



جامعة أبو بكر
بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : **BABOURI Seifeddine**

**Analyse non linéaire des signaux
électromyogrammes (EMG)**

M ^{me} .	Ziani Cherif S	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M ^{me}	Meziani Fadia	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M ^r .	Djebbari A	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2020-2021

Remerciements

Remerciements Nous remercions notre créateur Allah, Grand et Miséricordieux, le tout puissant pour le courage qu'il m'a donné pour mener ce travail à terme. Je commence par exprimer ma profonde reconnaissance et mes vifs remerciements à MEZIANI.F MCA à l'université de Tlemcen, Qui m'a honorée en acceptant de diriger ce travail, pour ses encouragements, ses conseils, merci de m'avoir guidé avec patience; je vous exprime sincèrement mon respect et ma gratitude. Je tiens à remercier madame ZIANI CHERIF.S MCB à la faculté de technologie, université de Tlemcen, qui a bien voulu me faire honneur de présider le jury de ma soutenance. J'adresse également mes respectueux remerciements Mr DJEBBARI A MCA à l'université de Tlemcen; pour le fait d'accepter d'être examinateur. Mes sentiments de reconnaissance et mes remerciements aux enseignements du département de GBM. Mon Vif remerciement s'adresse également à mes enseignants et mes amis, pour leur présence chaleureuse et leur encouragement. Enfin je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la concrétisation de Ce travail, et à toute la promotion de master instrumentation biomédicale.

Dédicace :

*Je dédie ce travail à mes parentes, ma mère et mon père
Qu'ils Trouvent ici toute ma gratitude pour leur Soutien tout
au long de mes études. A mon frère unique : Issam eddine et
tous les membres de la famille qui m'ont soutenu à mon
groupe d'amis d'enfance : abdessamed maameri, Nassim
Boudrouma, Abdelmouiz Sebbar, Nassim Ali mesiad,
Oussama taabani, Hamza Laarit, Ilyes Azzoune, Ramy
Bendjamaa, Anis Sayad , Nouh Selougha et tous les autres
amis que je ne puisses citer, à mes co-équipiers en salle de
Boxe, Aux amis que j'ai rencontrés dans mon parcours
universitaire mais qui ont pu avoir une place spéciale dans
ma vie : Djadoudi Muhammed sobir, Baioui Salaheddine,
Abadi riyad, Chakib boudjellal, Farouk naimi, Bouguerne
Amir, Talal khelaifia, Badri chaabna, Bendjilleli insaf, Wafa
Bouzidi. toute la promo INSTRUMENTATION 2021. A tous ce
que j'aime.*

Introduction générale	1
-----------------------------	---

Chapitre I : Aspect médical

1 Introduction	6
2 Anatomie et structure	6
2.1 Définition	6
2.2 Les types de muscles	7
2.2.1 Muscles squelettiques	7
2.2.2 Muscles lisses	7
2.2.3 Muscles cardiaques	8
3 Les muscles squelettiques	9
3.1 Anatomie du muscle squelettique.....	9
3.2 Caractéristiques fonctionnelles.....	12
3.3 L'unité motrice	12
3.4 La contraction musculaire.....	13
3.5 Phénomène électrique de la contraction musculaire.....	14
4 Les pathologies musculaires	15
4.1 La myopathie.....	15
4.2 LA neuropathie	16
5 L'électromyographie et l'électromyogramme	17
5.1 L'électromyogramme	17
5.2 L'électromyographie	19
6 Conclusion	19

Chapitre II : Outils théoriques de traitement de signal non linéaire

1 Introduction	23
----------------------	----

2	Traitement du signal EMG	24
2.1	Un électromyogramme rectifié.....	24
2.2	Un électromyogramme normalisé en amplitude.....	24
2.3	Un électromyogramme lissé	25
2.4	Un électromyogramme moyen(ou intégré) sur un intervalle de temps.....	25
2.5	Moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps	25
3	Domaine fréquentiel	25
3.1	La Transformée de Fourier	25
4	Domaine temps-fréquence	26
4.1	Transformée de Fourier à court terme (TFCT)	26
4.2	Transformée de Wigner-Ville	27
4.3	Transformée en Ondelettes	28
5	Outils théoriques de l'analyse non-linéaire	29
5.1	Définition	29
5.2	La non-linéarité et l'analyse non-linéaire du signal électromyogramme (EMG).....	29
6	Analyse de quantification de récurrence (RQA)	28
6.1	Définition	30
6.2	Les mesures RQA	32
7	Analyse bispectrale	33
7.1	Fonctions de corrélation	33
7.2	Multi-corrélation et multi-spectres	34
7.3	Les spectres d'ordres supérieurs	34
7.4	L'analyse bi spectrale	35
8	Conclusion	37

Chapitre 3 : Application des techniques non linéaires sur le signal EMG

1	Introduction	42
2	Base de données utilisée	43
3	Analyse du signal EMG à base de la quantification de récurrence(RQA).....	44
4	Le tracé de récurrence : Récurrence plot (RP).....	45
5	Analyse quantitative du tracé de récurrence(RQA)	48
6	Traitement du signal EMG par application de l'analyse bispectrale.....	52
7	Paramètres d'analyse des signaux EMG	55
7.1	L'entropie bispectrale normalisée (Ent1)	56
8	Conclusion	59
	Conclusion générale	63

Liste des figures

Chapitre I :

Figure 1 : la structure d'un muscle	6
Figure 2 : Structure du muscle squelettique	7
Figure 3 : la structure du muscle lisse.....	8
Figure 4 : la structure du muscle cardiaque	9
Figure 5 : Anatomie du muscle squelette et de fibre musculaire.....	11
Figure 6 :L'unité motrice	13
Figure 7 : Filament d'actine et de myosine lors d'une contraction et d'une relaxation	14
Figure 8 :La décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles...	15

Chapitre II

Figure 1 :Un signal sinusoïdal et un signal aléatoire avec leurs cartes de récurrence	31
Figure 2 : la region Non-redondante (Ω) dans une analyse bispectrale	37

Chapitre III

Figure1 : Représentation temporelle des signaux Electromyogrammes.....	44
Figure2 : Tracé de récurrence du signal EMG: cas normal ..	46
Figure3 : Tracé de récurrence du signal EMG: la myopathie	47
Figure4 : Tracé de récurrence du signal EMG: la neuropathie.....	48
Figure5 :Histogrammes d'analyse non linéaire des signaux EMGs ..	51
Figure6 : (a) : la représentation temporelle du cas normal,(b) : la représentation bispectral (le contour).....	53
Figure7 : (a) : la représentation temporelle du cas myopathique,(b) : la représentation bispectral (le contour).....	54

Figure8 : (a) : la représentation temporelle du cas neuropathique ,(b) : la représentation bispectral (le contour).....	55
Figure 9 : L'emplacement de la région non-redondante dans un signal EMG normal	56
Figure10 : Histogrammes des variations : d'entropie d'ordre1, 2 et 3.....	58

Liste des tableaux :

Table I : Base de données	44
Table II : Paramètres d'analyse non linéaires du signal EMG	51
Table III : La bande fréquentielle du signal EMG	52
Table IV : Paramètres d'analyse du signal EMG	58

Abréviations :

EMG : Electromyographie

DMD : Dystrophie musculaire de Duchenne

UM : Unité motrice

PPM : potentiel de plaque motrice

PA : Potentiel d'action

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

FFT : Fast Fourier Transform (Transformé de Fourier)

TFCT : Transformée de Fourier à court terme

DSP : Densité Spectrale de Puissance

RQA : récurrence quantification analysis

RP : recurrence plot

RR : recurrence rate

LAM : laminarity

CPX : Complexity Factor

TT : Trap Time

ENT : Entropy

Introduction générale :

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 XVIIème siècle de nombreux chercheurs ont tenté d'étudier la réaction musculaire pendant la contraction. Ils ont montré que cette contraction génère un courant électrique [1 -5].

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) [6].

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 une simple auscultation 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, l'énergie, le contenu fréquentiel,etc. Parmi ces techniques de traitement du signal, on trouve : la transformée de Fourier (FFT), la transformée de Fourier à court terme (TFCT), les ondelettes... etc.

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 [7-11]. 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 [12]. La fréquence médiane et la fréquence moyenne sont considérées comme un bon témoin du contenu en fréquence du signal EMG [13].

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 [14]. Plus récemment, des outils non linéaires ont été introduits pour analyser le signal EMG, parmi eux, l'analyse de quantification de la récurrence (RQA) qui s'est avérée particulièrement prometteuse pour la détection des changements d'état musculaire et l'analyse bispectrale pour extraire des informations non linéaires.

Dans ce sens, notre idée de base est d'appliquer une analyse non linéaire sur le signal EMG. Cette analyse comme on le verra va fournir un large éventail d'information sur le signal EMG traité.

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 motrice : PAUM) qui donne naissance à notre signal. Puis une simple définition de l'appareil et de la technique utilisée pour recueillir ce fameux signal (EMG), afin détecter différentes pathologies qui peuvent toucher le corps humain (troubles neurologiques ou musculaires) sera présentée.

- Le deuxième Chapitre sera consacré sur les outils théoriques de l'analyse non linéaire.

- Le troisième chapitre met en relief l'importance de la quantification de récurrence(RQA)et l'analyse bispectrale pour l'établissement d'un certain nombre de paramètres susceptibles comme : le pourcentage de récurrence : **% Rec**, le pourcentage de déterminisme : **%DET**, le facteur de complexité :**CPX**, linemax : **LMAX**, l'entropie : **ENT**, le pourcentage de laminarité :**%LAM**, le temps de piégeage :**TT**, l'entropie normalisée: **Ent1**, l'entropie carrée: **Ent2**, l'entropie cubique: **Ent3**, le moment d'ordre 1 :**Mom1**, le

moment d'ordre 2 :**Mom2** et le moment d'ordre 3 :**Mom3**, afin de vérifier la corrélation entre le changement de la morphologie non stationnaire des signaux **EMGs** et l'évolution de sévérité pathologique.

Références :

- [1] 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.
- [2] Dumitru D,'Electrodiagnostic medicine', Hanley and Belfus Ed ,Philadelphia, 1995.
- [3] J.D.COUDE,'conception d'un électomyogramme',projet de conception en ingénierie ,Université de Québec à Chicoutimi ,Avril 2010.
- [4] Elizabeth LITCH,'Commentary on the effect of electrecity on muscular motion ',Cambridge ,1953.
- [5] S.BOUKHENOUS et al, 'conditionnement et enregistrement du signal physiologique EMG ', Biomedical engineering intrenational conference (BIOMEIC'12),Tlemcen ,Algérie ,octobre 2012.
- [6] MebarkiaKamel,"Paramétrisation des potentiels d'action d'une unite motrice détectés non-invasivement". thèse du doctorat ,université FerhatAabbas –Setif ,1-2014
- [7] O. Govrin, D. Sadeh, S. Akselrod, and S. Abboud , "Cross correlation technique forarrhythmia detection using PR and PP intervals". *Comp. Biomed. Res.*, 18, pp 37-45, 1985.
- [8] D. Thomson, "Spectrum Analysis and Harmonic Analysis". *Proc. IEEE*, 70(9), pp 1055-1096, 1982.

Chapitre I

Chapitre I : Aspect médical

1.Introduction

Le corps humain est constitué par un réseau complexe de plus de 640 muscles. Sans eux, nous ne pourrions pas vivre. Ils maintiennent notre squelette en position verticale et lui permette de bouger ; ils jouent un rôle crucial dans la circulation de notre énergie, en produisant de la chaleur et en faisant fonctionner de nombreux processus vitaux.

Dans ce chapitre, nous présenterons un aperçu général sur le système musculaire .Nous mettrons en exergue les définitions de différents types de muscles, de la contraction musculaire et l'unité motrice ainsi que les différentes pathologies musculaires et l'appareillage qui nous permet l'acquisition de signal produit.

2. Anatomie et structure

2.1. Définition

Les **muscles** [Figure 1] sont des **tissus contractiles** qui permettent la réalisation de différents gestes et notamment d'animer certaines parties du corps.

La forme des muscles peut être allongée, plate ou circulaire selon leur position dans leur corps et leur fonction [1]. Les muscles sont composés de fibres musculaires appelés les myocytes, qui se contracte lors des mouvements corporels. On dénombre 656 muscles dans le corps humain [1] . Au total cela représente près de 40 % de notre poids de corps. Mais tous ces muscles sont de nature très différente [2]

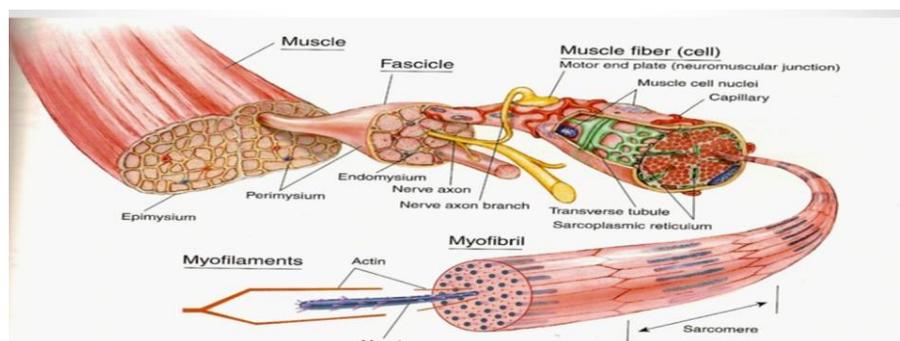


Figure 1 : la structure d'un muscle [3]

2.2. Les types de muscles

Le tissu musculaire se classe en trois types distincts : squelettique, cardiaque et lisse. Dans le corps humain, chaque type de tissu musculaire possède une structure unique ainsi qu'un rôle spécifique. Le muscle squelettique déplace les os ou d'autres structures. Le muscle cardiaque contracte le cœur afin que celui-ci pompe le sang. Le tissu musculaire lisse qui constitue des organes tels que l'estomac ou la vessie change de forme afin de faciliter les fonctions corporelles. [4]

2.2.1 Muscles squelettiques :

Les muscles squelettiques [Figure 2] se fixent aux os et les font bouger en se contractant et en se relâchant à la suite des messages volontaires émis par le système nerveux. Le tissu musculaire squelettique est composé de longues cellules portant le nom de fibres musculaires ; elles possèdent une apparence striée. Les fibres musculaires sont organisées en faisceaux alimentés par des vaisseaux sanguins et innervés par des neurones moteurs.[4]

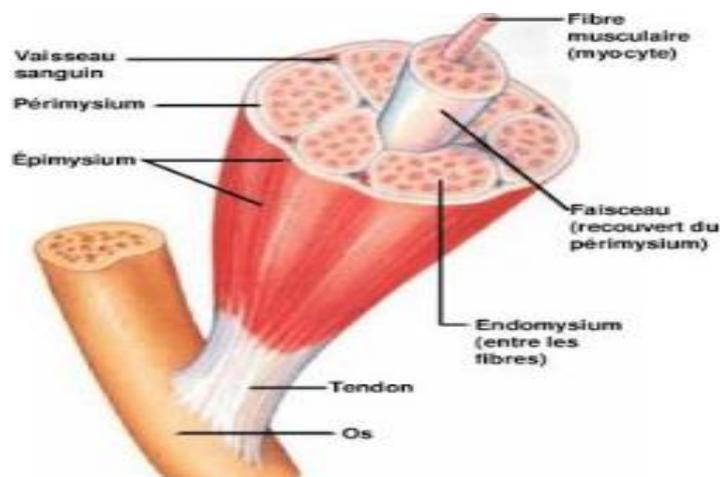


Figure 2: Structure du muscle squelettique [5]

2.2.2 Muscles lisses :

Le tissu musculaire lisse [Figure 3] se trouve dans les parois des organes creux situés dans l'ensemble du corps. Et contrairement aux muscles striés la contraction des muscles lisses ce

fait d'une manière involontaire par des imputions du système nerveux autonome et ceci d'une façon rythmée.

