

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET
POPULAIRE**

**Ministère de l'enseignement Supérieure et de la Recherche
Scientifique**

UNIVERSITE M'HAMMED BOUGAERRA BOUMERDES



FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT : Ingénieur des systèmes électrique

Filière : Génie électrique

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Mémoire de fin d'étude

Pour l'obtention du diplôme de MASTER

Thème

**Evaluation de degré de Gaussianité du signal EMG de surface en
fonction de l'angle d'inclinaison des fibres musculaires**

Réalisé par :

BELOUADAH Nouha Ahlam

LANG'AT Daisy Chepkorir

Encadrer par:

Dr. N. MESSAOUDI

Année universitaire : 2017-201

Table des matières

Table des matières	i
Remerciement	v
Dédicaces Daisy	vi
Dédicace Nouha.....	vii
Liste des Tableaux	viii
Liste des Figures	ix
Liste des abréviations	xi
Introduction générale.....	1
Chapitre 1	3
Généralités sur l'électromyographie	3
1.1. Introduction	3
1.2. Définition du muscle	3
1.2.1. Les muscles striés	3
1.2.2. Les muscles squelettiques.....	3
1.2.3. Le muscle cardiaque (ou myocarde).....	4
1.3. L'activité musculaire	4
1.4. Les propriétés mécaniques des muscles	5
1.4.1. L'excitabilité.....	5
1.4.2. La contractilité.....	5
1.4.3. L'extensibilité.....	5
1.4.4. L'élasticité	6
1.4.5. Viscoélasticité.....	6
1.5. Les propriétés électriques des muscles	6
1.6. La contraction musculaire	6
1.6.1. Types de la contraction musculaire	6
1.7. La bioélectricité	8
1.7.1. Etat de repos	8
1.7.2. La dépolarisation	9
1.7.3. Repolarisation.....	9
1.7.4. Hyperpolarisation	10
1.7.5. Le potentiel d'action.....	11
1.8. L'électromyographie	12

1.8.1. Description du signal de l'électromyogramme.....	12
1.8.2. Les instruments nécessaires pour la réalisation d'EMG.....	13
1.8.2.1. Les électrodes	13
1.8.2.2. Types d'électrodes	14
1.8.3. Caractéristiques du signal EMG	15
1.8.4. Les limitations de l'EMG	16
1.9. Définition de l'unité motrice	16
1.9.1. Recrutement des unités motrices	16
1.9.2. Définition du seuil de recrutement (RR)	16
1.9.3. La fréquence de décharge maximale (PFR)	16
1.9.4. Plage de recrutement	17
1.10. Conclusion.....	17
Chapitre 2	18
Les statistiques d'ordre supérieur	18
2.1. Introduction.....	18
2.2. Domaines d'analyse du signal EMG de surface	18
2.2. 1. Domaine temporel.....	18
2.2.2. Domaine fréquentiel	18
2.2.3. Domaine temps-fréquence.....	18
2.3. Définition du signal.....	19
2.4. Classification des signaux [19]	19
2.4.1. Les signaux certains (ou déterministes) [20]	19
2.4.1.1. Les signaux non périodiques	19
2.4.1.2. Périodiques	19
2.4.2. Signaux aléatoires.....	19
2.4.2.1. Stationnaires.....	20
2.4.2.2. Non stationnaires	20
2.5. Les statistiques d'ordre supérieure	21
2.5.1. Définitions	21
2.5.2. Amplitude du signal.....	22
2.5.3. L'énergie	22
2.5.4. Puissance	22
2.5.5. La moyenne	22
2.5.6. Variance [27]	22

2.5.7. L'écart type (la déviation standard)	23
2.5.8. Facteur de crête	23
2.5.9. RMS (root mean square)	23
2.5.10. Kurtosis (le coefficient d'aplatissement)	23
2.5.10.1. Définition	23
2.5.11. Le skewness (coefficient d'asymétrie).....	24
2.5.12. L'entropie statistique [29] [30].....	24
2.5.13. Hurst Exponent [31]	24
2.5.14. Indicateurs fréquentiels	25
2.6. Conclusion	25
Chapitre 3	26
Gaussianité et non Gaussianité d'un processus aléatoire.....	26
3.1. Introduction.....	26
3.2 Objectifs.....	26
3.3. La distribution Gaussienne	26
3.4. Paramètres déterminant la nature d'une distribution aléatoire	27
3.4.1. Le coefficient d'aplatissement « Kurtosis »	27
3.4.2. Signal gaussien.....	28
3.4.3. Signal non-Gaussien	29
3.5. Processus Gaussien	29
3.6. Paramètre d'évaluation	29
3.6.1. Définition du Kurtosis	30
3.6.2. Mesure de Kurtosis.....	30
3.6.3 Différents catégories de Kurtosis	31
3.6.3.1. Distribution Mésokurtique	31
3.6.3.2. Distribution Leptokurtique	31
3.6.3.3. Distribution Platykurtiques.....	31
3.6.4. Kurtosis positif et Kurtosis négatif.....	32
3.6.5. Le Kurtosis statique	33
3.7. Conclusion	33
Chapitre 4	34
Evaluation du niveau de Gaussianité du signal SEMG.....	34
4.1 Introduction	34
4.2. Objectif.....	34

4.3. Modèle de simulation du signal EMG de surface.....	34
4.4. Arrangement des électrodes par rapport à l'orientation des fibres	35
4.5. Paramètres de modélisation des signaux EMG	36
4.6. Le niveau de contraction maximal volontaire (MVC).....	37
4.7. Les systèmes de détection	37
4.7.1. Le système longitudinal simple différentiel (LSD)	37
4.7.2. Le filtre IB2 (Inverse Binomiale d'ordre deux).....	38
4.7.3. Le filtre maximum Kurtosis (MKF)	38
4.7.4. Le filtre 3RGs 3RGs (le système à trois anneaux concentrés)	38
4.8. Paramètre d'évaluation du niveau de Gaussianité.....	39
4.9. Effet de l'angle d'inclinaison des fibres sur les signaux SEMG	39
4.10. Effet de l'inclinaison des fibres sur le degré de Gaussianité de l'EMG	40
4.11. Comparaison des niveaux de Gaussianité des trois systèmes de détection étudiés	44
4.12. Effet du seuil de recrutement sur le degré de Gaussianité de l'EMG.....	45
4.13. Effet de la MVC sur le niveau de la Gaussianité.....	47
4.14. Justification des résultats obtenus par l'histogramme	48
4.14.1. Définition de l'histogramme.....	48
4.14.2. Exemples de résultats	48
4.15. Conclusion.....	49
Conclusion générale	51
Références bibliographiques	52

Remerciement

On remercie dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide et l'encadrement de Mr N.

