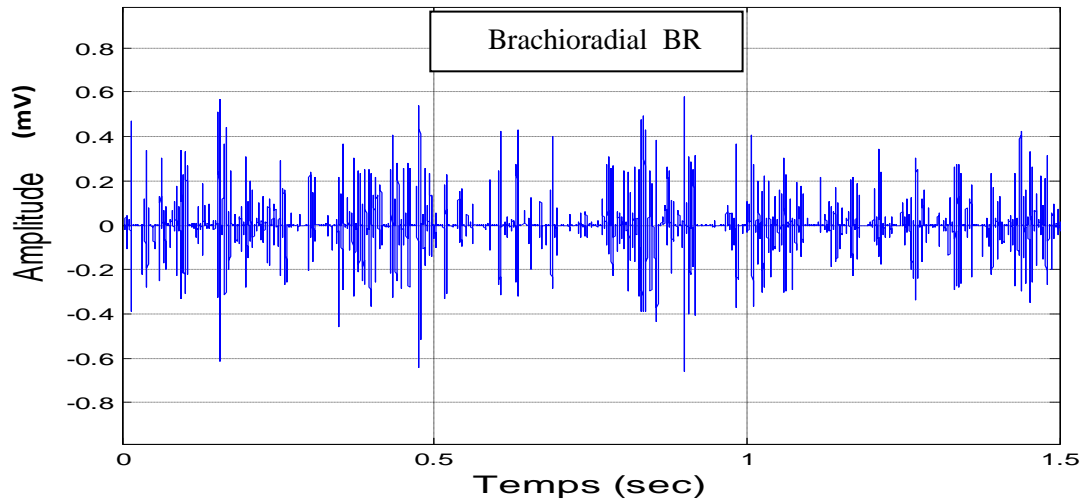
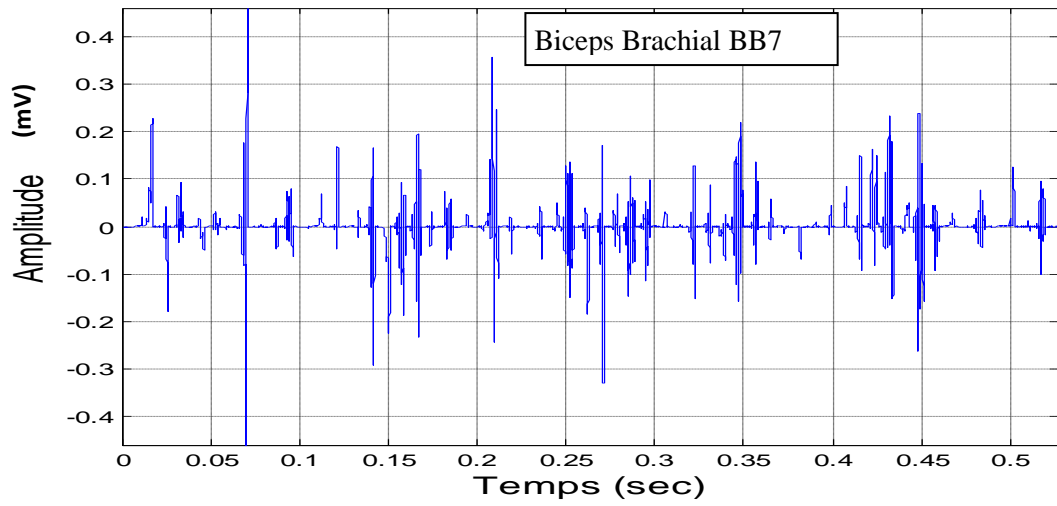
Annexe