Les cellules des muscles lisses (léiomyocytes ou CML) sont de forme allongée, à un seul noyau et sont nettement inférieure à celles des muscles squelettiques. Dans le tissu conjonctif sous-cutané ou dans les villosités intestinales, on trouve un type isolé de muscles lisses, mais dans le cas de la tunique autour des organes creux ils sont organisés en couche mince.[4]

Le cycle de contraction/relaxation des muscles lisses requiert moins d'énergie que celui des muscles striés et peuvent donc produire une force sur une durée beaucoup plus longue.[6] Et pour encore bien illustrer le rôle des muscles lisses dans notre corps on cite quelques fonctionnalités : Tube digestif (péristaltisme), Poumons (dilatation et contraction des bronches), Vaisseaux sanguins (pression artérielle, irrigation des muscles et des organes), Pancréas (stimulation des sécrétions), Vessie (contraction et relaxation de la vessie), Muscles arrecteurs des poils («chair de poule»), Muscles constricteur et dilatateur de l'iris (réglage du diamètre de la pupille), Muscles ciliaires (accommodation dans la vision de près). [6]

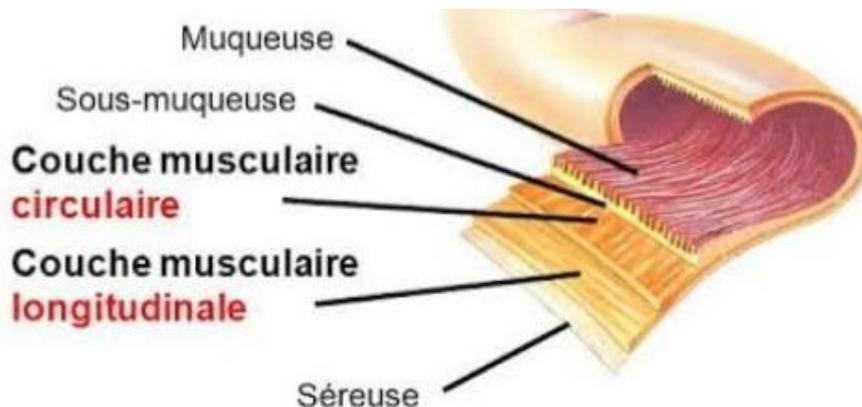


Figure 3 : la structure du muscle lisse [7]

2.2.3 Muscles cardiaques :

Le muscle cardiaque ou le myocarde [Figure 4] est un type de muscles que l'on trouve dans le cœur seulement, c'est le responsable des battements cardiaques qui sont l'origine du

pompage qui fait circuler le sang dans l'organisme. [4] Les cellules cardiaques sont appelées cardiocytes, ils ont une apparence striée (comme les muscles squelettiques) mais avec une structure générale différente, plus courte et plus épaisse, comme dans le cas des muscles lisses, les muscles cardiaques se contractent spontanément sans une intervention volontaire de notre part. [2]

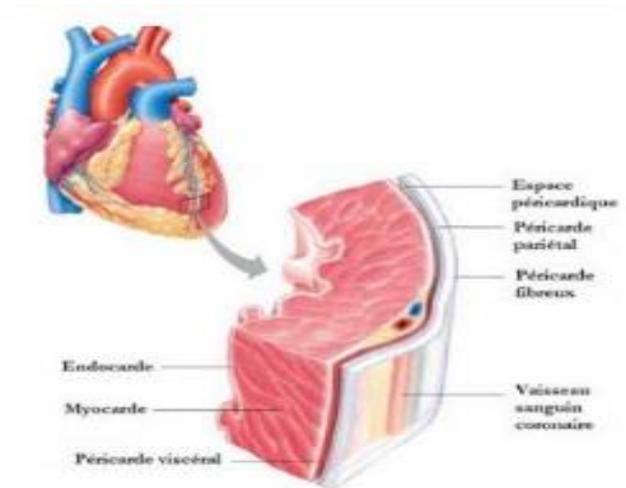


Figure 4 : la structure du muscle cardiaque [8]

3. Les muscles squelettiques

3.1. Anatomie du muscle squelettique

Les myocytes sont limités par le sarcolemme, constitué d'une membrane plasmique et d'une lame basale. Chaque fibre musculaire apparaît par fusion de plusieurs cellules musculaires [2]. Une fibre musculaire a donc plusieurs noyaux, dont le nombre dépend de l'activité musculaire. Ces noyaux, ovoïdes, sont situés en périphérie de la cellule, sous le sarcolemme. À proximité des noyaux, on trouve des vacuoles lipidiques et des vacuoles de myoglobine (qui donnent leur couleur rouge aux muscles).

Le cytoplasme (appelé sarcoplasme dans les cellules musculaires) est abondant : les myofibrilles (unités contractiles du muscle) y sont assemblées en colonnettes dites de Leydig (stries latérales lorsqu'on observe au microscope). Elles occupent 80 % du volume des

Chapitre I : Aspect médical

myocytes [2]. Comme 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, 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. [9]

Les myofibrilles présentent une striation transversale due à la présence de zones claires et de zones sombres: [Figure 5]

- ❖ La zone sombre est la bande **A** qui résulte de la condensation de molécules de myosine (environ 300 molécules de myosine par filament)
- ❖ Une zone médiane plus claire : la zone **H** (*hell* qui signifie clair en allemand), qui résulte d'un aménagement particulier de la myosine, en forme de crosse de hockey (avec une tête et une tige). Les tiges se recouvrent les unes les autres, les têtes se regroupent en hélice pour former la strie **M** (*Mittelscheibe* signifie littéralement « tranche/coupe du milieu » en allemand)
- ❖ La bande **I** (pour isotrope), divisée en 2 par la strie **Z** (*Zusammen* signifie « ensemble » en allemand, elle correspond en effet à la jonction entre deux sarcomères), est constituée par 3 autres protéines contractiles disposées en filaments fins.
- ❖ La strie **Z** sépare deux sarcomères (qui sont les unités fonctionnelles contractiles). [4]

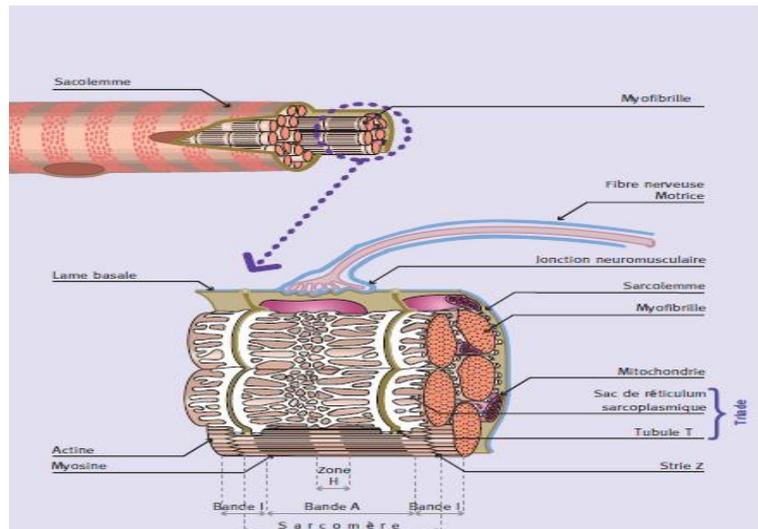


Figure 5 : Anatomie du muscle squelette et de fibre musculaire [4]

L'hétérogénéité typologique de la plupart des muscles squelettiques des vertébrés supérieurs a amené les chercheurs, et particulièrement les cliniciens, à proposer différentes classifications des fibres musculaires. Toutes les classifications utilisent soit les niveaux d'activité des enzymes du métabolisme intermédiaire, soit les propriétés de l'ATPase myofibrillaire, soit une combinaison des deux fibres [4].

Il existe de manière générale 2 types de fibres musculaires :

- Les fibres **type I** ou fibre à contraction lente : très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles donc pauvre en ATP), ils contiennent des nombreuses mitochondries, peut fatigable donc ils sont utilisables lors d'un exercice peu puissant. [9]
- Les fibres **type II** à contraction rapide il subdiviser en 2 sous types :
 - ✓ les fibres **type IIb** sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables. . [9]
 - ✓ les fibres **type IIa** sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurente. [9]

3.2. Caractéristiques fonctionnelles

- ✓ **Excitabilité** : C'est la perception du stimulus puis la réponse de la fibre musculaire par une contraction d'origine électrique : le potentiel d'action, par l'intermédiaire d'un produit de nature chimique : l'acétylcholine.
- ✓ **Contractilité** : C'est une propriété spécifique au tissu musculaire, la contraction du muscle suite à stimulus qui atteint ou dépasse le seuil de stimulation, on dit stimulus liminaire quand le stimulus est égal au seuil, et supraliminaire quand le stimulus est supérieur.
- ✓ **Élasticité** : Les muscles sont comme un amortisseur, ils ont capacité de changer de forme d'une manière élastique, c'est-à-dire se contracter, se dilater et s'étirer et puis revenir leur longueur de repos.
- ✓ **Extensibilité** : C'est la capacité à s'étendre et de se contracter, autrement dit-il à la capacité à s'allonger quand il est dans son état de repos.
- ✓ **Plasticité** : C'est la capacité du muscle à s'adapter au type de travail effectué ainsi que la quantité d'efforts après une période de temps, et ceci peut varier même avec le type d'environnement où vit la personne. [10]

3.3. L'unité motrice (UM):

L'unité motrice (UM)[**Figure 6**] est l'élément anatomique de base dont l'activité est enregistrée par l'EMG (Electromyogramme). Elle consiste en un motoneurone localisé dans la corne ventrale de la moelle épinière, son axone moteur, et l'ensemble des fibres musculaires motrices qu'il innerve : l'excitation du motoneurone entraîne la contraction de toutes les fibres de l'UM (loi du "tout ou rien") ; sur un plan global, la régulation de l'amplitude de la contraction musculaire s'effectue par le nombre de motoneurons recrutés [4].

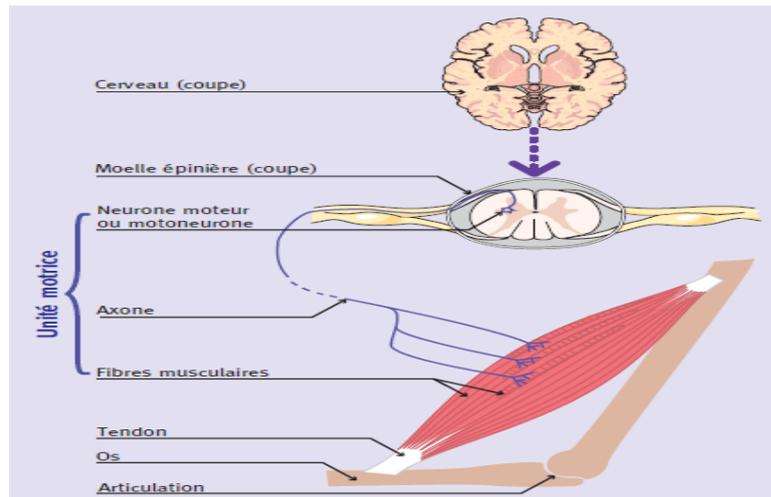


Figure 6 :L'unité motrice [4]

Les UM 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 commandent (fibre de type I : à contraction lente et plus résistantes à la fatigue, Iia : à contraction rapide, moyennement résistantes à la fatigue. Où Iib : à contraction rapide et très fatigables.)

3.4. La contraction musculaire:

La contraction musculaire résulte de la contraction coordonnée de chacune des cellules du muscle. Il existe quatre phases au cours de la contraction d'une cellule musculaire « type » : [Figure 7]

- ❖ 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.
- ❖ la relaxation qui est le retour de la cellule musculaire à l'état de *repos physiologique*.

[1]

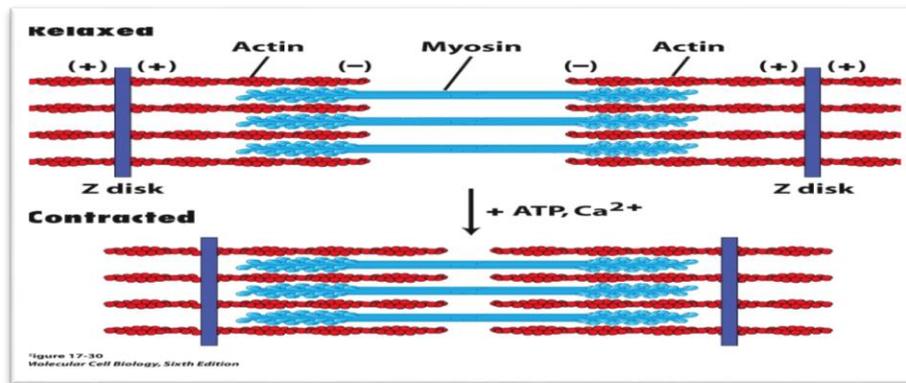


Figure 7 : Filament d'actine et de myosine lors d'une contraction et d'une relaxation [1]

3.5. Phénomène électrique de la contraction musculaire

A. Le potentiel d'action

Autrefois et encore parfois appelé influx nerveux, est un évènement court durant lequel le potentiel électrique d'une cellule (notamment les neurones, mais aussi d'autres cellules excitables telles que les cellules musculaires par exemple) augmente puis chute rapidement [1].

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 Electromyogramme (EMG) détectés par aiguilles ou par des électrodes de surface [6].

B. Le potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM)

Quand une unité motrice est activée via le α -motoneurone à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire, les fibres appartenant à cette UM sont toutes excitées ensemble et contractées. Les potentiels d'action se propageant le long des fibres créent une activité électrique qui peut être détectée aussi bien par les techniques invasive ou non invasive. Le potentiel détecté reflétant les activités de toutes les fibres est une combinaison de tous les potentiels d'action des fibres singulières (PAFS) appartenant à une même unité motrice et fournissant ainsi le potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [10]

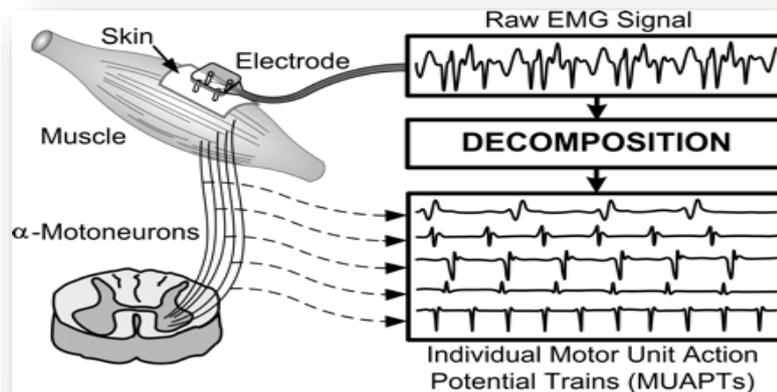


Figure 8 :La décomposition d'un signal EMG brute résulte des TPAUMs individuelles[11]

4. Les pathologies musculaires :

4.1. La myopathie :

Comme son nom l'indique la myopathie est le type de pathologie qui peut toucher un muscle, elle peut prendre plusieurs formes comme elle peut avoir plusieurs causes, comme la myopathie d'origine génétique.

La dystrophie musculaire est une forme de myopathies qui a comme conséquence la dégénérescence progressive des tissus musculaires, citons à titre d'exemple la dystrophie musculaire de Duchenne qui est liée à une anomalie dans la production du gène DMD [12].

Il ya aussi un autre type qui est plus grave et qui peut avoir des symptômes plus douloureux : les myopathies inflammatoires. Ce type de myopathies est plus rare, et cause de la faiblesse musculaire, ce qui peut changer la vie de la personne qui en souffre. Les myopathies inflammatoires comme la **polymyosite [13]** et la **dermatomyosite [14]** touchent **les muscles** squelettiques et peuvent évoluer jusqu'à atteindre un état où la masse musculaire commence à diminuer si on ne donne pas à la personne le traitement qui convient.

D'autres causes métaboliques comme la glycogénose et le déficit enzymatiques où endocriniens comme le dysfonctionnement de la glande thyroïde où encore suite à des causes médicamenteuses peuvent être à l'origine de certaines myopathies

4.2 La neuropathie :

La neuropathie regroupe les pathologies qui touchent les nerfs, d'une manière générale elle est diagnostiquée quand des nerfs périphériques sont affectés, ceux qui sont issues des racines de la moelle épinière (le système nerveux central). Il existe aussi un cas de neuropathie dites « neuropathie idiopathiques » qui est le genre de neuropathie que ça cause ne peut pas être diagnostiquée.

La nomination du type de neuropathie dépend du type de nerf ou la zone affecté, ce qui donnera un large éventail de maladies et de symptômes neuropathiques qui peuvent être proches ou différents les uns des autres :

- La neuropathie sensitive, ce manifeste quand les nerfs sensitifs sont affectés, ce qui peut causer des sensations désagréables comme les brulures des picotements ou même des chocs électriques.
- La neuropathie motrice, est causé par la présence d'un problème dans le nerf moteur ce qui peut se manifester sous la forme de faiblesse musculaire.
- On parle de neuropathie autonome quand les nerfs autonomes sont touchés [15], elle peut être provoquée par des causes comme diabète, l'amylose, les maladies auto-immunes. Et comme conséquence on s'aperçoit du changement de rythme cardiaque, des problèmes de miction est autres symptômes désagréables.
- Des cas qui peuvent aussi arriver c'est la polyneuropathie, c'est quand plusieurs nerfs sont touchés à la fois au sein d'un patient, et dans le cas inverse quand un seul nerf est touché on parle de mono-neuropathie.