MESSAOUDI, Nous sommes très honorés de vous avoir comme encadreur de notre mémoire. Nous vous remercions pour la gentillesse et la spontanéité avec lesquelles vous avez bien voulu diriger ce travail. Nous avons eu le grand plaisir de travailler sous votre direction, on vous remercie pour la qualité de votre encadrement exceptionnel, pour votre patience, rigueur et votre disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

Nos remerciements s'adressent à Mr. KARIM pour son aide pratique et son soutien moral et ses encouragements.

Nos profonds remerciements vont également à toutes les personnes qui nous ont aidés et soutenue de près ou de loin.

Je dédie cette mémoire à :

Mes parents,

Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être. Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours. Que ce modeste travail soit l'exaucement de vos vœux tant formulés, le fruit de vos innombrables sacrifices, bien que je ne vous en acquitterai jamais assez. Puisse Dieu, le Très Haut, vous accorder la santé, le bonheur et longue vie et faire en sorte que jamais je ne vous déçoive.

A mes frères et mes sœurs,

Recevez mes chaleureux remerciements pour votre sacrifice et votre soutien moral que vous avez fourni pendant la durée de mes études :

A mon binôme exceptionnel et charmant qui a travaillé avec moi jour et nuit afin de réaliser ce modeste travail. Tu es chérie ma Nouha.

Et toute personne qui m'ont encouragé et aidé de près ou de loin.

Daisy

Dédicace Nouha

Je dédie ce modeste travail à :

Mes parents :

Mon père, qui peut être fier de trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit, Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venu de toi.

Ma mère, qui a œuvré pour ma réussite, par son amour, tous les sacrifices et ses précieux conseils, reçois à travers ce travail aussi modeste soit-il, l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude.

Mon frère Ridha et Mes sœurs Houda & Dylanda qui n'ont cessé d'être pour moi des exemples de persévérance, de courage et de générosité.

A mon futur mari Yacine qui m'a toujours encouragé avec sa présence et son amour dans les pires et les meilleurs moments de ma vie.

Mes Meilleures amies qui n'ont cessé de m'encourager.

A mon binôme Daisy chérie et toute la famille Lang'at.

Mes chers enseignants sans aucune exception.

A tous les étudiants IBIO et à vous chers lecteurs.

« « Nouha » »

Liste des Tableaux

Tableau. 4. 1. Paramètres anatomiques, physiques et physiologiques du modèle de simulation du signal EMG de surface [Thèse_Messaoudi].....	36
---	----

Liste des Figures

Figure. 1. 1. Les différents types de muscle.....	4
Figure. 1. 2. L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux	5
Figure. 1. 3. Contraction musculaire concentrique	7
Figure. 1. 4. Contraction musculaire excentrique	8
Figure. 1. 5. Contraction musculaire isométrique.....	8
Figure. 1. 6. Le potentiel de repos de la membrane	9
Figure. 1. 7. La phase de dépolarisation.....	9
Figure. 1. 8. La phase de repolarisation	10
Figure. 1. 9. La phase d'hyperpolarisation	10
Figure. 1. 10. La bioélectricité	11
Figure. 1. 11. Potentiel d'action.....	11
Figure. 1. 12. Schéma synoptique simplifié de l'acquisition d'électromyogramme de surface.....	13
Figure. 1. 13. Les électrodes intramusculaires de type aiguillent	14
Figure. 1. 14. Exemple d'électrodes sèches et gélifiées.....	14
Figure. 1. 15. Placement d'une électrode.....	15
Figure. 1. 16. Spectre de fréquences du signal du muscle.	15
 Figure. 2. 1. Classification des signaux	21
 Figure. 3. 1. Aspect de deux distributions selon la valeur du coefficient d'aplatissement Kurtosis (K).....	27
Figure. 3. 2. La distribution gaussienne	28
Figure. 3. 3. Formes générales de Kurtosis.....	32
Figure. 3. 4. Kurtosis Super-Gaussian et Kurtosis Sous-Gaussian	32
 Figure. 4. 1. Modèle de volume conducteur cylindrique multicouche constitué par l'os, le muscle, la graisse et la peau. À l'intérieur de la couche du muscle, il existe un muscle de forme elliptique de petit et grand axes de 20 mm et 30 mm , respectivement	35
Figure. 4. 2. Configuration des électrodes de détection selon les systèmes LSD, IB2, MKF et 3RGs par rapport à l'orientation des fibres musculaires.	36
Figure. 4. 3. Signaux SEMG détectés par les 4 filtres (LSD, IB2, MKF et 3RGs) pour un niveau de contractions musculaires MVC = 15% et un seuil de recrutement RR=30%.	40
Figure. 4. 4. Effet du seuil de recrutement et MVC sur le Kurtosis du signal sEMG détecté par le système 3RGs	40
Figure. 4. 5. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=30% et MVC=15%.	42
Figure. 4. 6. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=30% et MVC=70%.	42
Figure. 4. 7. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=70% et MVC=15%.	43