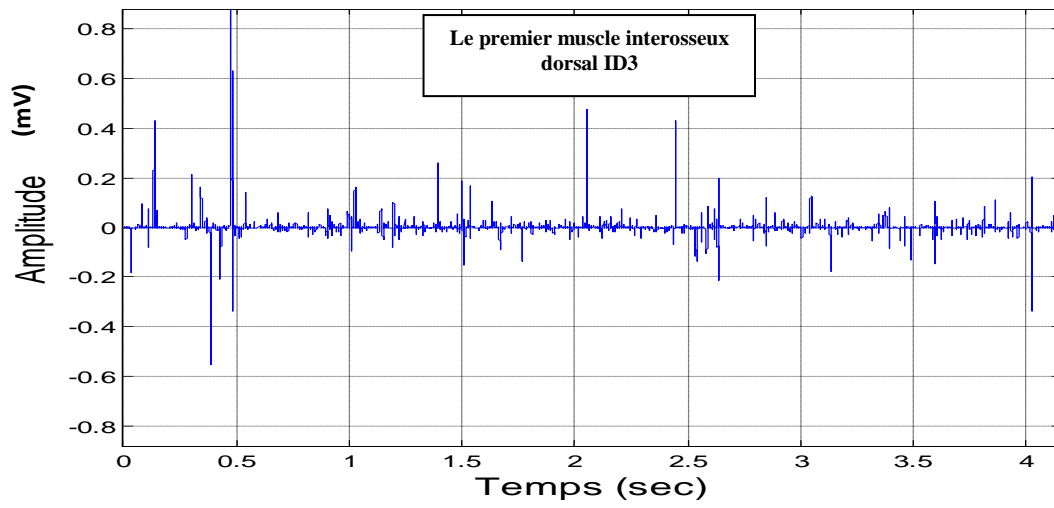
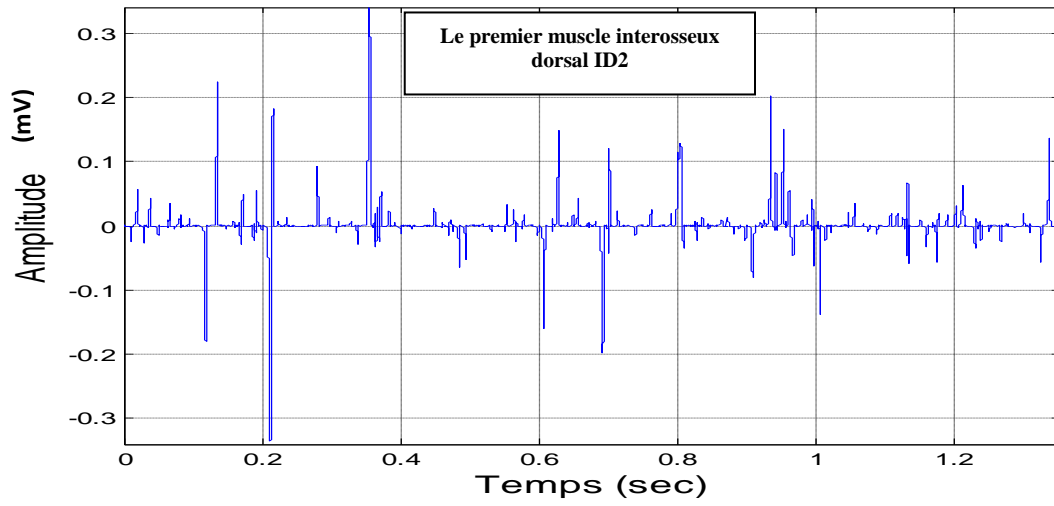
Annexe



Annexe



Annexe



Résumé :

EMG est un examen réalisé par un neurologue afin d'enregistrer l'activité électrique (PAUM : potentiel d'action d'unité motrice) qui accompagne la contraction musculaire soit d'une façon invasive à l'aide d'électrode aiguille ou à distance par des électrodes de surface.

Analyse du tracée obtenue (EMG) permet de préciser l'origine d'un déficit de la contraction musculaire : lésion du nerf moteur (neuropathie) ou lésion de la fibre musculaire elle-même (myopathie).

Dans le cadre de ce travail nous avons utilisé une nouvelle base de données concerne les signaux EMGs. Une analyse plus détaillée des signaux EMGs dans le domaine temporel, le domaine fréquentiel par application de la transformée de Fourier (FFT), et le domaine temps-fréquence par utilisation de la transformée de Fourier à court terme (TFCT) a été effectuée, afin d'extraire les paramètres les plus pertinents dans un but purement d'aide au diagnostic.

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

Abstract :

EMG is an examination realised by an neurologist to record the electrical activity (MUP: motor unit potential) that accompanies muscle contraction either by invasive way using needle electrode or with a noninvasive way by surface electrode .

Analyzing the obtained plot allows to specify the origin of deficit of muscle contraction: lesion of motor nerve (neuropathy) or lesion of muscle fiber itself (myopathy) .

As part of this work we used a new database to analyze EMG signals in three different domains: Time domain , frequency domain using Fourier transform (FT) ,and the time frequency domain by making calls to the short term Fourier transform (STFT) in order to extract the most relevant parameters, and to help the doctor in making his final diagnosis .

Keywords : EMG, muscle contraction , neuropathy, myopathy, electrode , analyze , diagnostic aid.

المخلص:

التخطيط الكهربائي للعضلات (EMG) هو فحص يقوم به طبيب الاعصاب لتسجيل النشاط الكهربائي (كمون العمل للوحدة المحركة) الذي يصاحب تقلص العضلات سواء مباشرة من الوحدة المحركة عن طريق لاقط كهربائي على شكل ابرة , او بواسطة لواقط كهربائية توضع على سطح الجسم.

تحليل المخطط المتحصل عليه يساعد في تحديد مركز العجز الحاصل في التقلصات العضلية: اعتلال العصب المحرك او اعتلال الليف العضلي.

في اطار هذا المشروع استخدمنا قاعدة بيانات جديدة لتحليل المخطط الكهربائي للعضلات ضمن ثلاث مجالات مختلفة: المجال الاول يتعلق بتحليل التمثيل الزمني للمخطط المجال الذي يليه يتجسد في تحليل ترددات المخطط بمساعدة تحويل فورييه ,والاخير يمثل التحليل الزمني للترددات التابعة للمخطط باستعمال تحويل فورييه على المدى القصير ,والهدف من هذه التحليلات هو استخراج العوامل التي تساعد الطبيب على التشخيص النهائي للمرض.

الكلمات المفتاحية : EMG , تقلص العضلات , اعتلال العصب المحرك , اعتلال الليف العضلي , تحليل المخطط , مساعدة التشخيص .