La neuropathie peut avoir plusieurs causes ou éléments déclencheurs comme le **Syndrome du canal carpien** [16], qui est très répandu surtout chez les femmes provoqué par la compression du nerf médian, et qui a l'origine de douleurs intenses à la main, une blessure au coude qui peut engendrer une **paralysie** du nerf ulnaire, une compression d'un nerf dans la jambe qui peut provoquer une Paralysie des nerfs péroniers aussi un type de Paralysie qui touche les nerfs des muscles du visage connues sous le nom de la paralysie de Bell [17].

5. L'électromyographie et l'électromyogramme :

L'électromyographie (EMG) se définit comme l'art de décrire les signaux, manifestations électriques du processus d'excitation résultant de la propagation des potentiels d'action le long de la membrane des fibres musculaires. Le signal EMG est détecté au moyen d'électrodes puis est amplifié, filtré, et enfin affiché sur un écran, ou digitalisé afin de faciliter l'analyse ultérieure du signal. L'électromyographie permet de détecter et à diagnostiquer d'éventuelles anomalies neuromusculaires [10].

L'**EMG** signifie aussi bien : électromyographie (l'examen), l'électromyographe (l'appareil) et l'électromyogramme (le tracé obtenu par électromyographie).

Cet examen consiste à enregistrer l'activité d'un muscle ou d'un nerf pour déceler une éventuelle pathologie.

5.1 L'électromyogramme :

Les potentiels d'action (PAs) 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 tri-phasique et peut être poly-phasique. La forme des potentiels varie également en fonction du muscle et de l'âge (les potentiels sont plus fréquemment poly-phasiques 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 petits et nombreuses UM)
3. Amplitude normale de PAUM : est également conditionnée par la taille des unités motrices. Elle varie entre 200 microvolts à 1mV, peut atteindre 2 mV.
4. Richesse des tracés:
 - ❖ 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 :
 1. **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.
 2. **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).
 3. **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 ; et la décomposition des PAUMs à partir du signal EMG obtenue devienne plus difficile.

5.2 Electromyographie (Appareillage) :

L'électromyographe est un appareil qui lit les signaux électriques qui proviennent des muscles et des nerfs. Cet appareil permet de faire une analyse de la contraction musculaire et aussi de la conduction nerveuse du corps humain. L'électromyogramme est utilisé en médecine afin de prévenir ou encore d'indiquer la présence d'une maladie dans un muscle ou dans le système nerveux de la personne. Le fonctionnement général de l'électromyogramme est que lors d'une contraction forte d'un muscle, le signal envoyé sera plus fort que lorsque la contraction est plus faible. Les mesures obtenues par l'électromyogramme sont importantes pour des applications telles que les prothèses, les diagnostics biomécaniques ainsi que procéder à des analyses de mouvements dans différents sports [18]. 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.

6. Conclusion :

Dans ce chapitre l'anatomie du muscle a été présenté ainsi que son fonctionnement, les différentes pathologies, sans oublier le signal électromyogramme et ses différentes caractéristiques.

Pour cela, le traitement numérique du signal EMG se révèle très important. Les différentes données extraites nécessitent un outil puissant basé sur les techniques du traitement du signal.

L'analyse non linéaire est la technique de base sur laquelle notre travail sera fondé.

Références :

- [1] : journal des femmes. Problèmes et maladies : Les muscles lisses Disponible sur :<https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2550690-muscle-liste-fonctions-maladies/>
- [2] : Allo docteurs. : combien y-a-t-il de muscles dans le corps Disponible sur https://www.allodocteurs.fr/maladies/muscles/combien-y-a-t-il-de-muscles-dans-le-corps-humain_2074.html
- [3] : Tout sur la sarcopénie Disponible sur <https://www.toutsurlasarcopenie.fr/muscle/>
- [4] : MAIZI I., MEBREK A. Conception d'une interface graphique pour une étude statistique du signal électromyogramme (EMG). [en ligne] Signaux et Images en Médecine. Tlemcen : faculté de technologie, 2016, 85 P. Format PDF : Disponible sur : <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10737/1/Ms.EBM.Mebrek%2bMaizi.pdf>
- [5] : M, Benoussaad . Protocole d'identification sous FES et synthèse des séquences de stimulation chez le blessé médullaire. Ecole Nationale d'ingénieur de Tarbes 2009, 172P
- [6] : futurasciences.com : **muscles lisses** Disponible sur <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/corps-humain-muscle-lisse-6675/>
- [7] : A, Ferran. Motricité digestive notions de base, Ecole nationale vétérinaire de Toulouse. 2015, 31 P
- [8] : Naturolistique.fr Le tissu du myocarde, Tissu musculaire cardiaque. Disponible sur : <https://naturolistique.fr/le-tissu-du-myocarde/>
- [9] : institut myologie. Connaissances sur les muscles : La myopathie Disponible sur <https://www.institut-myologie.org/enseignement/connaissances-sur-le-muscle/>
- [10] : afmtelethon.fr : Le muscle squelettique Disponible sur https://www.afm-telethon.fr/sites/default/files/le_muscle_squelettique_0306.pdf
- [11] : De luca, carlo j., Alexander Adam., Robert Wotiz, I., Donald Gilmore, and S. Hamid Nawab. Decomposition of EMG signals. J neurophysiol 96: 1646-1657, 2006.
- [12] : insem.fr : La myopathie de Duchenne Disponible sur <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/myopathie-de-duchenne#>
- [13] : Passeportsanté.net : polymyosite. Disponible sur https://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=polymyosite_pm#
- [14] : sante-sur-le-net.com : dermatomyosite définition et symptômes : Disponible sur <https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/dermatologie/dermatomyosite-definition-symptomes/>

Chapitre I : Aspect médical

[15] : msdmanuals.com : neuropathies autonomes. Disponible

sur <https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-du-cerveau,-de-la-moelle-%C3%A9pini%C3%A8re-et-des-nerfs/troubles-du-syst%C3%A8me-nerveux-autonome/neuropathies-autonomes>

[16] : ameli.fr : syndrome du canal carpien. Disponible

sur <https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/syndrome-canal-carprien/comprendre-syndrome-canal-carprien#>

[17] : msdmanuals.com : paralysie faciale de bel. Disponible

sur <https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-du-cerveau,-de-la-moelle-%C3%A9pini%C3%A8re-et-des-nerfs/maladies-des-nerfs-cr%C3%A2niens/paralysie-faciale-de-bell>

[18] : visiblebody.com. Muscular types. Disponible

sur <https://www.visiblebody.com/fr/learn/muscular/muscle-types>.

Chapitre II

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse non Linéaire du signal EMG.

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 afin d'extraire l'information recherchée.

L'électromyographie comme étant une technique médicale, fondée sur l'enregistrement, 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 présente un comportement complexe avec des propriétés dynamiques non linéaires.

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 modernes de traitement du signal.

Les méthodes classiques malgré qu'elles soient utiles dans le traitement et l'analyse du signal EMG, présentent plusieurs limites pour caractériser complètement la variabilité des cas pathologiques, sachant que la plupart des processus physiologiques ne sont pas linéaires.

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

2. Traitement du signal EMG

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. Parmi les techniques de traitement des signaux électromyogrammes (EMGs) les plus anciennes et qui ont été largement utilisées pour faciliter son analyse et extraire les paramètres pertinents, dans le domaine temporel, le domaine fréquentiel et le domaine spectro-temporel on trouve :

2.1 Un électromyogramme rectifié

Les valeurs du signal EMG sont soit positives, soit négatives, et il est difficile de juger si le potentiel d'action s'approche ou s'éloigne de l'électrode. Pour bien quantifier toutes les phases positives et négatives, le signal EMG est rectifié en prenant sa valeur absolue [1]

2.2 Un électromyogramme normalisé en amplitude

L'amplitude du signal EMG varie en fonction du placement de l'électrode et de la conductivité de la peau, variable d'un sujet à l'autre. Pour pouvoir comparer l'activité de l'EMG de différents sujets dans différentes conditions de recueil, on normalise généralement l'EMG, par exemple en le divisant par l'amplitude maximale obtenue lors de contraction maximale volontaire. On obtient ainsi un EMG normalisé en amplitude [1]

2.3 Un électromyogramme lissé

Pour diminuer la variance et le bruit haute fréquence du signal EMG rectifié (bruit de digitalisation, d'échantillonnage, intrinsèque), ce signal est lissé par un filtre passe bas ou une

moyenne glissante. Cet outil peut permettre d'obtenir par exemple une meilleure détection du début et de la fin d'une bouffée[1].

2.4 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. Ces deux paramètres peuvent diminuer la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires [1]

2.5. Moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps (Root Mean Square, RMS) :

La plupart du temps, le signal EMG est quantifié dans le domaine temporel au moyen de sa moyenne quadratique (RootMean Square, RMS), qui représente l'amplitude du signal EMG sur un intervalle de temps donné [1]:

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

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

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 [2].

3. Domaine fréquentiel

3.1 La transformée de Fourier

La transformée de Fourier (TF) est un outil classique de traitement du signal. En analysant le contenu spectral du signal, cette technique permet de dévoiler et de représenter dans le domaine fréquentiel des caractéristiques (répartition de l'énergie en fonction des fréquences)

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse non linéaire

que la simple représentation temporelle ne permet pas de percevoir. Son expression mathématique est la suivante

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (2)$$

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

A partir de cette représentation fréquentielle par application de la transformée de Fourier (**TF**), deux indicateurs fréquentiels sont souvent dérivés sont : la fréquence moyenne (**FM**) et la fréquence médiane (**FMD**), exprimés par les formules suivantes [4]:

$$FM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df} \quad (3)$$

$$\int_0^{FMD} P(f)df = \int_{FMD}^{+\infty} P(f)df \quad (4)$$

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

Ces deux paramètres (FM et FMD) ont été largement utilisés dans l'analyse des signaux EMGs, leur évolution montre une bonne corrélation avec la variation du degré de sévérité pathologique. Malgré cela elle reste incapable de localiser la présence ou l'évolution d'une composante fréquentielle dans le temps. De ce fait, la transformée de Fourier n'est utile que dans le cas d'un signal stationnaire parce que les propriétés statistiques d'un tel signal restent constantes par rapport au temps.

4. Domaine temps-fréquence

4.1 Transformée de Fourier à court terme (TFCT)

La Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT) est la plus simple des transformées temps-fréquence. L'utilisation de la TFCT [3] contourne les limites de la TF pour des signaux

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse non linéaire

non-stationnaires en définissant un intervalle de temps (où le signal est stationnaire localement) sur laquelle la transformée du Fourier est appliquée.

La taille de l'intervalle analysé est fixée par une fenêtre $w(t)$, où $w(t)=0$ quand $t<0$ et $t>L$ (L largeur de la fenêtre), et $w(t)$ est différent de zéro pour $0 \leq t < L$. La transformée de Fourier à court terme est donc obtenue par l'équation suivante :

$$X(f, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) * \omega(t - b) * e^{-i2\pi ft} dt \quad (5)$$

où b est le décalage et ω la fenêtre glissante.

Du fait de la durée de cet intervalle, il est donc impossible avec la TFCT de fournir une information instantanée. L'utilisation de la TFCT présente également des restrictions dues à la résolution temps-fréquence. Il a été constaté que la largeur minimale de fenêtre permise pour obtenir encore une résolution correcte en fréquence, est approximativement de 250ms pour un signal EMG [5][6]. Ce résultat est un compromis entre les résolutions fréquentielles et temporelles.

4.2 Transformée de Wigner-Ville

Par définition c'est une distribution d'énergie dans le plan temps-fréquences. Elle permet de s'affranchir du compromis entre les résolutions en temps et en fréquence. Elle est optimale pour analyser des signaux constitués d'une composante simple. Cependant, elle est moins adaptée aux signaux comportant plusieurs composantes fréquentielles, puisque la bilinéarité de la transformée induit la présence de termes d'interférences [7]. Des études ont été menées afin d'essayer de réduire les termes d'interférence en développant des noyaux spécifiques [8]. 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 [9]. Par contre, comme il n'y a pas de moyenne pour réduire la variabilité dans l'évaluation, l'erreur d'évaluation devient problématique.

4.3 Transformée en Ondelettes

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) [9]:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad \text{Avec } b \in \mathbb{R} \text{ et } a > 0 \quad (6)$$

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.

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. 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»: compresser les

ondelettes accroît le grossissement de ce microscope, pour révéler les détails de plus en plus fins.

Les signaux d'électromyogrammes (EMGs) sont largement utilisés pour diagnostiquer les pathologies musculaires. En raison de **la nature non linéaire** et dynamique de ces signaux, il est difficile de déchiffrer efficacement les changements subtils de ces signaux par inspection visuelle et en utilisant des techniques linéaires. Par conséquent, des méthodes non linéaires sont en cours de recherche pour analyser les signaux EMG. [10]

5. Outils théoriques de l'analyse non-linéaire :

5.1 Définition

La non-linéarité est la particularité, en mathématiques, de systèmes dont le comportement n'est pas linéaire, c'est-à-dire soit ne satisfaisant pas le principe de superposition, soit dont la sortie n'est pas proportionnelle à l'entrée.[11]

La non-linéarité est considérée comme étant la caractéristique des systèmes dynamiques complexes [12].

5.2 La non-linéarité et l'analyse non-linéaire du signal électromyogramme : état de l'art

La non-linéarité est l'évaluation de la dynamique non linéaire des signaux physiologiques. elle présente une clé importante pour quantifier et éventuellement comprendre les systèmes évoluant dans le temps [13][14] . La littérature sur l'étude de l'application de la théorie de la dynamique non linéaire à l'analyse des signaux physiologiques montre que des approches non linéaires ont été utilisées pour l'analyse de la fréquence cardiaque, de l'activité nerveuse, du débit sanguin rénal, de la pression artérielle, de l'EEG, des signaux respiratoires [15][16] et des signaux électromyogrammes(EMGs) [17][18][19].

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse non linéaire

Les techniques non linéaires ont retenu l'attention dans le domaine de traitement des signaux EMGs[20][21]. Considérant le muscle comme un système dynamique, Webber et Zbilut (1994)[22] ont utilisé l'analyse de quantification de récurrence (RQA) pour détecter ses changements d'état, ainsi que l'analyse bispectral qui a été utilisé dans l'analyse des activités agressives et normales.[23]

6. Analyse de quantification de récurrence (RQA)

La méthode de quantification de récurrence (**RQA**) est un outil d'analyse de séries temporelles non stationnaires, elle est applicable sur des séries linéaires ou non-linéaires [18].

Elle a été introduite initialement pour quantifier la régularité des systèmes dynamiques [24] et elle a été utilisée dans plusieurs domaines, surtout dans les domaines des signaux physiologiques et biomédicaux, parmi lesquels, l'étude de la variabilité cardiaque [25], application à l'électroencéphalographie [26], application sur les signaux EMGs [27], évaluation de degré de sévérité des souffles cardiaques chez les chiens [28].

Pour le traitement des signaux EMGs, Merletti .R [29]; Farina .D [30] ont montré que la méthode de quantification de récurrence (**RQA**) est indispensable pour évaluer la fatigue musculaire. Webber Jr CL.[22] , a aussi indiqué que des changements subtils de l'EMG de surface liée à l'état musculaire peuvent être détectés par le pourcentage de déterminisme (% Det) et le pourcentage de récurrence (% Rec) dérivé de l'RQA. La méthode RQA s'est avéré posséder une sensibilité élevée aux changements liés à la fatigue dans le signal EMG, lorsqu'elle est appliquée à des études expérimentales. [17][18][20][22].

6.1. Définition

Les techniques d'analyse par récurrence ont pu faire une grande émergence ces dernières années pour étudier les systèmes complexes qui ne peuvent pas être étudiés convenablement

par les méthodes classiques, et ceci était surtout applicable avec le développement informatique.[31]

L'analyse par récurrence est une méthode quantitative de traitement de données qui consiste à faire une étude par récurrence (RQA) sur un tracé de récurrence (récurrence plot) afin d'extraire les paramètres pertinents qui décrivent le comportement de notre signal.