Figure. 4. 8. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=70% et MVC=70%.	43
Figure. 4. 9. Comparaison des degrés de Gaussianité des signaux EMG de surface détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF lorsque l'angle d'inclinaison varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5°.	45
Figure. 4. 10. Effet du seuil de recrutement de la dernière unité motrice sur le Kurtosis des signaux sEMG détectés par les systèmes (LSD, IB2, MKF et 3RGs) pour un niveau de contraction musculaire 70%.	46
Figure. 4. 11. Effet du seuil de recrutement de la dernière unité motrice sur le Kurtosis des signaux sEMG détectés par les systèmes (LSD, IB2, MKF et 3RGs) pour un niveau de contraction musculaire 15%.	47
Figure. 4. 12. Effet du niveau de la contraction musculaire volontaire sur la valeur de Kurtosis des signaux SEMG détectés par les filtres spatiaux LSD, IB2, MKF et 3RGs pour un seuil de recrutement 30%.	47
Figure. 4. 13. Effet du niveau de la contraction musculaire volontaire sur la valeur de Kurtosis des signaux SEMG détectés par les filtres spatiaux LSD, IB2, MKF et 3RGs pour un seuil de recrutement 70%.	48
Figure. 4. 14. Utilisation de l'histogramme pour justifier les résultats du Kurtosis.	49

Liste des abréviations

EMG : Electromyographie

UM : Unité motrice

PA : Potentiels d'Action

SEMG : Electromyographie de Surface

CMV (MVC) : Contraction Musculaire Volontaire (Muscular Voluntary Contraction)

SR (RR) : Seuil de Recrutement (Recruitment Range)

FDM (PFR) : La fréquence de décharge maximale (Peak Firing Rate)

TFR (FFT) : Transformée de Fourier Rapide (Fast Fourier Transform)

FM (MNF) : Fréquence Moyenne (Mean Frequency)

FMD (MDF) : Fréquence Médian (Median Frequency)

TF : Temps Fréquence

SOS (HOS) : Statistiques d'Ordre Supérieure (Higher Order Statistics)

VMQ (RMS) : Valeur Moyenne Quadratique (Root Mean Square)

PAUM (MUAP): Potentiel d'action d'une unité motrice (Motor Unit Action Potential).

Introduction générale

L'électrodiagnostic consiste à étudier la réponse musculaire après une stimulation électrique directe du muscle. Il permet d'évaluer les symptômes musculaires comme les douleurs musculaires qui sont résultent d'une pathologie nerveuse ou musculaire [1].

L'électromyographie (EMG) est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électro-diagnostique. Elle permet d'enregistrer l'activité d'un muscle après stimulation électrique de son nerf [1].

Elle est utilisée 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 [1].

Notre projet de fin d'études est basé sur les signaux EMG de surface où nous avons allons évaluer l'effet de l'inclinaison des fibres musculaires sur le degré de Gaussianité des signaux EMG de surface détectés non invasivement par différentes configurations des électrodes. Le paramètre que nous avons utilisé pour estimer l'effet de l'inclinaison des fibres sur le degré de Gaussianité du signal EMG est le Kurtosis. Les effets des seuils de recrutement des unités motrices et le niveau de contraction musculaire volontaire sur le degré de Gaussianité du signal EMG de surface ont été aussi estimés.

Pour bien montrer l'objectif de ce mémoire, nous avons l'organiser comme suit :

Dans le premier chapitre, nous rappelons le coter anatomique du corps humain en basant sur les muscles et ses différentes caractéristiques, ainsi qu'une petite description générale de l'électromyographie (EMG).

Dans le deuxième chapitre, on discutera les processus stochastiques en se basant sur les domaines d'analyse du signal EMG, la classification des signaux ainsi que la définition des statistiques d'ordre supérieur.

Nous discutons dans le troisième chapitre, les processus stochastiques de nature Gaussienne et les processus non Gaussiens tel que on a définit la distribution gaussienne, un signal gaussien et non gaussien, ainsi qu'un processus gaussien et le paramètre Kurtosis et ses catégories.

Le chapitre 4 a pour objectif est d'évaluer le niveau de Gaussianité des signaux EMG de surface détectés par les systèmes : Longitudinal Simple Différentiel (LSD), Inverse Binomiale

d'ordre deux (IB2), le Filtre à Kurtosis Maximale (MKF) et le système à trois anneaux (3RGs) lorsque l'angle d'inclinaison des fibres musculaires varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5° .

Nous avons terminé ce mémoire par une conclusion générale où nous avons donné les résultats les plus importants.

Chapitre 1

Généralités sur l'électromyographie

1.1. Introduction

L'étude de l'activité musculaire est très importante dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électro diagnostique. Alors pour bien comprendre le fonctionnement de l'électromyogramme, nous allons faire une recherche dans ce chapitre sur ce dernier.

Nous allons exploiter les aspects théoriques qui englobe l'étude des muscles, seuil de recrutement des muscles, différents types d'électrode qui peuvent être utilisés avec un électromyogramme avec son emplacement, les caractéristiques électriques du signal EMG et son traitement (l'amplification, le filtrage et l'affichage du signal).

1.2. Définition du muscle

Un muscle est un organe du corps humain constitué de fibres élastiques qui se contracte et se décontracte pour permettre au corps humain de se déplacer, de s'animer, de se mouvoir mais aussi de garder une position fixe.

La plupart des muscles s'attachent directement aux os ou y sont reliés par des tendons ou des ligaments. On distingue 3 types de muscles selon leur structure microscopique :

1.2.1. Les muscles striés

Ce sont un type de muscles composés de nerfs, de protéines, de neurones moteurs, de vaisseaux sanguins et de fibre musculaire entourée de tissu conjonctif. Le nombre de noyaux contenu dans les cellules des muscles striés dépend de sa sollicitation. Le myocarde et les muscles squelettiques sont des muscles striés. Ils présentent une tonicité, de l'élasticité, une contractilité et une excitabilité. Les muscles striés s'insèrent dans la peau ou dans le squelette [2].

1.2.2. Les muscles squelettiques

Ce sont les principaux muscles du corps humain qui constituent la plus grande partie de sa masse. Le système nerveux central contrôle les muscles squelettiques. On trouve dans les muscles squelettiques des cellules musculaires avec plusieurs noyaux, des nerfs, des tissus

conjonctifs et des vaisseaux sanguins. C'est grâce aux muscles squelettiques que le corps est maintenu, que les articulations sont stables, que les mouvements se font et que l'énergie est produite, au moyen de contractions d'intensité variable [2].