Dans un premier temps, la méthode RQA consiste à calculer la matrice des distances, qui est une matrice carrée de taille $N \times N$, où un point (i,j) représente la distance entre les deux états $y(i)$ et $y(j)$ ($\|y(i)-y(j)\|$). La carte de récurrence [exemple de la Figure 1] est obtenue en appliquant sur la matrice des distances, un seuil qui va déterminer si deux états sont assez proches et peuvent être considérés comme récurrent ou non. La carte de récurrence (CR) est construite de la façon suivante :

$$CR(i,j) = \Theta(\varepsilon - \|y(i) - y(j)\|) \quad (7)$$

Avec ε est le seuil choisi, il est fixé à 0.1 dans cet étude, Θ est la fonction de Heaviside où CR est égal à 0 si $\varepsilon - \|y(i) - y(j)\| < 0$ et 1 si non, où $\| \cdot \|$ est la distance euclidienne.

Exemple :

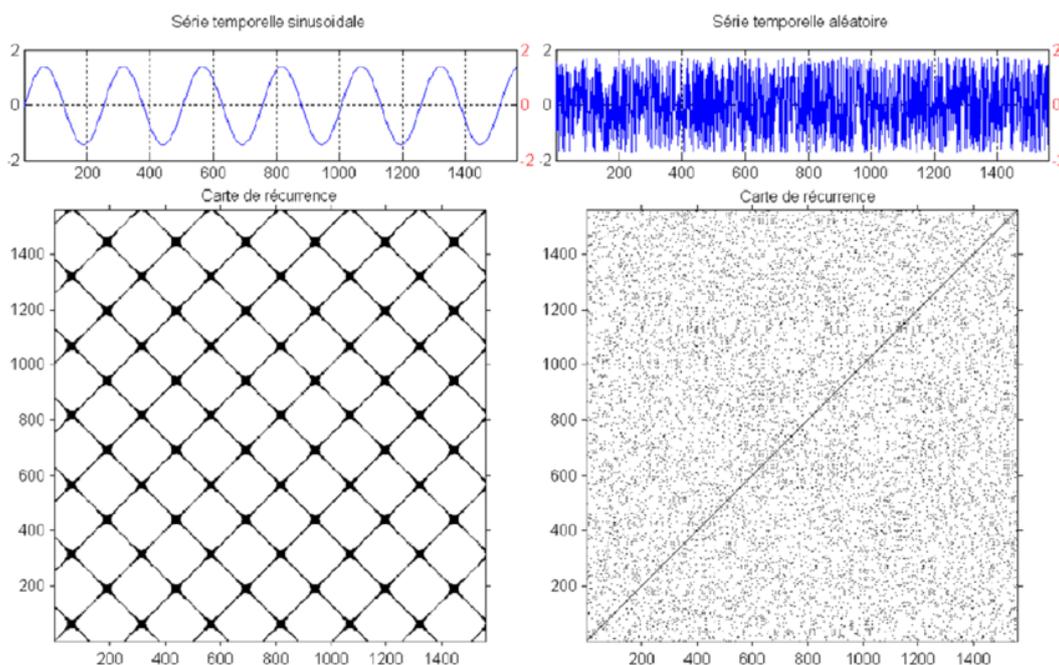


Figure 1 : Un signal sinusoïdal et un signal aléatoire avec leurs cartes de récurrence

6.2. Les mesures RQA :

Les cartes obtenues, sont souvent difficiles à interpréter visuellement, pour cela une quantification de la carte de récurrence est nécessaire. Les mesures RQA les plus connus sont les suivantes [14], [32]:

- Le pourcentage de Récurrence (*%Rec, Récurrence rate*) : c'est le pourcentage des pixels activés dans la carte de récurrence.

$$RR = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j}^N Ri, j \quad (8)$$

Avec N est le nombre de points dans un trajectoire de phase

- Le pourcentage de Déterminisme (*%Det, Déterminisme*) : c'est le pourcentage de points récurrent qui forment des lignes parallèles à la diagonale centrale.

$$DET = \frac{\sum_{l=1}^N \min lp(l)}{\sum_{l=1}^N lp(l)} \quad (9)$$

Le % DET est lié à la prédictibilité du système [32] ; si le système est déterministe, les diagonales sont plus nombreuses et il y a un peu des points récurrents isolés [27].

- Le facteur de complexité qui dérive du DET où des hautes valeurs de CPX indiquent que le signal vient d'un système fortement chaotique avec une complexité élevée.

$$CPX : - 20 \log_{10} DET(10)$$

- La longueur de la plus longue ligne parallèle à la diagonale (*Lmax*) : *Lmax* est inversement proportionnel à l'exposant de Lyapunov, qui décrit la vitesse de divergence du système dynamique.

- Entropie de Shannon : ce paramètre mesure l'entropie de Shannon de la distribution des lignes parallèles à la diagonale.

- Pourcentage de laminarité : **%LAM** : **%LAM** est analogue à **%DET**, il mesure le pourcentage de points récurrents comprenant des structures de lignes.

- Temps de piégeage : **TT**, est la longueur moyenne des structures de lignes verticales.

7. L'analyse bispectral :

L'analyse spectrale (FFT) et spectro-temporel (TFCT et TO) sont des outils indispensables dans l'analyse et traitement des signaux biomédicaux, mais à cause de la nature de certains signaux biomédicaux (comme l'EMG) marqués par la non stationnarité, ces signaux peuvent contenir des indicateurs ou des avertissements sur certaines maladies et qui peut être présent à tout moment ou se produire de façon aléatoire dans l'échelle du temps [33]. Ce qui demande de voir au-delà des informations de fréquence ou du temps seulement, et de passer vers la présence des relations de phase dans les signaux traités. Les statistiques d'ordre supérieur SOS (ou HOS : Higher Order Statistics) sont les seuls outils qui permettent d'accéder à ces informations reliées à la phase. La première application des statistiques d'ordre supérieur dans le traitement du signal était dans les années 1970. ou ils vécurent une émergence dans divers domaines de traitement du signal et d'analyse des signaux biomédicaux (EEG [34][35], PCG, ECG[36]), l'optique et la biomédecine[36].

Avant qu'on entame l'explication des statistiques d'ordres supérieurs on passe d'abord par la définition de quelques notions essentielles.

7.1. Fonctions de corrélation :

Une fonction de corrélation est une fonction qui permet de mesurer le degré de la dépendance ou l'indépendance entre deux signaux différents en fonction du temps de retard (τ), car ce dernier reflète la relation causale entre les deux signaux. Une fonction de corrélation est donnée par la relation suivante[37] :

$$C_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y^*(t + \tau) dt \quad (11)$$

Si $x(t)=y(t)$ (c.à.d. la corrélation dans le même signal) la fonction de corrélation devient une fonction d'autocorrélation et l'équation sera présentée comme ceci :

$$C_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x^*(t + \tau) dt \quad (12)$$

7.2 Multi-corrélation et multi-spectres

Les multi-corrélations sont définies par des cumulants à un ordre supérieur à 2 (notons que la corrélation classique définie à partir du cumulant d'ordre 2.[35]).

Pour un signal aléatoire $x(t)$ à valeurs réelles, la multi-corrélation d'ordre $(p-1)$ de $x(t)$ est le cumulant d'ordre p des valeurs (variables aléatoires) du signal $x(t)$ aux instants [35] :

$$C_{p-1}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{p-1}) = cum_p[x(t), x(t + \tau_1), x(t + \tau_2), \dots, x(t + \tau_{p-1})] \quad (13)$$

Par exemple :

$$\text{pour } p=2 \quad C_1(\tau_1) = cum_2[x(t), x(t + \tau_1)] C_1(\tau_1) \rightarrow \text{La bicorrélation} \quad (14)$$

$$\text{pour } p=3 \quad C_3(\tau_1, \tau_2) = cum_3[x(t), x(t + \tau_1), x(t + \tau_2)] \rightarrow \text{La tricorrélation} \quad (15)$$

Les multi-spectres sont la version fréquentielle des multi-corrélations (c.à.d. les multi-spectres représentent la transformée de Fourier des multi-corrélations).

7.2. Les spectres d'ordres supérieurs

Les spectres d'ordre supérieurs (les polyspectres) sont des représentations spectrales de statistiques d'ordre supérieur, c.à.d. les moments et les cumulants du troisième ordre et au-delà [33] (ou bien comme il est déjà cité précédemment sont la transformée de Fourier des fonctions multi-corrélations). Ou ces derniers fournissent des informations sur les processus aléatoires qui ne sont pas contenues dans le spectre de puissance ordinaire, telles que le degré de non-linéarité et les écarts par rapport à la normalité [38].

Les HOS sont basées sur des moyennes sur les produits de 3 échantillons ou plus du signal traité, ce qui permet de évaluer les dépendances non linéaires entre plusieurs composantes du spectre. En supposant des signaux moyens nuls les moments d'ordre supérieur et leurs cumulants correspondants sont donnés par les équations suivantes [34] :

$$m_s^{(1)} = C_s^{(1)} = E\{s(t)\} = 0 \quad (16)$$

$$m_s^{(2)}(\tau) = C_s^{(2)}(\tau) = E\{s(t)s(t+\tau)\} \quad (17)$$

$$m_s^{(3)}(\tau_1, \tau_2) = C_s^{(3)}(\tau_1, \tau_2) = E\{s(t)s(t+\tau_1)s(t+\tau_2)\} \quad (18)$$

$$m_s^{(4)}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = C_s^{(4)}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = E\{s(t)s(t+\tau_1)s(t+\tau_2)s(t+\tau_3)\} \quad (19)$$

Où : $s(t)$ est le signal d'entrée.

$m_s^{(n)}(\tau)$ représente le moment d'ordre 'n'.

$C_s^{(n)}(\tau)$ représente le cumulants d'ordre 'n'.

$E\{\}$ représente l'opérateur d'espérance mathématique.

Si le signal est gaussien, il est décrit par les statistiques d'ordre 1 et 2, les autres statistiques (au-delà du deuxième ordre) sont égaux à 0, cependant s'il n'est pas gaussien, les cumulants représentent des corrélations d'ordre supérieur [39]. A ce titre on a des cas particuliers dans les cumulants qui sont : $C_s^{(2)}(0)$, $C_s^{(3)}(0,0)$ et $C_s^{(4)}(0,0,0)$ et qui représentent respectivement : **la variance**, **l'asymétrie** et **la kurtosis** du $s(t)$.

Les polyspectres sont des transformée de Fourier des cumulants donnés par les relations suivantes [34] :

$$C_s^{(2)}(f) = FT[C_s^{(2)}(T_1)] \quad (20)$$

$$C_s^{(3)}(f_1, f_2) = FT[C_s^{(3)}(T_1, T_2)] \quad (21)$$

$$C_s^{(4)}(f_1, f_2, f_3) = FT[C_s^{(4)}(T_1, T_2, T_3)] \quad (22)$$

Ou, l'équation (20),(21) et (22) représentent respectivement **le spectre de puissance**, **le bispectre** et **la trispectre**.

7.4. Analyse bispectrale

L'analyse bispectrale est une méthode d'étude spectrale d'ordre supérieure. Les techniques d'ordre supérieurs ont été appliqués pour la première fois dans les années 70 . Elles ont vécu une émergence dans divers domaines, Economiques, psychologiques, sociologiques...etc.

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse non linéaire

Dans le domaine médical l'utilisation des spectres d'ordre supérieurs ont prouvé leurs efficacités vu la non stationnarité des signaux biomédicaux.

Le bispectre est la transformée de Fourier du troisième cumulant, qui est défini par l'équation suivante :

$$|B(f_1, f_2)| = E[X(f_1)X(f_2)X^*(f_1 + f_2)] \quad (23)$$

Avec $X(f)$ est la transformée de Fourier du signal analysée.

$X^*(f)$ est le conjugué de $X(f)$

$E[.]$ est l'opérateur d'espérance mathématique.

D'après l'équation (23) on trouve que le bispectre est une fonction à deux fréquences variables, contrairement au spectre de puissance qui possède une fonction à une seule fréquence variable [40]. Il représente aussi le produit de trois composantes fréquentielles ou une fréquence est égale à la somme des 2 autres fréquences [34]. Citons quelques caractéristiques et propriétés de l'analyse bispectrale :

- A cause des propriétés de la symétrie du bispectre (la fonction de corrélation est une fonction paire donc sa TF donne une symétrie de spectre (le spectre se répète deux fois) et sachant que le bispectre représente la TF de la fonction de tricorrélation, donc il va se répéter quatre fois [35] périodiquement au-delà de la fréquence de Nyquist), seule une région triangulaire de l'espace bispectral (autour $f_2 \geq 0; f_1 \geq f_2$ et $f_1 + f_2 = 0.5$) [41], doit être analysé (appelé région non redondante) [35].

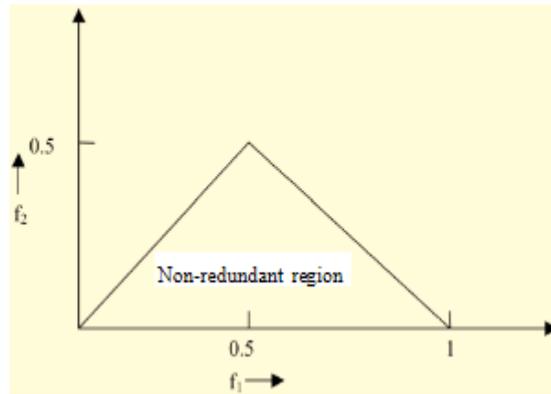


Figure2: la region Non-redondante (Ω) dans une analyse bispectrale. [35]

- Outre sa capacité à détecter les couplages de phase, le bispectre est nul pour les signaux gaussiens et qu'il est constant pour les signaux linéaires, des propriétés qui peuvent être utilisées comme statistique de test pour savoir si un signal est gaussien ou linéaire [41]. Donc le bispectre prend une valeur non nulle sauf s'il existe une contribution aux fréquences $f_1 + f_2$, en raison de l'interaction quadratique entre les fréquences f_1 et f_2 [41] (on dit que deux fréquences sont en phase quadratique couplées lorsqu'il existe une troisième composante fréquentielle dont la fréquence et la phase sont la somme des fréquences et des phases des 2 premiers composants [42]).

8. Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les différentes techniques qui peuvent être apportées comme un contenu informationnel très important dans le traitement du signal EMG.

Une étude sur les différentes méthodes d'analyse a été faite, en particulier la transformée de Fourier (FFT) et la transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFC), la transformée de Weigner Ville et le traitement par ondelettes, on a aussi pu présenter les techniques non linéaires comme l'analyse par quantification de récurrence ainsi que l'analyse bispectrale qui vont être des outils de base pour le prochain chapitre.

Références

- [1] H. Cao , Modalisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire.
- [2] Merletti R, and De Luca CJ. New techniques in surface electromyography. In: Computer-aided Electromyography and Expert systems, Desmedt JE (Ed), Elsevier, Amsterdam, pp.115–124, 1989
- [3] Djaber Zohra & Lahbarech Nachoua , la réalisation d'une plateforme dédiée au traitement du signal électromyogramme en télémédecine. Memoire de Master Genie Biomedical option telemedicine: 2017
- [4] Kaplanis PA, Pattichis CS, Hadjileontiadis LJ, and Roberts VC. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 157-171, 2009
- [5] Merletti R, Knaflitz M, and DeLuca CJ. Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng* 19: 293-340, 1992
- [6] Potvin JR, Bent LR., A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *J Electromyogr Kinesiol*. 1997 Jun;7(2):131-9. doi: 10.1016/s1050-6411(96)00025-9
- [7] Cohen L. Time-frequency analysis, Prentice-Hall Ed, New Jersey, 1995.
- [8] Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, and De Luca CJ. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng* 48: 745-753, 2001.
- [9] Merletti R, and Parker PA. 'Electromyography: physiology, engineering, and non invasive applications'. IEEE/John Wiley & Sons Ed, Hoboken, NJ, 2004.
- [10] Dario Farina, Luigi Fattorini, Francesco Felici, and Giancarlo Filligoi Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization, <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00314.2002>
- [11] site web: <https://fr.wikipedia.org/wiki/Non-linarité>.
- [12] Elbert T, Ray WJ, Kowalik ZJ, Skinner JE, Graf KE, Birbaumer N. Chaos and physiology: deterministic chaos in excitable cell assemblies. *Physiol Rev* 1994;74(1):1–47.
- [13] Goldberger AL, Amaral LAN, Hausdorff JM, Ivanov P, Peng CK, Stanley HE. Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proc Natl Acad Sci USA* 2002;99(Suppl. 1):2466–72.
- [14] Webber Jr CL, Zbilut JP. Dynamical assessment of physiological systems and states

using recurrence plot strategies. *J Appl Physiol* 1994;76(2):965–73.

[15] Stein KM, Lippman N, Kligfield P: **Fractal rhythms of the heart.***Journal of Electrocardiology* 1992, **24**: 72–76.

[16] Hoyer D, Schmidt K, Bauer R, Zwiener U, Kohler M, Luthke B, Eiselt M:**Nonlinear analysis of heart rate and respiratory dynamics.***IEEE Engineering*

[17]Filligoi G, Felici F. Detection of hidden rhythms in surface EMG signals with a non-linear time-series tool. *Med Eng Phys* 1999;21(6–7):439–48.

[18] Ikegawa S, Shinohara M, Fukunaga T, Zbilut JP, Webber Jr CL. Nonlinear time-course of lumbar muscle fatigue using recurrence quantifications. *Biol Cybern* 2000;82(5):373–82.

[19] Lei M, Wang Z, Feng Z. Detecting nonlinearity of action surfaceEMG signal. *Phys Lett A* 2001;290(5–6):297–303.

[20]Felici F, Rosponi A, Sbriccoli P, Filligoi GC, Fattorini L, Marchetti M. Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters. *Eur J Appl Physiol* 2001;84(4):337–42.

[21]Farina D, Fattorini L, Felici F, Filligoi G. Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *J Appl Physiol* 2002;93(5):1753–63.

[22]Webber Jr CL, Schmidt MA, Walsh JM. Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools. *J Appl Physiol* 1995;78(3):814–22.

[23]Necmettin S, Analysis of EMG Signals in Aggressive and Normal Activities by Using Higher-Order Spectra ,*The Scientific World Journal*, 2012(2012),

[24]Eckmann JP, Kamphorst SO, Ruelle D. Recurrence plots of dynamical systems. *Europhys Lett* 1987;4:973–7.

[25] Marwan N, Wessel N, Meyerfeldt U, Schirdewan A, Kurths J. Recurrence-plot-based measures of complexity and their application to heart-rate-variabilitydata. *Phys Rev E* 2002;66(2 Pt 2):026702.

[26] Carrubba S., Frilot C., Chesson A. L. & Marino A. A. (2007). Nonlinear EEG activation evoked by low-strength low-frequency magnetic fields. *Neurosci Lett* 417(2):212-6.

[27]Morana, C., S. Ramdani, S. Perrey et A. Varray. Recurrence quantification analysis of surface electromyographic signal: sensitivity to potentiation and neuromuscular fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, doi:10.1016/j.jneumeth.2008.09.023.

[28]Ahlstrom C., NonLinear Phonocardiographic Signal Processing thesis, Linköping University, SE-581 85 Linköping, Sweden, April 2008.

Chapitre II : Outils théoriques de l'analyse non linéaire

- [29] Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* 1990;69(5): 1810–20.
- [30] Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 2004;96(4):1486–95.
- [31] A. Moukadem, Ph.D thesis, “Segmentation et classification des signaux non-stationnaires. Application au traitement des sons cardiaques et à l'aide au diagnostic.”, UHA, Mulhouse, France, 2011, pp119.
- [32] Marwan N, Romano MC, Thiel M, Kurths J. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Phys Rep* 2007;438(5–6):237–329.
- [33]: Christer Ahlström, *Processing of the Phonocardiographic Signal –Methods for the Intelligent Stethoscope*, Linköpings university, 2006.
- [34]: Seyed Alireza Khoshenevis et Ravi Sankar, *Applications of Higher Order Statistics in Electroencephalography Signal Processing: A Comprehensive Survey*, IEEE Xplore ,page(s) 169 - 183, 2019.
- [35]: ABDELOUAHED Saadia et BOURDJI Fatima, *La DÉTECTION PRÉCOCE D'ÉPILEPSIE*, thèse master, 2016.
- [36]: CHUA KUANG CHUA, *Analysis of cardiac and epileptic signals using higher order spectra*, these doctorat, 2010.
- [37]: J.-F. BERCHER ,*SIGNAUX ALÉATOIRES*, École Supérieure d'Ingénieurs en Électrotechnique et Électronique, 2001.
- [38]: Amir Mohammad Amiri, Giuliano Armano, *Heart Sound Analysis for Diagnosis of Heart Diseases in Newborns*, 2013.
- [39]: Christer Ahlstrom, *Nonlinear Phonocardiographic Signal Processing*, Linkoping University, Thèse de doctorat, April 2008.
- [40]: Dinesh Kumar, Rajendrasinh Jadeja & Sarang Pande, *Wavelet bispectrum-based nonlinear features for cardiac murmur identification*, 2018.
- [41]: D. R. BRILLINGER, *Time Series, Data Analysis and Theory*, Holden-Day, 1981.
- [42]: LAMRAOUI HASNA, *Caractérisation du signal phonocardiogramme*, thèse magister, 2016.

Chapitre III

Chapitre III : Analyse Non Linéaire du Signal Electromyogramme(EMG)

1. Introduction :

Un signal biomédical désigne un signal électrique collectif acquis à partir de tout organe qui représente une variable physique d'intérêt. Ce signal est normalement une fonction du temps et peut être décrit en termes d'amplitude, de fréquence et de phase.

Le signal EMG est un signal biomédical qui mesure les courants électriques générés dans les muscles lors de sa contraction représentant les activités neuromusculaires. Le système nerveux contrôle toujours l'activité musculaire (contraction/relaxation). Par conséquent, le signal EMG est un signal compliqué, qui est contrôlé par le système nerveux et dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles.

La détection des signaux EMG avec des méthodologies puissantes et avancées devient une exigence très importante en génie biomédical. La principale raison de l'intérêt pour l'analyse du signal EMG réside dans le diagnostic clinique et les applications biomédicales.

Avant de procéder à n'importe quelle application d'analyse numérique, 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 avec laquelle sont générés, à partir de la détection (électrodes à aiguille ou les électrodes de surface), puis l'enregistrement jusqu'à le traitement.

La morphologie non stationnaire des signaux électromyogrammes (EMGs), nous amène à utiliser l'analyse non linéaire à base de de quantification de récurrence (RQA) et l'analyse bispectrale.

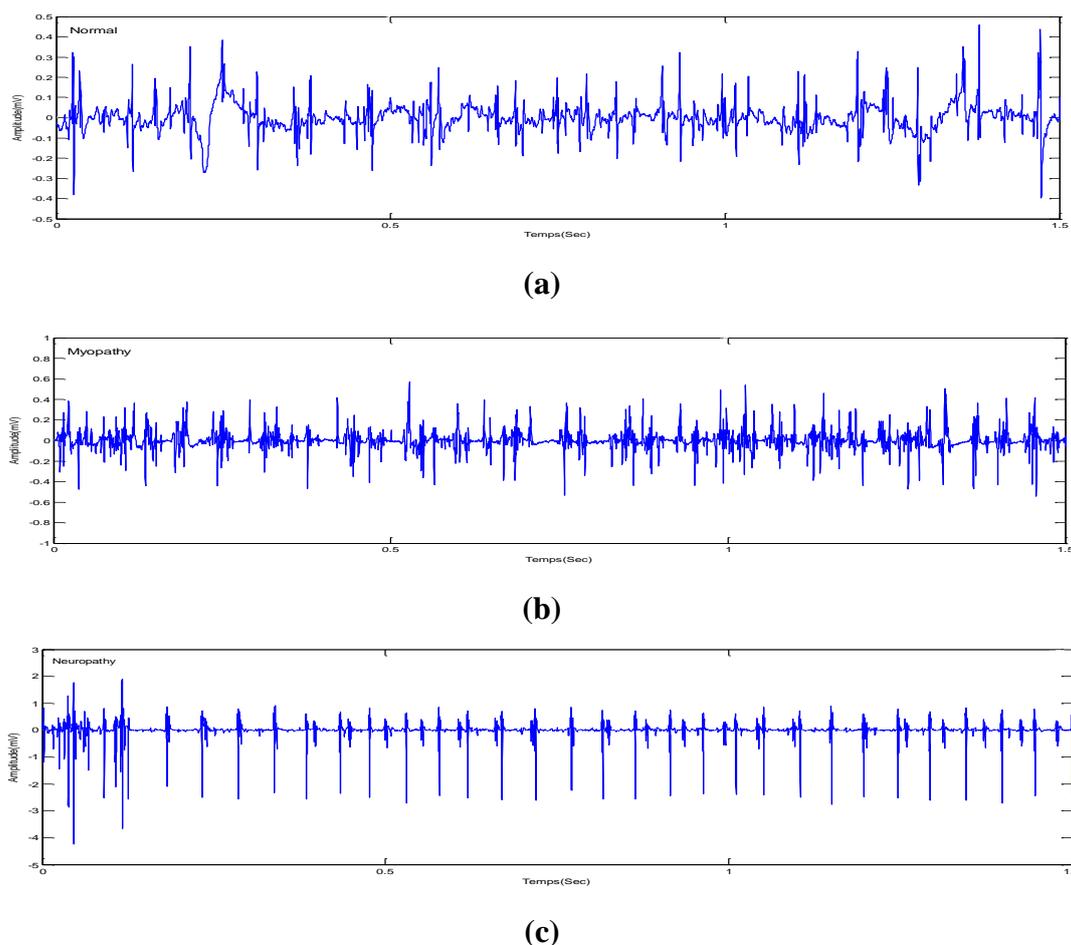
Le but de ce chapitre c'est d'établir un certain nombre de paramètres susceptibles de faire ressortir clairement et de façon très visible toute variation du signal EMG analysé par rapport

aux troubles tels que les myopathies et les neuropathies à base de la quantification de récurrence(RQA) et l'analyse bispectrale.

2. Base de données utilisé

Dans cette étude trois enregistrements des signaux EMGs donnés par la **Table I** sont utilisés. Ces enregistrements ont été recueillies par un système de surveillance MedelecSynergy N2 EMG [1]. 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.1]** 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 5KHz.



**Figure1 : 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 I: Base de données

3. Analyse du signal EMG à base de la quantification de récurrence(RQA)

La méthode de la **quantification de récurrence(RQA)** vise à mesurer le degré de prédictibilité du système, ce qui a un lien direct avec sa complexité. La récurrence est un concept qui révèle la fréquence de répétition d'un état dans l'espace de phase. Plus un système

est régulier plus ses états se répètent et plus il est complexe plus ses états seront dispersés [Figure2].

L'analyse de séries chronologiques non linéaires par l'analyse de la quantification de la récurrence (**RQA**) est étudiée depuis de nombreuses années [2] [3]. La quantification de la récurrence (**RQA**) s'est avérée efficace pour analyser les signaux non stationnaires. Sans surprise, la quantification de la récurrence (**RQA**) a démontré des avantages par rapport aux techniques linéaires dans l'analyse de l'**EMG** [4]. Pour tester si l'électromyogramme est un signal non linéaire ou simplement un bruit aléatoire, nous analysons un cas Normal et deux cas pathologiques : la myopathie et la neuropathie à l'aide d'un tracé de récurrence [Voir la **Figure 2,3 et 4**].

4. Le tracé de récurrence

Plusieurs outils ont été développés pour analyser la dynamique décrite par les vecteurs plongeants ;Le théorème de plongement est basé sur le concept qu'un signal scalaire observé est une projection 1D de la dynamique du système qui est représentée en d dimensions.[5].

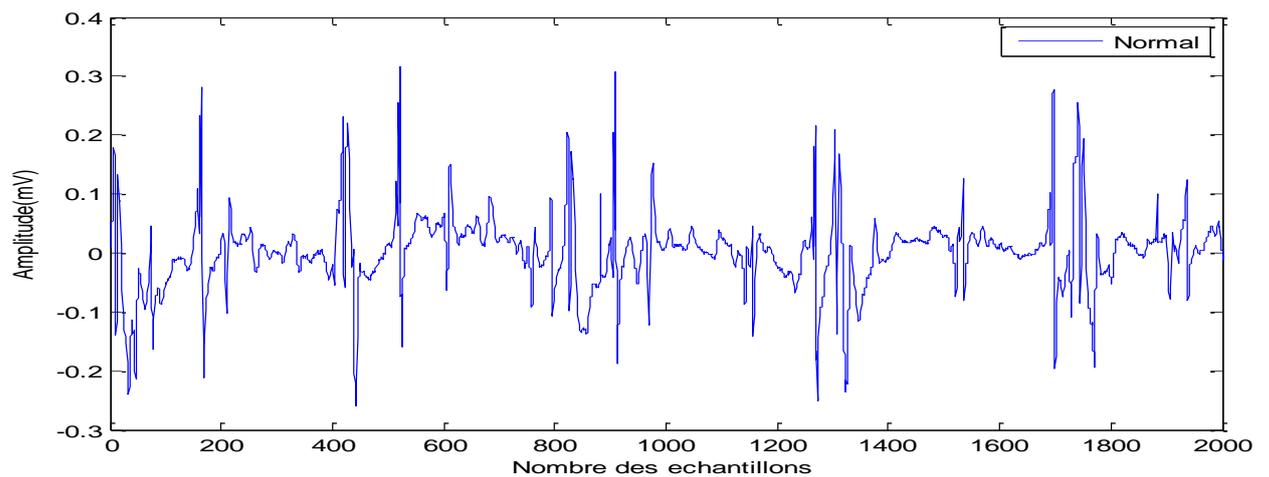
Une de ces techniques est basée sur une méthode graphique appelée analyse de tracé de récurrence [6]. Un graphique de récurrence montre les moments où deux vecteurs $y(i)$ et $y(j)$ sont proches l'un de l'autre, c'est-à-dire lorsque $y(j)$ est à une distance r de $y(i)$. Si $y(j)$ est proche de $y(i)$, alors le point (i, j) est appelé un point récurrent et un tracé de tous les points récurrents est appelé un tracé de récurrence.

Dans notre étude, le traitement des signaux EMG sa été exploité sous un environnement **MATLAB**. Les tracés de récurrence, illustrés par la **Figure2**, sont fondamentalement des tracés bidimensionnels introduit par Eckmann et al. (1987)[7], obtenus en calculant toutes les distances entre les vecteurs retardés $y_i(\tau)$ et $y_j(\tau)$ estimées dans une matrice normalisée en fonction de la distance maximale. Ils décrivent la corrélation temporelle naturelle, mais subtile, dans les signaux EMGs.

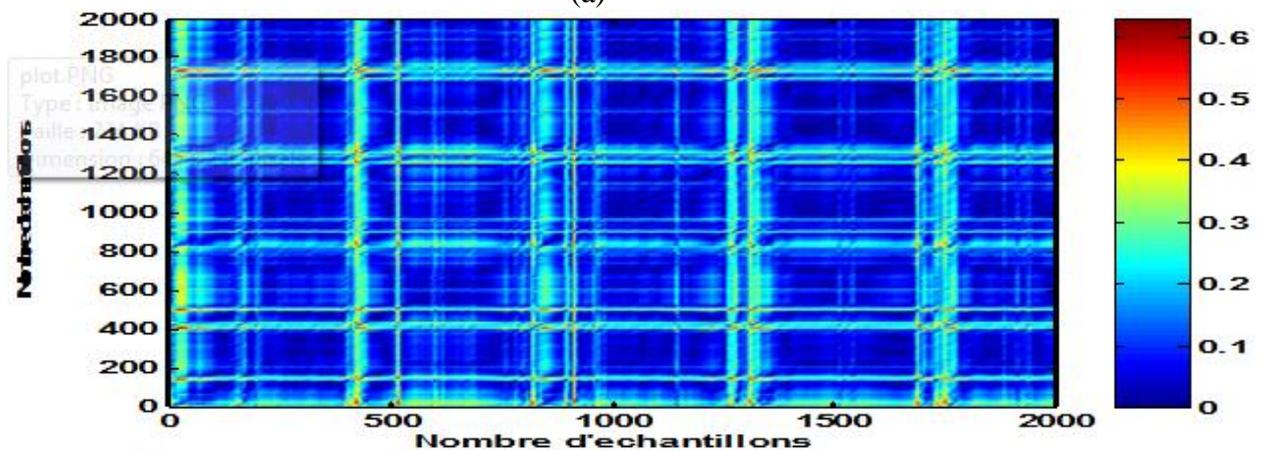
Chapitre III : Analyse non linéaire du signal EMG

Les tracés de récurrence de différents cas étudiés sont presque symétriques par rapport à la diagonale $i=j$. Les représentations de la récurrence pour le cas normal et le cas de la myopathie [Figure2.(b) et Figure3.(b)] sont assez différents par rapport au cas de la neuropathie [Figure4.(b)]. Le tracé de récurrence illustré par les différentes figures, capte et reflète le degré de similitude présent dans le signal **EMG**.

D'après ces résultats, nous concluons que l'EMG obéit à une certaine loi déterministe non linéaire et que la non-stationnarité est significative au sein de ces signaux. Il est donc possible d'étudier et d'analyser ces signaux comme un système non linéaire en utilisant l'analyse de quantification de récurrence. Ce résultat confirme ce qui a été présenté par Sivarit Sultornsanee, Ibrahim Zeid et Sagar Kamarthi [8].