1.2.3. Le muscle cardiaque (ou myocarde)

Le muscle cardiaque est celui qui assure les fonctions de pompage, de vidange et de remplissage des cavités cardiaques. C'est donc lui aussi qui assure la circulation sanguine dans l'ensemble de l'organisme. Lorsque le muscle se contracte (que les fibres musculaires se raccourcissent), la pression augmente dans les cavités cardiaques ce qui entraîne l'éjection du sang. Dans un second temps, lorsque le muscle cardiaque se détend, le sang remplit les oreillettes. Le muscle cardiaque est susceptible d'être victime de diverses pathologies (cardiomyopathies) affectant notamment sa contractilité [2].

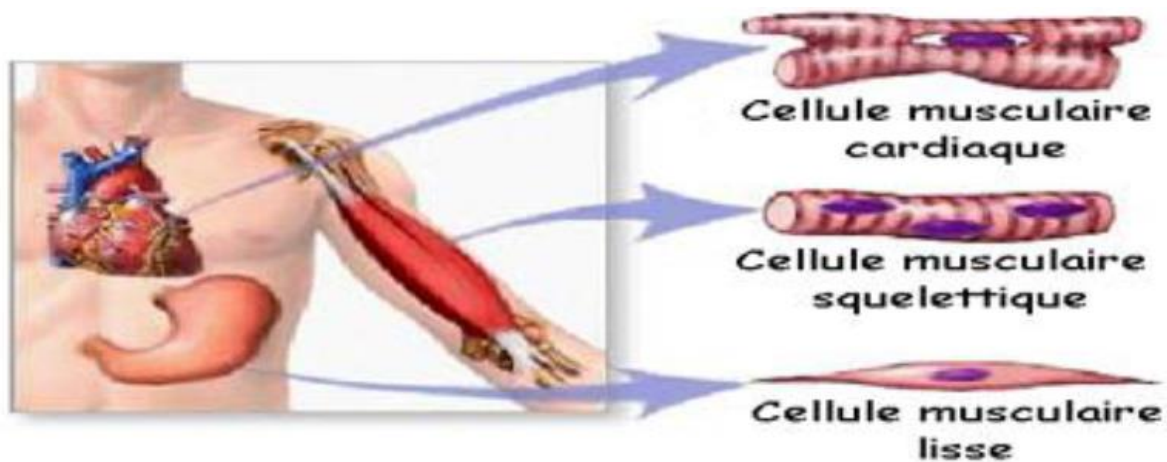


Figure. 1. 1. Les différents types de muscle

1.3. L'activité musculaire

L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux. Les fibres musculaires sont innervées par des fibres motrices « ou motoneurones ». Chaque motoneurone innerve plusieurs fibres musculaires qu'il active d'une façon synchrone. La structure de base autour de laquelle s'articule la physiologie musculaire est l'unité motrice. Une unité motrice est formée par un motoneurone (neurone moteur) situé dans la moelle épinière, son prolongement (axone) qui chemine dans le nerf périphérique et l'ensemble des fibres musculaires que le motoneurone innerve. Chaque axone moteur se divise en un certain nombre de ramifications, chacune d'elles innervant une seule fibre musculaire. Ainsi au niveau du muscle biceps brachial, un motoneurone innerve en moyenne 100 fibres musculaires qu'il active de façon synchrone.

Lors d'un mouvement, le contrôle de la force de contraction est lié aux nombres d'unités motrices recrutées [3].

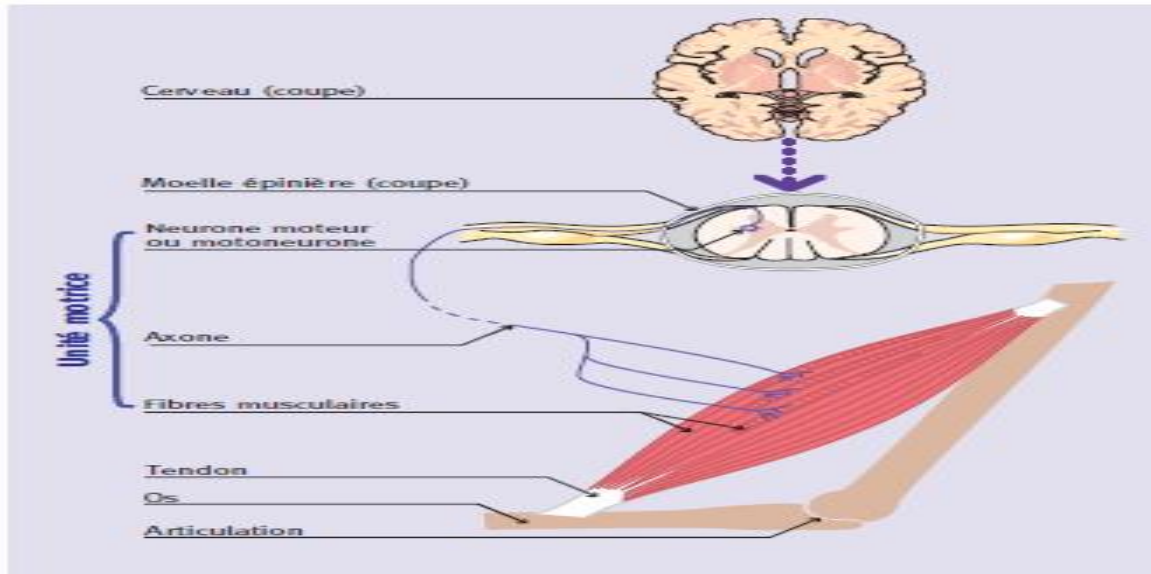


Figure. 1. 2. L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux

1.4. Les propriétés mécaniques des muscles

Le tissu musculaire possède certaines propriétés particulières qui lui permettent de remplir sa fonction. Ces propriétés sont :

1.4.1. L'excitabilité

Est la faculté de percevoir un stimulus et d'y répondre. En ce qui concerne les muscles, le stimulus est habituellement de nature chimique et la production et la propagation, le long du sarcoplasme, d'un courant électrique qui est à l'origine de la contraction musculaire [2].