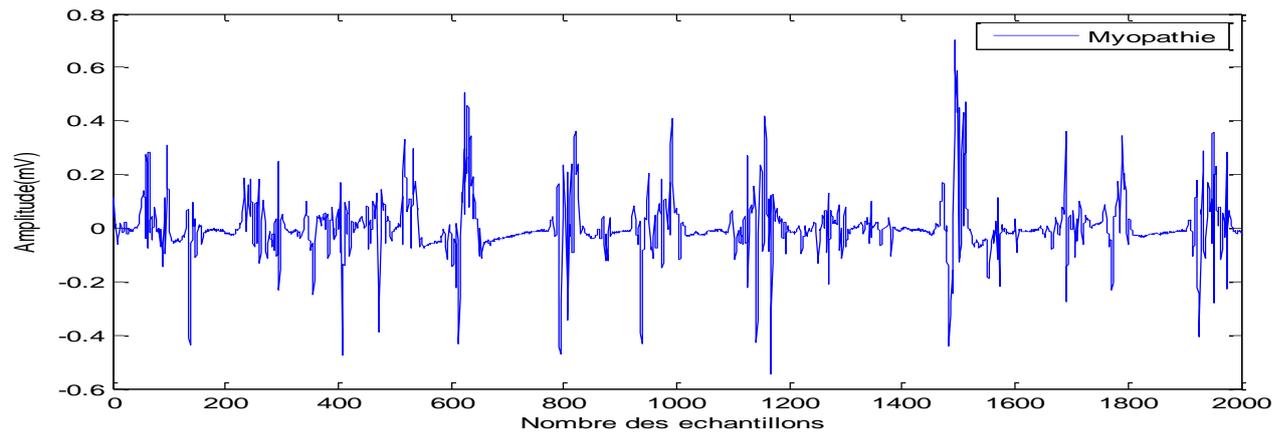


(a)

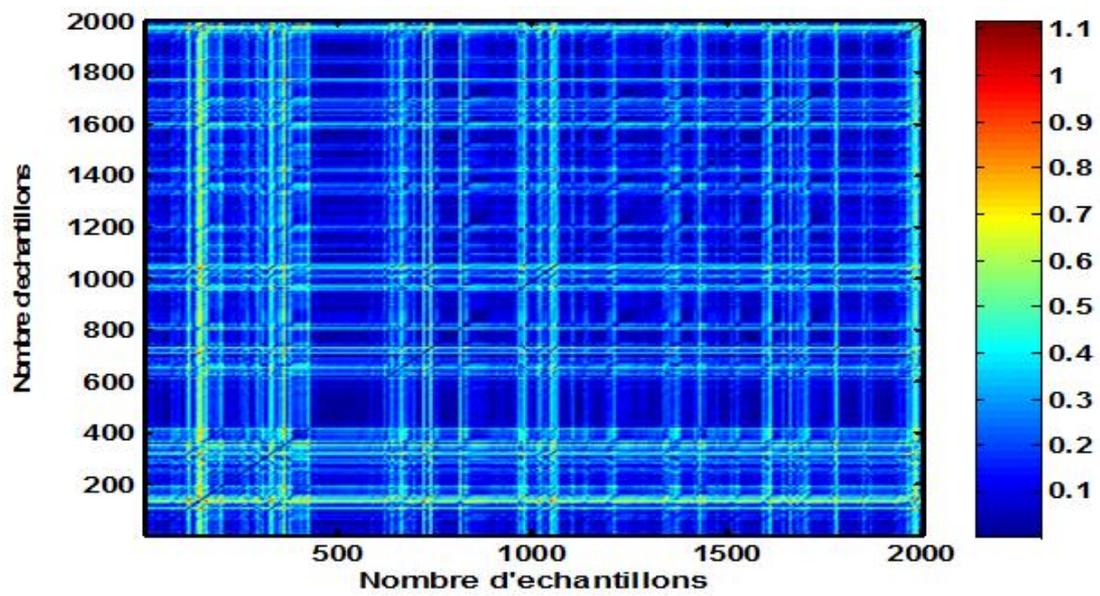


(b)

Figure2: Tracé de récurrence du signal EMG: cas normal

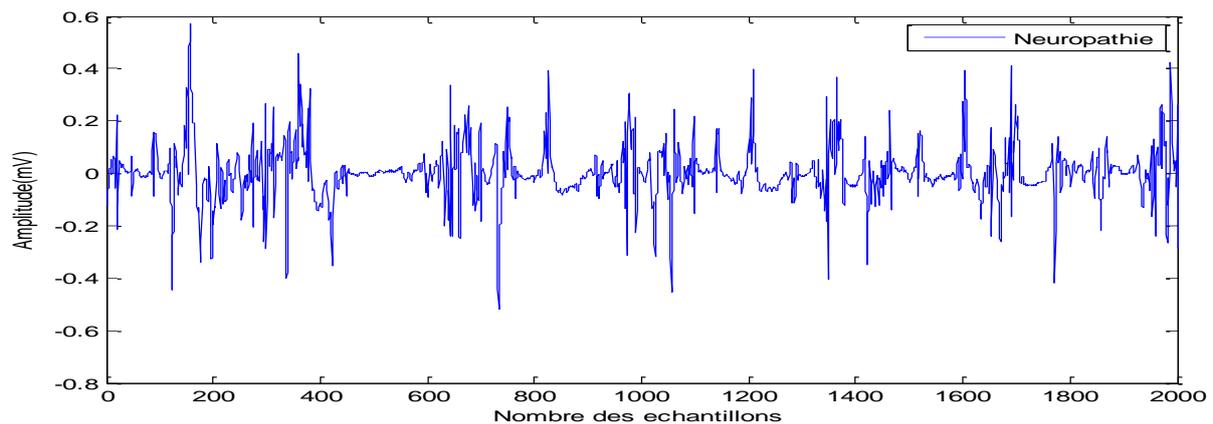


(a)

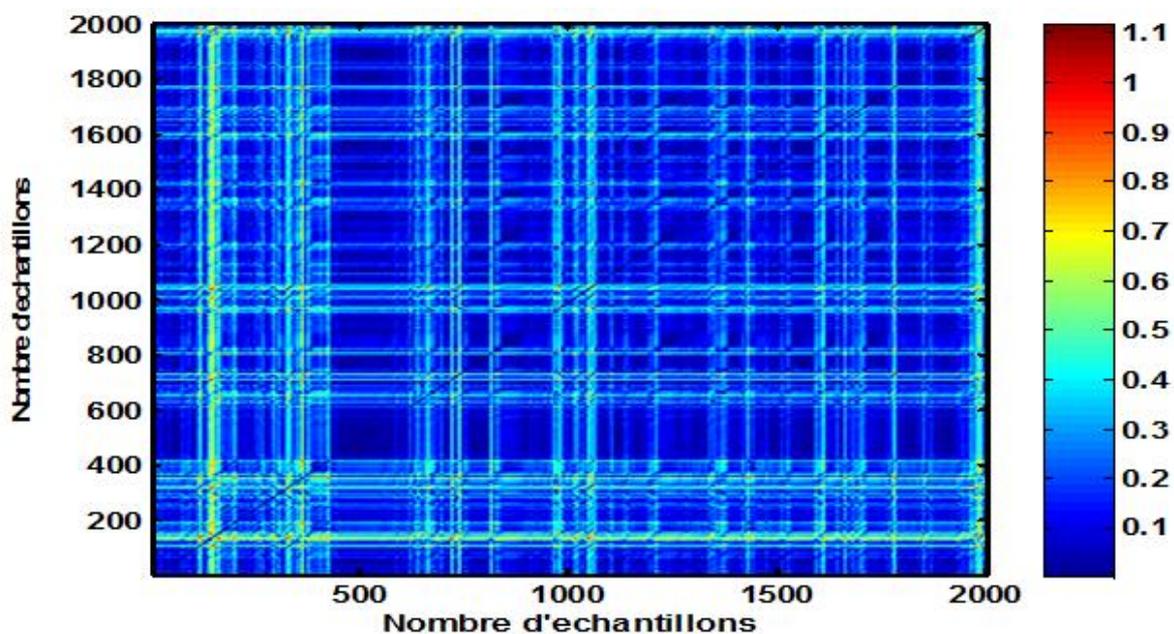


(b)

Figure3: Tracé de récurrence du signal EMG: la myopathie



(a)



(b)

Figure4: Tracé de récurrence du signal EMG: la neuropathie.

5. Analyse quantitative du tracé de récurrence(RQA)

Malgré cela, l'interprétation visuelle n'est pas suffisante, car il faut avoir une certaine expérience pour faire une interprétation correcte, donc une analyse quantitative du tracé de récurrence(RP)est indispensable, il permet d'extraire de nombreuses informations quantitatives [9] tel que : le pourcentage de récurrence :% **Rec**, le pourcentage de déterminisme : %**DET**, le facteur de complexité :**CPX**, line max : **LMAX**, l'entropie :**ENT**, le pourcentage de laminarité :%**LAM** et le temps de piégeage :**TT**, qui vont nous donner une distinction plus

Chapitre III : Analyse non linéaire du signal EMG

performante entre les différents cas analysés, afin de faire un diagnostic plus précis. Dans ce sens, des histogrammes de la variation de différents paramètres cités auparavant seront représentés [Table. II et la Figure5], ainsi une comparaison entre les différents cas analysés sera effectuée.

En effet, le premier paramètre calculé est : le pourcentage de récurrence : **%Rec**, il quantifie la densité de points récurrents dans le tracé **RP (Récurrence plot)**[10]; c'est à dire ;il mesure le pourcentage de structures récurrentes dans une série chronologique. Le deuxième paramètre et le pourcentage de déterminisme : **%DET**, selon la littérature, On peut considérer que, plus un système est déterministe plus son état futur peut être prédit, si le système est complètement déterministe, cela engendre qu'en connaissant l'état actuel du système, il existe un et un seul état précédent. Alors que, si le système est aléatoire, il existe plusieurs possibilités pour les états précédents qui seront représentés par une distribution de probabilité. En plus, si le système sous-jacent est déterministe, les diagonales sont beaucoup plus longues et il y a peu de points de récurrence isolés. le pourcentage de déterminisme : **%DET** est plus lié à la prévisibilité du système [6][9].

Dans notre analyse, la variation de pourcentage de récurrence (**%Rec**) et le pourcentage de déterminisme : **%DET**, montre que le patient atteint de la neuropathie présente une valeur plus faible que la personne atteinte de la myopathie et la personne en bonne santé, ceci est expliqué par : des structures moins récurrentes dans le signal EMG, ainsi que la présence d'un caractère aléatoire plus élevé et d'une prévisibilité plus faible. [8]. L'augmentation du **%DET** pour les personnes en bonne santé a été aussi confirmée par Alexander Y Meigal et al dans [11].

Les variations de la **%Rec** et **%Det**, étaient sensibles aux modifications des propriétés des muscles et peuvent être utilisés pour une surveillance musculaire non invasive chez les survivants d'un AVC en rééducation.[12]

Chapitre III : Analyse non linéaire du signal EMG

Le troisième paramètre d'analyse est le facteur de la complexité **CPX** délivré du **%DET**, a été aussi calculé . Des valeurs de complexité inférieures sont une indication de structures régulières répétitives et donc considérées comme prévisibles ; c'est-à-dire le tracé est plus riche de structures récurrentes, par contre une complexité plus élevée signifie que le signal est aléatoire et hautement non stationnaire.[13] Dans notre présente application la neuropathie et le cas pathologique le moins prévisible.

La quatrième variable de récurrence est **linemax** : **LMAX**, qui est simplement la longueur du segment de ligne diagonale le plus long du tracé, à l'exclusion de la ligne diagonale principale d'identité ($i = j$). Il s'agit d'une variable de récurrence très importante car elle évolue en sens inverse avec l'exposant de Lyapunov le plus positif [5][14]. Les exposants positifs de Lyapunov évaluent la vitesse à laquelle les trajectoires divergent. Ainsi, plus le **linemax** est court, plus le signal est moins stable.[13]

La cinquième variable de récurrence est l'entropie **:ENT**, qui est l'entropie d'information de Shannon (Shannon, 1948) de toutes les longueurs de lignes diagonales distribuées sur des cases entières dans un histogramme. les sixième et septième variable de récurrence sont le pourcentage de laminarité **:%LAM**) et le temps de piégeage **:TT**, qui ont été introduits par Marwan, Wessel, Meyerfeldt, Schirdewan et Kurths [15].Le pourcentage de laminarité **%LAM** est analogue à **%DET** sauf qu'il mesure le pourcentage de points récurrents comprenant des structures de lignes verticales plutôt que des structures de lignes diagonales. Le paramètre de ligne régit toujours la longueur minimale des lignes verticales à inclure. Le temps de piégeage : **TT**, d'autre part, est simplement la longueur moyenne des structures de lignes verticales.

Signal	%Rec	%DET	CPX	LMAX	ENT	%LAM	TT
Normal	98.99	93.01%	0.63	237.00	4.83	%96.37	28.94
Myopathie	72.85	83.10 %	1.61	122.00	3.99	%90.20	17.60
Neuropathie	48.64	73.95 %	2.73	145.00	3.78	%84.35	13.53

Table. II: Paramètres d'analyse non linéaires du signal EMG.

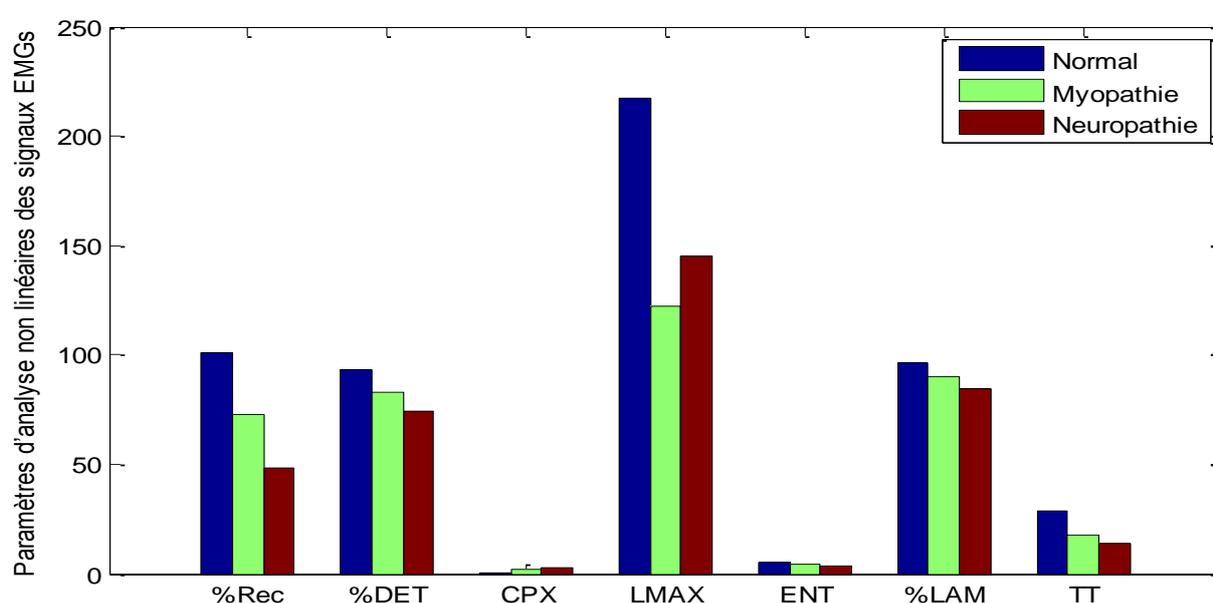


Figure5 : Histogrammes d'analyse non linéaire des signaux EMGs.