1.4.2. La contractilité

Est la capacité de se contracter avec force en présence de la stimulation appropriée. C'est cette aptitude qui rend les muscles si différents de tous les autres tissus.

Les différentes phases de la contractilité :

Phase de latence : temps qui s'écoule entre l'évolution de la stimulation nerveuse et le début de la contraction musculaire.

Phase de contraction : raccourcissement du muscle

Phase réfractaire: le muscle ne répond pas, récupération du muscle [2].

1.4.3. L'extensibilité

Est la faculté d'étirement lors qu'elles se contractent, les fibres musculaires raccourcissent, mais lorsqu'elles sont détendues, on peut les étirer au-delà leur longueur de repos [2].

1.4.4. L'élasticité

Est la possibilité qu'ont les fibres musculaires de raccourcir et de reprendre leur longueur de repos lorsqu'on les relâche. Elle joue le rôle d'amortisseur (par ex lors d'un allongement particulier), supprimant les chocs, évitant les accidents, améliorant le rendement (élasticité parfaite).

Pour un meilleur rendement musculaire il faut que le muscle soit chaud il permet ainsi la fusion de secousses musculaires [2].

1.4.5. Viscoélasticité

Quand on relâche, le muscle reprend. Ce retour se fait en deux temps rapidement, puis lentement, Le retard de réponse permet de protéger le muscle lors des mouvements brusques.

En actif : le sujet fait un mouvement volontairement.

En passif : le mouvement est réalisé par le praticien sur lui (plus grand retard à la réponse).

L'élasticité et la viscoélasticité jouent un rôle important lors de l'amortissement des tensions trop brutales dues aux raccourcissements et à l'allongement musculaire. Elles jouent un rôle de protection des leviers osseux, des insertions musculaires des ligaments, des tendons [2].

1.5. Les propriétés électriques des muscles

La propriété électrique traduit une excitabilité de la fibre musculaire comparable à celle de la fibre nerveuse. Le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire, il existe un couplage électromécanique qui lie l'activité électrique à l'activité mécanique. C'est évidemment l'activité électrique qui induit l'activité mécanique [4].

1.6. La contraction musculaire

La contraction musculaire désigne une contraction involontaire et coordonnée d'un ensemble de fibres et de cellules musculaires au sein d'un muscle. Elle intervient généralement dans le cadre d'une activité sportive et se présente comme une sensation de raideur douloureuse au niveau d'un muscle, Elle se distingue de la simple crampe musculaire par une gêne ressentie sur une durée plus longue [5].

1.6.1. Types de la contraction musculaire

Il existe une tonne de manières de varier l'intensité et de garder le fun dans la pratique des exercices. L'un de ces moyens est de se concentrer sur différents types de contractions musculaires.

Nous allons définir les trois principaux types de contraction. Les types de contraction sont **définis par les variations de la longueur d'un muscle pendant un mouvement**. Quand il est stimulé, un muscle se contracte. L'ensemble des fibres musculaires peuvent développer une force de plusieurs façons différentes : allongement, raccourcissement ou le maintien de la même longueur tandis que le muscle se contracte

Il existe trois types de contractions musculaires.

Concentrique: raccourcissement musculaire

Quand un muscle est activé et doit soulever une charge, il commence à se raccourcir, ceci pour le mouvement d'une articulation. L'exemple le plus simple est de visualiser le biceps Curel : votre biceps se raccourcit, ce qui porte l'avant-bras jusque vers l'épaule.

Toute activité musculaire où la force du muscle peut lutter contre la résistance d'un objet et l'obliger à se raccourcir (ainsi générant une force) est considérée comme une contraction concentrique [6].

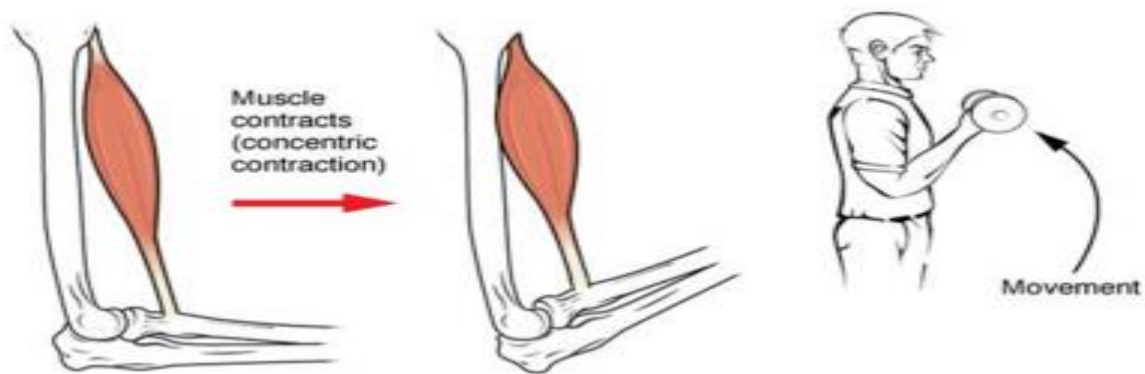


Figure. 1. 3. Contraction musculaire concentrique

Excentrique : allongement musculaire

C'est l'inverse des contractions concentriques, mais de préférence d'une manière contrôlée dans un objectif de bodybuilding. Ainsi sans contraction excentrique du biceps après le Curel, vous lâchiez la barre plutôt que de simplement la baisser. Le biceps s'allonge lentement pour assurer un mouvement fluide, la fameuse négative.

Lorsque la charge sur un muscle augmente, il arrive finalement un point où la force externe appliquée est supérieure à la force que peut générer le muscle. Ainsi, même si le muscle peut être pleinement activé, il est obligé de s'allonger en raison de cette charge.

Il est à noter que les muscles soumis à de trop fortes charges excentriques (contraction involontaire) souffrent de potentiellement plus de dégâts par rapport à une

excentrique maîtrisée. Un point intéressant à développer pour la force et prévenir les blessures [6].



Figure. 1. 4. Contraction musculaire excentrique

Isométrique : tenue du muscle activement à une même longueur

Les contractions isométriques sont essentiellement des contractions statiques. Même si il n'y a pas de mouvement, le muscle doit maintenir sa position. Il est activé, mais au lieu de s'allonger ou de se raccourcir, il est maintenu à une longueur constante.

Un exemple d'une contraction isométrique serait de porter la barre de Curl en face de vous. Le poids tire vers le bas, mais les mains et les bras résistent à la gravité avec la même force. Comme rien ne bouge, les biceps sont en contraction isométrique.

Ajoutons que beaucoup de muscles squelettiques se contractent en isométrie afin de stabiliser et de protéger les articulations pendant un mouvement. Ainsi, alors que les muscles quadriceps se contractent de manière concentrique au cours de la phase ascendante du squat, et de manière excentrique pendant la phase descendante, la plupart des muscles profonds de la hanche se contractent en isométrie pour stabiliser l'articulation de la hanche pendant le mouvement [6].



Figure. 1. 5. Contraction musculaire isométrique.

1.7. La bioélectricité

1.7.1. Etat de repos

La différence de potentiel entre deux points se mesure à l'aide d'un voltmètre. lorsqu'on insère une des microélectrodes du voltmètre dans le cytoplasme d'un neurone et qu'on place

l'autre sur sa face externe, on enregistre un voltage d'environ -70mV a travers la membrane. (Le symbole « moins » indique que la face cytoplasmique (interne) de la membrane du neurone est chargée négativement, alors que la face externe (du côté du liquide interstitiel) est chargée positivement). Cette différence de potentiel dans un neurone au repos est appelée potentiel repos, et on dit alors que la membrane est polarisée.

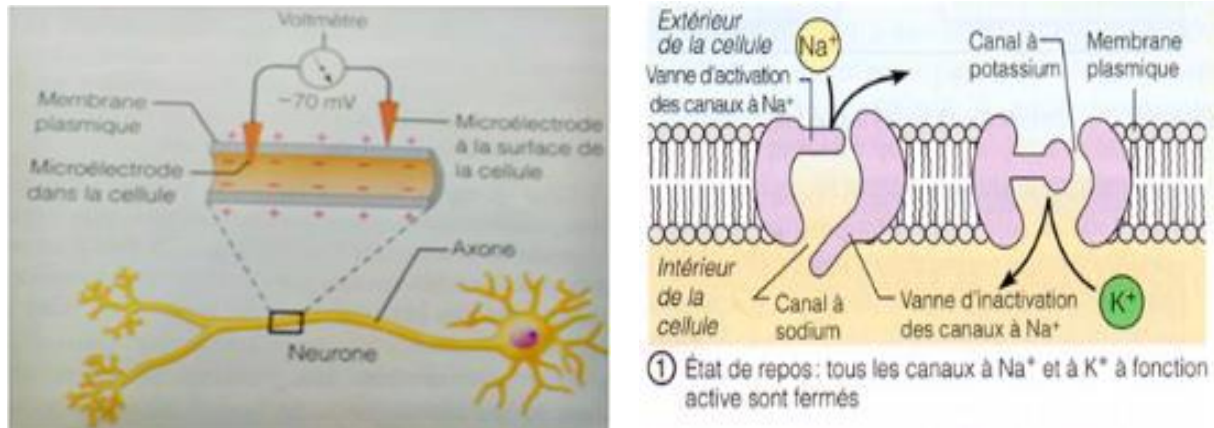


Figure. 1. 6. Le potentiel de repos de la membrane

1.7.2. La dépolarisation

La redistribution des ions se s'accomplit par l'activation de la pompe à sodium et à potassium après la dépolarisation. On pourrait penser qu'un très grand nombre d'ions Na^+ et K^+ changent de place pendant la production du potentiel d'action, mais tel n'est pas le cas. De petites quantités seulement de sodium et de potassium traversent la membrane. (L'afflux de Na^+ et K^+ changent de place pendant la production du potentiel d'action [2].

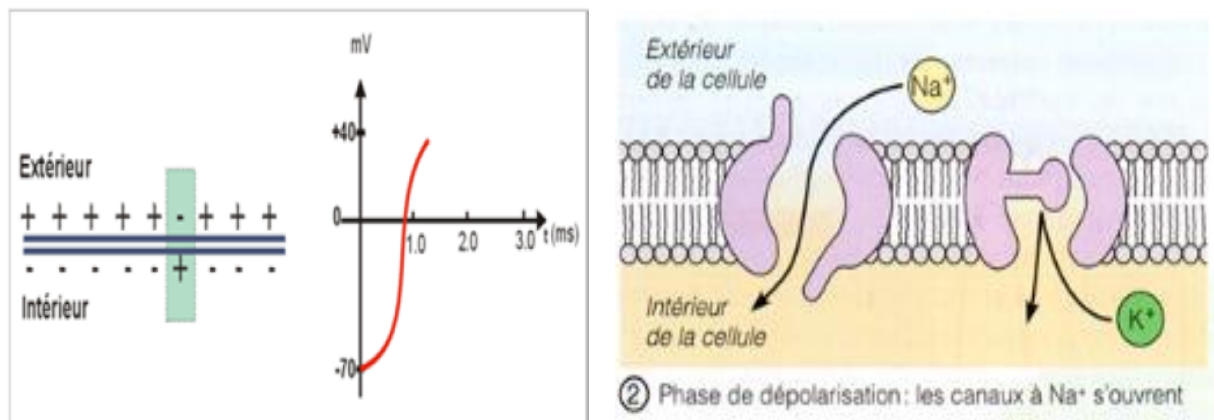


Figure. 1. 7. La phase de dépolarisation.

1.7.3. Repolarisation

La repolarisation se fait dans le même sens que la dépolarisation et elle doit prendre fin avant que la fibre musculaire puisse être stimulée de nouveau. Plus tard, les concentrations ioniques propres à l'état de repos seront rétablies par la pompe à sodium et à potassium.

Après le passage de la vague de dépolarisation, la perméabilité du sarcoplasme se modifie de nouveau : les canaux du Na^+ se ferment et les canaux du K^+ s'ouvrent, laissant les ions potassium diffuser vers l'extérieur de la cellule. la membrane retrouve donc son état de repos [2].