Dans notre étude , et dans le cadre d'analyse des signaux physiologique comme le signal **EMG** , les histogrammes d'analyse non linéaire des signaux **EMGs** , illustrés par la **Figure 5**, montrent aussi que l'augmentation des trois derniers paramètres :l'entropie :**ENT** , le pourcentage de laminarité:**%LAM** et le temps de piégeage :**TT**, présente une bonne corrélation avec la morphologie aléatoire et hautement non stationnaire du signal , signifie par la régularité des structures répétitives dans le signal EMG et par suite à l'évolution de la sévérité pathologie.[**Table.II**]

6. Traitement du signal EMG par application de l'analyse bispectrale :

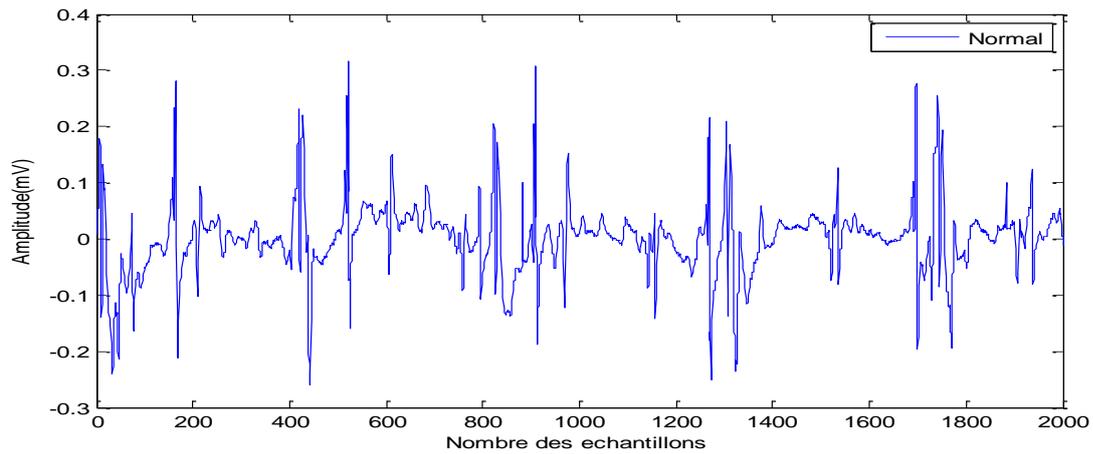
Le traitement des signaux physiologiques par application de l'analyse bispectrale a été largement appliqué.[14-16] Contrairement au spectre de puissance, le bi spectre est capable d'extraire des informations supplémentaires à partir de signaux biologiques tels qu'un signal EMG, qui est non gaussien et non linéaire.

La représentation fréquentielle des signaux **EMGs** par application de l'analyse bispectrale, montre que l'information maximale est conservée dans la gamme de 20 à 500 Hz.[**Table.III**]

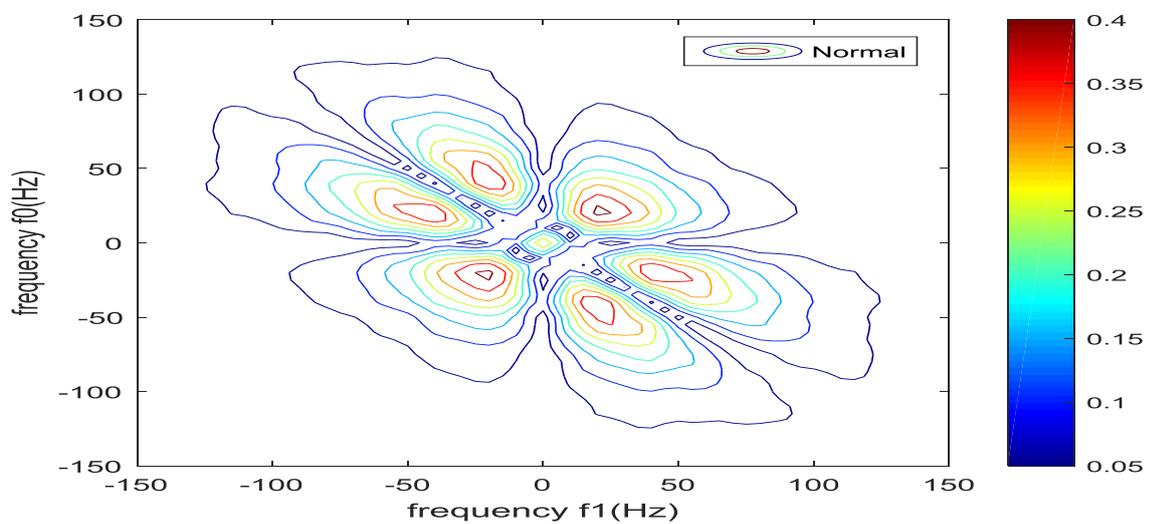
Pour le premier cas étudié : le cas normal, la représentation fréquentielle par application de l'analyse bispectrale illustrée par la **Figure6**, montre un contour bien arrondi aux extrémités, avec conservation maximale d'information dans la gamme de [20 :150]Hz , le deuxième cas pathologique : la myopathie, montre un contour déformé et dilaté vers des fréquences importantes [**Figure7**] . Ainsi l'information maximale et bien conservé dans la gamme de :[20 :200]Hz. Le dernier cas de la neuropathie, figure aussi un contour déformé mais dilaté vers des fréquences plus importantes que le cas normal et la myopathie [**Figure8**].Or l'information maximale et conservé dans la bande fréquentielle de : [20 :350]Hz. Ces résultants ont été aussi confirmés par l'analyse spectro-temporelle des signaux EMGs [17].

<i>La bande fréquentielle du signal EMG</i>			
<i>Le signal EMG</i>	<i>Normal</i>	<i>Myopathie</i>	<i>Neuropathie</i>
<i>[20 :500]Hz</i>	<i>[20 :150]Hz</i>	<i>[20 :200]Hz</i>	<i>[20 :350]Hz</i>

Table. III :La bande fréquentielle du signal EMG

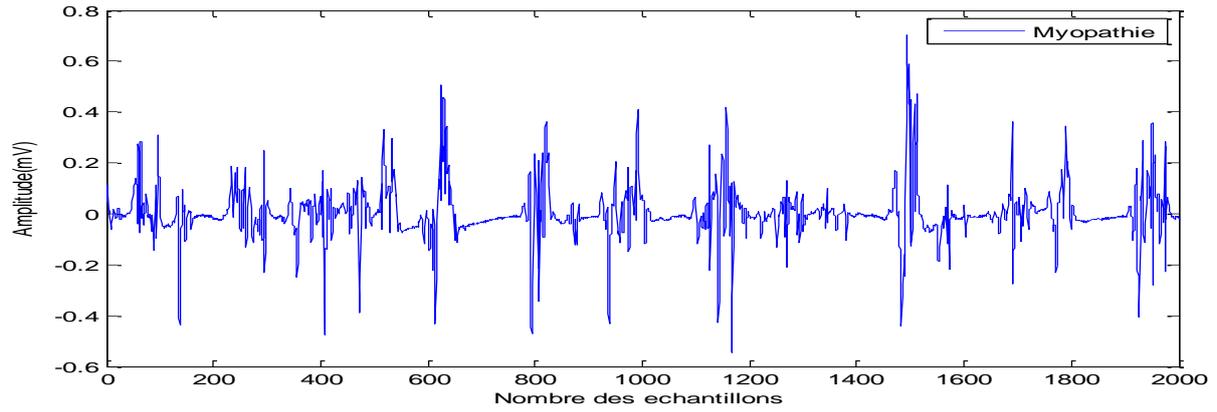


(a)

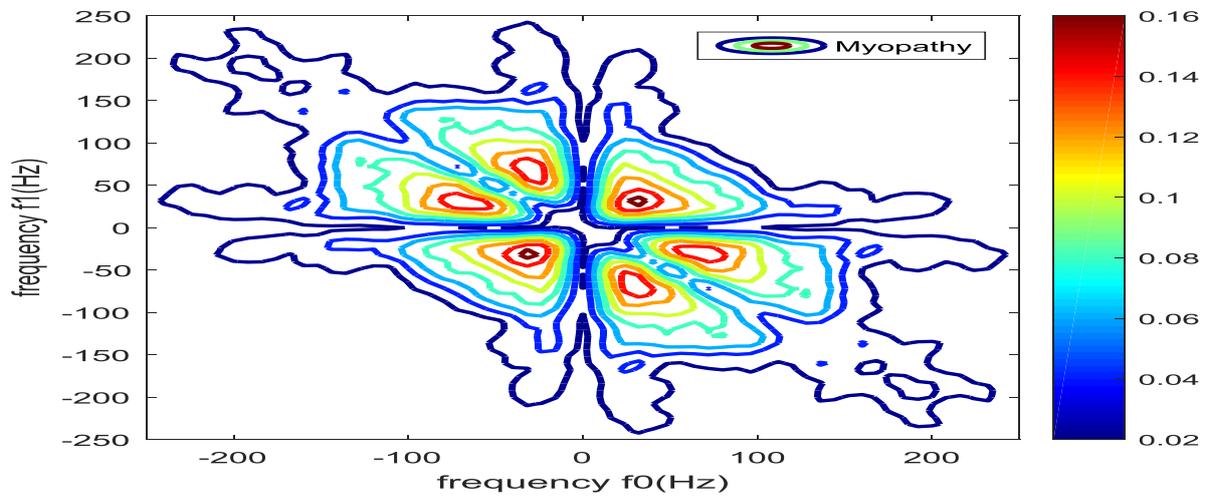


(b)

Figure6: (a) : la représentation temporelle du cas normal, (b) : la représentation bispectral (le contour)

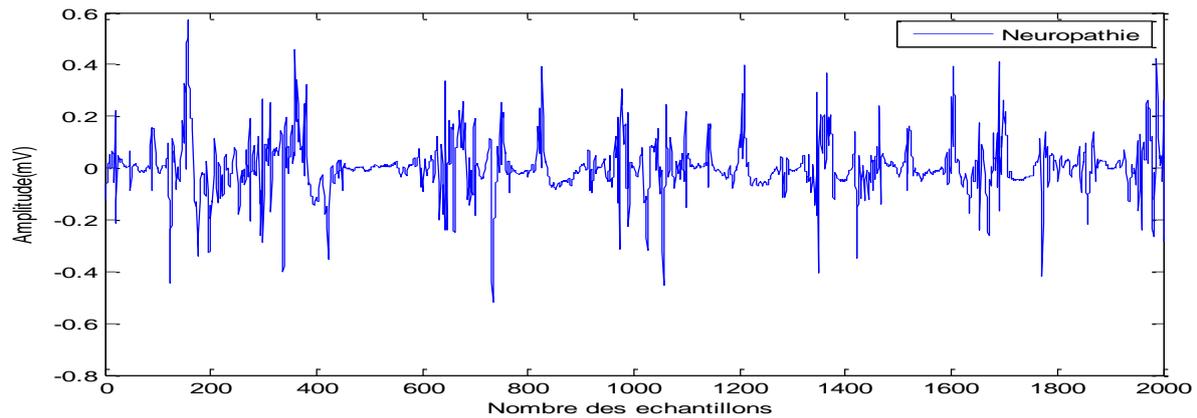


(a)

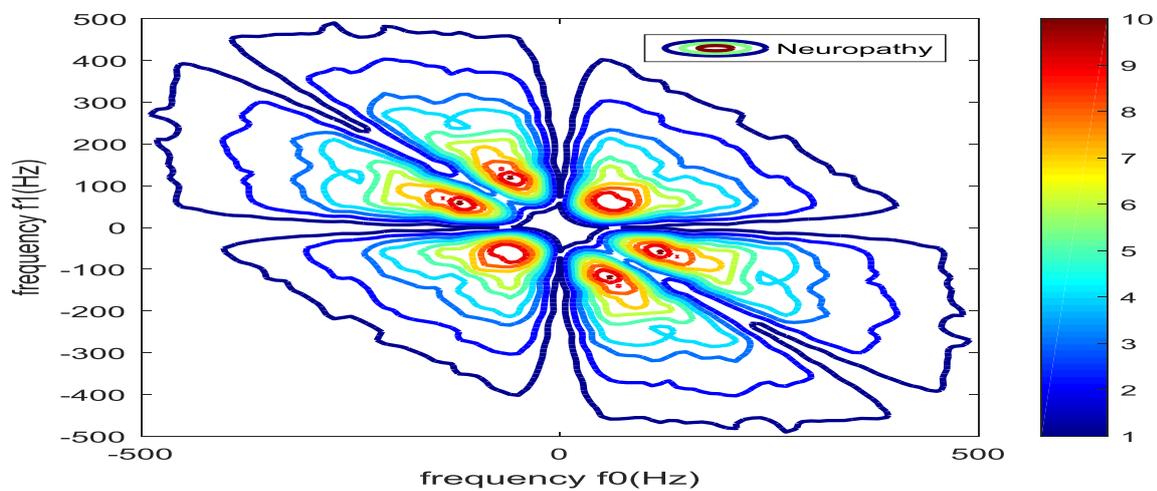


(b)

Figure7 : (a) : la représentation temporelle du cas myopathique ,(b) : la représentation bispectral (le contour)



(a)



(b)

Figure8 : (a) : la représentation temporelle du cas neuropathique, (b) : la représentation bispectral (le contour)

7. Paramètres d'analyse des signaux EMG

L'analyse bispectrale [18] nous permet d'extraire certains paramètres, tels que l'entropie bispectrale normalisée, l'entropie carrée bispectrale normalisée, l'entropie cubique bispectrale normalisée et les paramètres liés aux moments [19-22] .

La figure9, montre un exemple de régions non-redondantes du bispectre pour un signal EMG Normal sur laquelle on applique notre algorithme de calcul.

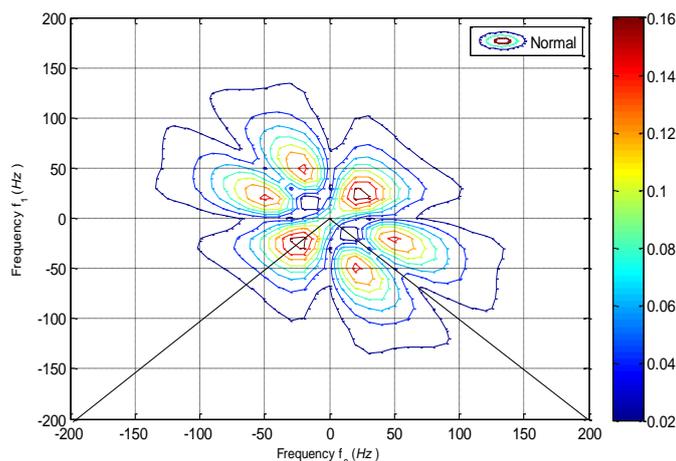


Figure9 : L'emplacement de la région non-redondante dans un signal EMG normal

7.1. L'entropie bispectrale normalisée (Ent1) :

Afin de mesurer l'irrégularité du spectre fréquentiel d'un signal stochastique, tels que le signal EMG, il y'a un certain nombre de techniques analytiques et de concepts qui lui sont directement dédiés. Un tel concept est l'entropie qui est lié à la quantité de « désordre » dans le système. Pour la théorie de l'information, l'entropie a été définie la première fois par Shannon et tisserand en 1949, et davantage d'appliquer à un spectre de puissance d'un signal par Johnson et Rivage en 1984 [23]. L'entropie décrit l'irrégularité, la complexité, ou les caractéristiques d'imprévisibilité d'un signal.

- L'entropie normalisée Ent1 est définie par la formule suivante :

$$\text{Ent1} = - \sum_n P_n \log P_n \text{ when } p_n = \frac{|B(f_1, f_2)|}{\sum_{\Omega} |B(f_1, f_2)|} \quad (1)$$

- L'entropie carrée bispectrale normalisée (Ent2) :

$$\text{Ent2} = - \sum_n P_n \log P_n \text{ when } p_n = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{\sum_{\Omega} |B(f_1, f_2)|^2} \quad (2)$$

- L'entropie cubique bispectrale normalisée (Ent3) :

$$\text{Ent3} = - \sum_n P_n \log P_n \text{ when } p_n = \frac{|B(f_1, f_2)|^3}{\sum_{\Omega} |B(f_1, f_2)|^3} \quad (3)$$

Chapitre III : Analyse non linéaire du signal EMG

La normalisation dans les équations ci-dessus montre que l'entropie est calculée pour un paramètre qui est compris entre 0 et 1 et donc les entropies (Ent1, Ent2 et Ent3) sont également calculées entre 0 et 1. Ent2 et Ent3 renseignent sur le degré de variabilité. [24]

Dans notre analyse, les différents paramètres calculés par application de l'analyse bispectrale seront regroupés dans la **Table. IV** et représentés par des histogrammes [**Figure10**], ainsi une comparaison entre les différents cas étudiés sera effectuée.