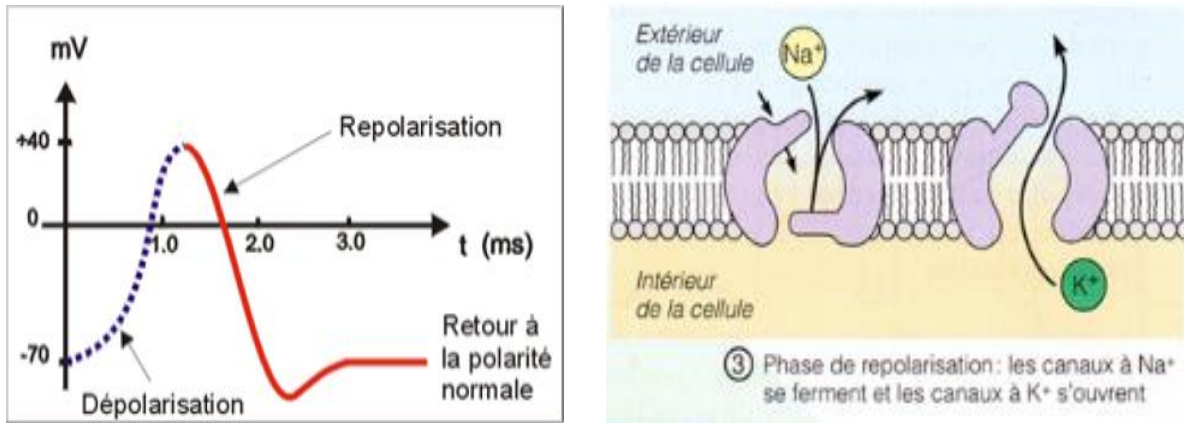


Figure. 1. 8. La phase de repolarisation

1.7.4. Hyperpolarisation

Maintien de la perméabilité au potassium. Comme les canaux à K^+ réagissent lentement au signal de dépolarisation, la période de perméabilité accrue aux ions potassium dure un peu plus longtemps qu'il n'est nécessaire pour revenir à l'état de repos par suite de la perte excessive d'ions K^+ , on observe une hyperpolarisation tardive sur le graphique du tracé après le pic représentant le potentiel d'action. Les canaux à Na^+ , les vannes d'activation aussi bien que celles d'inactivation sont fermées pendant l'hyperpolarisation tardive ; cela signifie que le neurone est incapable de réagir à un stimulus et de se dépolariser au cours de cette phase. [2]

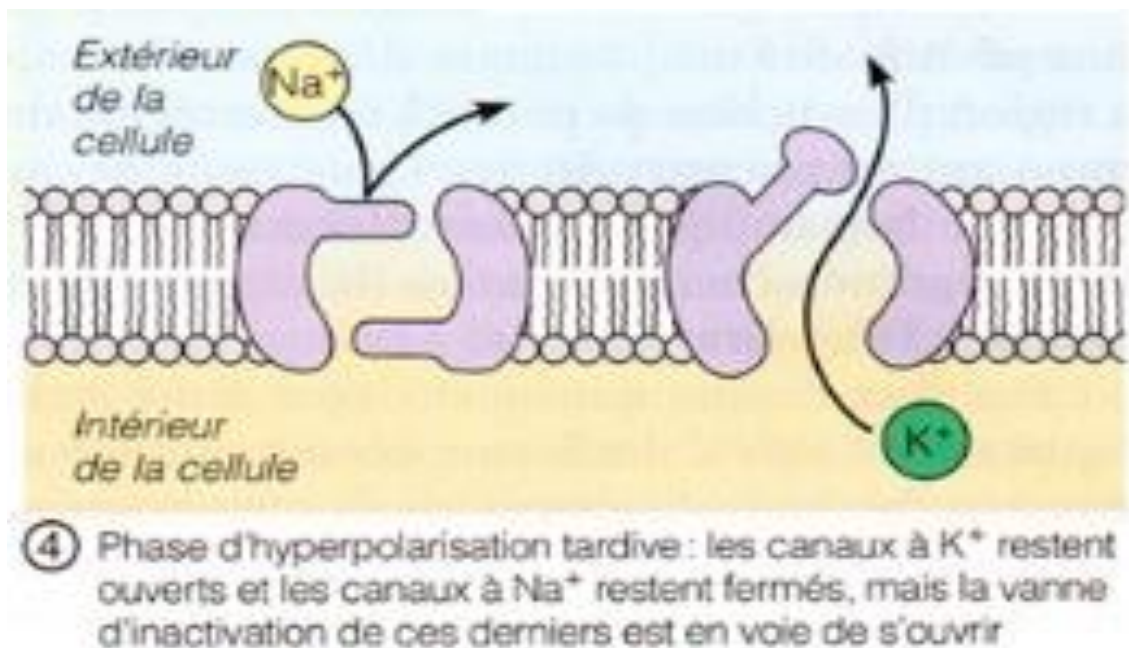


Figure. 1. 9. La phase d'hyperpolarisation

On peut résumer tout les étapes par le graphe suivant :