Dans ce projet, nous avons également utilisé des paramètres liés aux moments [20-23] . Les moments liés au tracé sont les suivants :

- a. Le moment d'ordre 1 (Mom1) :** est la somme des amplitudes logarithmique du bispectre :

$$\text{Mom1} = \sum_{\Omega} \log(|B(f_1, f_2)|) \quad (4)$$

- b. Le moment d'ordre 2 (Mom2) :** est la somme des amplitudes logarithmiques des éléments diagonaux dans le bispectre :

$$\text{Mom2} = \sum_{\Omega} \log(|B(f_k, f_k)|) \quad (5)$$

- c. Le moment d'ordre 3 (Mom3) :** Défini comme étant le moment spectral d'ordre 1 des amplitudes des éléments diagonaux dans le bispectre :

$$\text{Mom3} = \sum_{k=1}^N k \log(|B(f_k, f_k)|) \quad (6)$$

Les variations d'entropies montrent que les entropies d'ordre 1 ,2 et 3 (Ent1,Ent2 et Ent3) suivent l'évolution de la sévérité des signaux EMG . Le 1^{er} cas présente une valeur moins importante par rapport au 2^{ème} cas et 3^{ème} cas, C'est un résultat tout à fait logique puisque l'entropie définit les paramètres qui représentent l'irrégularité du signal ou la quantité de changements des informations contenues ou fournies par un signal.

La même remarque faite ici pour la variation des moments à la différence que le cas normal et le cas myopathie présentent des valeurs négatives par rapport à celle de la neuropathie qui montre des valeurs positives importantes .Or, fondamentalement, le moment du 1er ordre est

égal à la moyenne du signal spectral, le second ordre traduit la variance concernant la dispersion des pics spectraux et pour ce qui est du 3ème ordre il donne de l'importance aux fréquences les plus élevées.[25]

Paramètres Signal	Ent1	Ent2	Ent3	Mom1	Mom2	Mom3
Normal	0.7608	0.4570	0.2980	-10.85	-18.63	-55.91
Myopathie	0.8713	0.5152	0.3651	-2.02	-2.34	-7.02
Neuropathie	0.9137	0.7684	0.6561	100.99	118.25	242.74

Table. IV: Paramètres d'analyse du signal EMG.

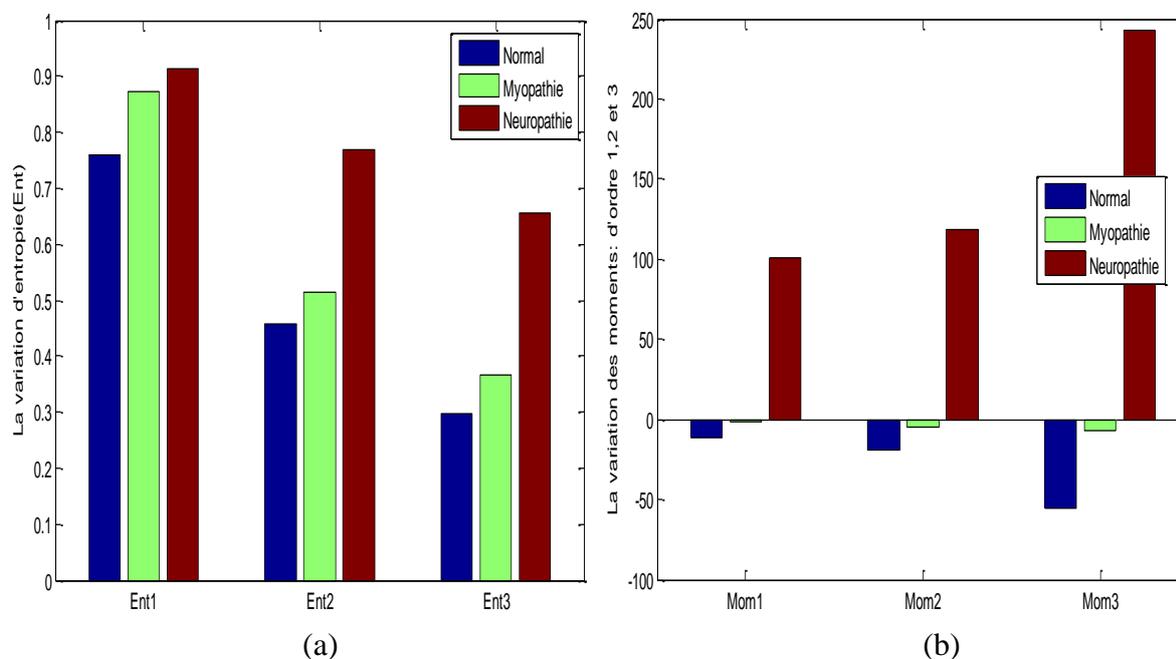


Figure10 : Histogrammes des variations : d'entropie d'ordre1, 2 et 3 : (a) et de moment d'ordre1, 2 et 3 : (b).

D'après cette analyse et d'après les résultats des histogrammes de la **Figure 10**, on remarque qu'il existe une proportionnalité relative entre l'augmentation de ces différents paramètres calculés et l'évolution de sévérité pathologique, donc, peut dire que l'analyse bispectrale prouve sa fiabilité comme étant un outil démonstratif de base, permet de détecter les changements d'états neuromusculaires.

7. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié les différents paramètres qui peuvent être utilisés dans l'analyse non linéaire des signaux **EMGs** à base de quantification de récurrence (**RQA**) et l'analyse bispectrale.

La variation de différents paramètres extraits à partir de la quantification de récurrence(**RQA**) comme : le pourcentage de récurrence : **% Rec** , le pourcentage de déterminisme : **%DET**, le facteur de complexité :**CPX**, linemax : **LMAX** ,l'entropie : **ENT** ,le pourcentage de laminarité :**%LAM** et le temps de piégeage :**TT**, montre une évaluation bien corrélée entre le changement de la morphologie non stationnaire des signaux EMGs et l'évolution de sévérité pathologique. Cette corrélation est confirmée par la variation de différents paramètres fournis de l'analyse bispectrale :Entropies (Ent1, Ent2, Ent3) et Moments (Mom1, Mom2 et Mom3).

Références :

- [1] : D. Stachuk, T.A. ‘‘Clinical quantitative electromyography’’, INTECH, Mai,2013.
- [2]: N. Marwan, M.C. Romano, M. Thiel, and J. Kurths, ‘‘recurrence plot for the analysis complex systems’’, Physics Reports, pp. 237–329, 2007.
- [3]: G. Filigoi, F. Felici, N. Vicini, and A. Rosponi, ‘‘recurrence quantification analysis of surface electromyogram’’, Proceedings of the Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, 1998.
- [4] : Liu, Y., Kankaanpää, M., Zbilut, J. et al. EMG ‘‘recurrence quantifications in dynamic exercise’’. Biol. Cybern. Vol.90, pp.337–348.2004.
- [5]F. Takens, ‘‘Detecting strange attractors in turbulence,’’ in Dynamical Systems and Turbulence, Warwick, 1980, Lecture Notes in Mathematics 898, D. Rand and L. S. Young Eds. Berlin: Springer,1981, pp. 366-381.
- [6]Webber Jr CL, Zbilut JP. Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. J Appl Physiol 1994;76(2):965–73.
- [7]:Eckmann JP, Kamphorst SO, Ruelle D. Recurrence plots of dynamical systems. Europhys Lett 1987;4:973–7.
- [8]: S. Sultornsanee, I. Zeid, S. Kamarthi, ‘‘ Classification of Electromyogram Using Recurrence Quantification Analysis ‘’, Complex Adaptive Systems, Vol 1, Cihan H. Dagli, Editor in Chief
Conference Organized by Missouri University of Science and Technology,2011- Chicago, IL.
- [9]:Marwan N, Romano MC, Thiel M, Kurths J. Recurrence plots for the analysis of complex systems. Phys Rep 2007;438(5–6):237–329.
- [10]:Thiel M, Romano MC, Read PL, Kurths J. Estimation of dynamical invariants without embedding by recurrence plots. Chaos 2004;14(2):234–43.
- [11]: Alexander Y Meigal, Saara M Rissanen, Mika P Tarvainen, Olavi Airaksinen, Markku Kankaanpää, Pasi A Karjalainen :Non-Linear EMG Parameters for Differential and Early Diagnostics of Parkinson’s Disease. Frontiers in Neurology , September 2013,4:135
- [12]:Anirban Dutta, Bhawna Khattar&Alakananda Banerjee :Nonlinear analysis of electromyogram following gait training with myoelectrically triggered neuromuscular electrical stimulation in stroke survivors,EURASIP Journal on Advances in Signal Processing .2012;153 (2012) .

- [13] Charles L. Webber, Jr. and Joseph P. Zbilut : Recurrence Quantification Analysis of Nonlinear Dynamical Systems, Chapter 2. Department of Physiology Loyola University Medical Center Maywood, Illinois 60153-3304 U. S. A. 2005
- [14]: Trulla, L. L., Giuliani, A., Zbilut, J. P., & Webber, C. L., Jr. Recurrence quantification analysis of the logistic equation with transients. *Physics Letters A*, 223, 255-260. (1996).
- [15]: Marwan, N., Wessel, N., Meyerfeldt, U., Schirdewan, A., & Kurths, J. (2002). Recurrence-plot-based measures of complexity and their application to heart rate variability data. *Physical Review E*, 66, 026702.1-026702.8.
- [16] J. C. Sigl and N. G. Chamoun, "An introduction to bispectral analysis for the electroencephalogram," *Journal of Clinical Monitoring*, vol. 10, no. 6, pp. 392-404, 1994.
- [17]: F. Meziani, S. Rerbal and S.M. Debbal, Spectro-temporal analysis of electromyogram signals. *J. Medical Engineering and Informatics*, Vol. 11, No. 2, 2019.
- [18]: C. L. Nikias and A. P. Petropulu, *Higher Order Spectral Analysis: A Nonlinear Signal Processing Framework*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA, 1993.
- [19]: Baakek. Y.N, modélisation paramétrique et non paramétrique en vue de l'identification de système cardiaque, thèse de doctorat, université de Tlemcen 2015.
- [20]: G. Ralph. Andrzejak, Klaus Lehnertz, Florian Mormann, Christoph Rieke, Peter David, and Christian E. Elger, Indications of nonlinear deterministic and finite-dimensional structures in timeseries of brain electrical activity: Dependence on recording region and brain state, *Physical Review E*, vol 64, 061907. 2001 The American Physical Society. <https://journals.aps.org/pre/abstract/10.1103/PhysRevE.64.061907>
- [21]: Ateke Goshvarpour, Atefeh Goshvarpour, Saeed Rahati, Vahid Saadatian, " Bispectrum estimation of electroencephalogram signal during meditation ", *Iran J Psychiatry BehavSci*, vol 6, No 2, pp 48-54. 2012. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3940018/>
- [22]: Nikias CL, Raghuvver MR. Bispectrum estimation: a digital signal processing framework. *Proc IEEE* 1987; 75(7): 869-91.
- [23]: Jean-Louis Lacoume, Pierre-Olivier Amblard, Pierre Comon, *Statistiques d'ordre supérieur pour le traitement du signal*, MASSON, pp.290, 1997.
- [24]: Chua, Kuang C. and Chandran, Vinod and Acharya, Rajendra and Lim, , C. M. (2007) Higher Order Spectral (HOS) Analysis Of Epileptic EEG Signals. In *Proceedings 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007. (EMBS 2007), Lyon, France. p3.

Chapitre III : Analyse non linéaire du signal EMG

[25] : DEBBAL Imane et BOUDIS Hidayat, Paramètres de discrimination pathologique des bruits cardiaques, MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES, MASTER en GENIE BIOMEDICAL Spécialité : Instrumentation Biomédicale. Université de Tlemcen 2020

Conclusion générale

Le traitement des signaux biomédicaux est l'une des grandes branches du traitement de signal. Il est utile pour analyser les signaux électriques générés par un système biomédical.

Un électromyogramme (EMG) est un potentiel électrique génère au niveau des fibres musculaires quand les muscles sont contractes. Il permet d'obtenir des informations sur l'état des muscles.

Les signaux d'électromyogramme (EMG) sont largement utilisés pour diagnostiquer les pathologies musculaires. En raison de la nature non linéaire et dynamique des signaux EMGs, il est difficile de déchiffrer efficacement les changements subtils de ces signaux par inspection visuelle et en utilisant des techniques linéaires (comme la transformée de Fourier (FFT)).

Dans ce contexte, et dans un but purement d'aide au diagnostic, il est indispensable de faire appel à des outils puissants basés sur les techniques modernes de traitement du signal : l'analyse de quantification de la récurrence (**RQA**) et l'analyse bispectrale.

La méthode de la **quantification de récurrence (RQA)** s'est avérée efficace pour analyser les signaux non stationnaires , elle vise à mesurer le degré de prédictibilité du système, ce qui a un lien direct avec sa complexité. Cette méthode est basée beaucoup plus sur l' analyse quantitative du tracé de récurrence(**RP**).

Les variations de différents paramètres extraits à partir de l'analyse quantitative, ont montré dans leur globalité une bonne efficacité d'interprétation de la morphologie non stationnaire des signaux **EMGs** et de la sévérité pathologique. Néanmoins parmi ces paramètres, ceux qui ont montré une excellente aptitude à nos desseins fixés. On peut citer :

- Pourcentage de récurrence : **% Rec** ;
- Pourcentage de déterminisme : **%DET** ;

Conclusion générale

- Facteur de complexité : **CPX** ;
- Linemax : **LMAX** ;
- Entropie : **ENT** ;
- Pourcentage de laminarité : **%LAM** ;
- Temps de piégeage : **TT**.

L'analyse bispectrale 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 l'analyse de **quantification de récurrence (RQA)**.

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. L'énergie maximale des signaux normaux est localisée dans les basses fréquences avec un contour bien arrondi. Tout à fait le contraire pour le cas de la Neuropathie. Ainsi le spectre de la myopathie montre une distribution énergétique entre les deux avec un contour déformé.

A partir d'une analyse bispectrale, des paramètres ont pu être extraits du spectre bispectral comme : les entropies (Ent1, Ent2, Ent3) et les moments (Mom1, Mom2, Mom3). Les variations de ces paramètres ont montré des résultats satisfaisants dans le suivi de la sévérité pathologique.

Finalement nous pouvons dire que l'analyse non linéaire des signaux EMGs normaux ou pathologiques présente un outil démonstratif de base, permet de détecter les changements d'états neuromusculaires.

Perspectives et travaux futurs :

1. La création d'une base de données.
2. Réalisation d'une interface graphique :

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

Résumé :

Les signaux d'électromyogramme (EMG) sont largement utilisés pour diagnostiquer les pathologies musculaires. En raison de la nature non linéaire et dynamique des signaux EMGs, il est difficile de déchiffrer efficacement les changements subtils de ces signaux par inspection visuelle et en utilisant des techniques linéaires.

Dans ce sens et dans le cadre de ce travail nous avons appliqué une analyse non linéaire sur les signaux **EMGs**. Ce traitement est basé sur l'analyse de quantification de la récurrence (**RQA**) et l'analyse bispectrale. Différents paramètres sont extraits suite à cette analyse comme : le pourcentage de récurrence : **% Rec** , le pourcentage de déterminisme : **%DET**, le facteur de complexité : **CPX**, linemax : **LMAX** ,l'entropie : **ENT** ,le pourcentage de laminarité : **%LAM**, le temps de piégeage : **TT** , les entropies (**Ent1, Ent2, Ent3**) et Moments (**Mom1, Mom2 et Mom3**).

Mots clés : Electromyographie, quantification de la récurrence (**RQA**) , bispectrale, sévérité.

Abstract:

Electromyography signals (EMGs) are widely used for the diagnosis of muscular diseases. Due to the dynamical aspect and the non-linearity of the EMG signals, it is been difficult to do the interpretation of the subtle changes in those signals by the mean of linear techniques and methods based on visual interpretation.

In order to solve this issue a nonlinear analysis treatment was applied. This treatment is based on the recurrence quantification analysis (RQA) and bi spectral analysis. As a result, multiple parameters were extracted : Recurrence rate : % Rec, Determinism: %DET, Complexity factor: CPX, Linemax LMAX, Entropy: ENT, Laminarity %LAM, Trap time: TT, the entropies (Ent1,Ent2,Ent3) and the moments (Mom1,Mom2,Mom3).

Keywords: Electromyography, Recurrence quantification analysis (RQA), Bispectrum, severity.

الملخص :

يعتبر جهاز التخطيط الكهربائي للعضلات واحدا من الوسائل المستعملة بكثرة لتشخيص الأمراض العضلية. بالنظر للطابع الديناميكي, الغير خطي لهذا النوع من الإشارات فإنه من الصعب قراءة التغيرات المفاجئة التي تحدث بالاعتماد على الوسائل البصرية أو الخطية الكلاسيكية. لحل هذه المسألة قمنا بتطبيق وسائل خيرة خطية لمعالجة هذه الإشارات حيث أن هذه المعالجة كانت قائمة على التحليل التراجعي الكمي و المعالجة ثنائية الطيف. الكلمات المفتاحية : تحليل المخطط العضلي , تحليل تراجعي كمي , ثنائي الطيف , خطورة.