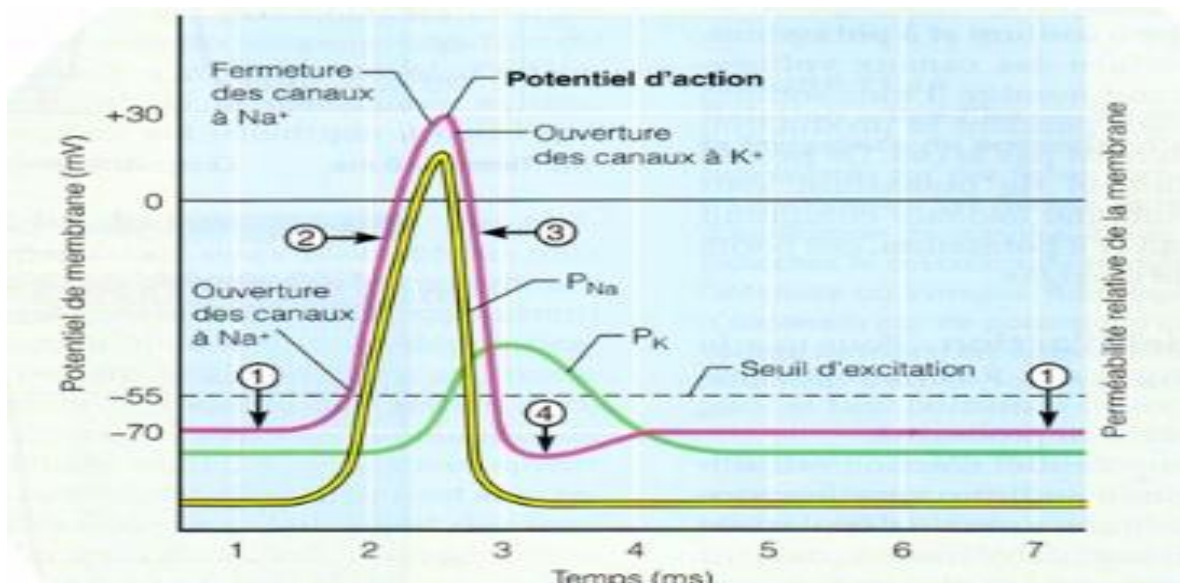


Figure. 1. 10. La bioélectricité

1.7.5. Le potentiel d'action

C'est une suite prévisible de phénomènes électriques qui se propagent le long du sarcoplasme. En premier lieu, la membrane est dépolarisée par ce que les canaux du sodium (Na^+) s'ouvrent et laissent le sodium pénétrer dans la cellule, puis elle se polarise au fur et à mesure que la dépolarisation locale s'étend aux autres régions du sarcoplasme, elle déclenche l'ouverture de canaux du sodium commandés par le voltage, les ions sodium, qui jusque-là ne pouvaient traverser la membrane, entrent alors dans la cellule en suivant leur gradient électrochimique [2].

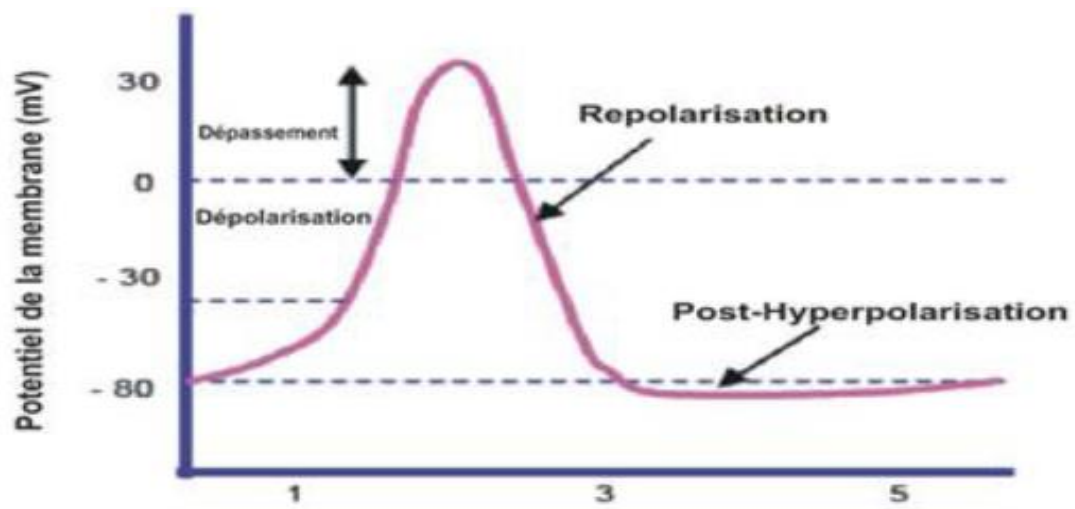


Figure. 1. 11. Potentiel d'action

1.8. L'électromyographie

L'électromyographie est une technique médicale qui permet d'étudier la fonction des nerfs et des muscles qui comprends le système nerveux périphérique, les muscles et la jonction neuromusculaire, et donc de compléter certains diagnostics neurologiques.

L'électromyographie (E.M.G.) est l'enregistrement des variations de l'état électrique qui se produisent dans le muscle au cours de la contraction. Les modifications ioniques qui accompagnent la transmission de l'influx nerveux et les contractions musculaires entraînent des changements du potentiel électrique. Ces changements de potentiel sont recueillis par des électrodes ; soit de surface pour un enregistrement global ; soit intramusculaires pour un enregistrement élémentaire, ils sont ensuite amplifiés puis stockés [10].

L'électromyogramme est un examen clinique consistant à étudier la réponse musculaire après une stimulation électrique.

1.8.1. Description du signal de l'électromyogramme

Le signal EMG est une représentation de l'activité électrique générée par la dépolarisation de la membrane de la fibre au niveau de la plaque motrice qui produit un Potentiel d'action de propagation. Les sources du signal sont ainsi situées au niveau des zones dépolarisées des fibres musculaires. La détection du signal EMG implique l'utilisation d'électrodes intramusculaires ou de surface qui sont placées à une certaine distance par rapport aux sources [7].

L'électromyogramme 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.

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.

Lorsque la corne ventrale de la moelle envoie vers les muscles des influx nerveux sous une influence supra spinale, la contraction musculaire dépend de :

La fréquence de l'influx nerveux, dont l'accélération est en fonction de la force musculaire. Ces phénomènes électriques sont mesurés en microvolts (μV). Il faut insister sur le fait que la corne ventrale de la moelle ne mobilise pas toutes les UM de son pool, même pour une

contraction musculaire maximale. 60% environ sont actives, le reste est en attente pour relayer celles qui fonctionnent [3].

1.8.2. Les instruments nécessaires pour la réalisation d'EMG

L'électromyographie est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électro-diagnostique avec nombreuses applications de l'EMG de surface : analyse de mouvement et de la posture (sport, clinique, ergonomie), étude de la fatigue musculaire, étude de la relation EMG/force...etc. afin d'avoir acquisition du notre signal [11].

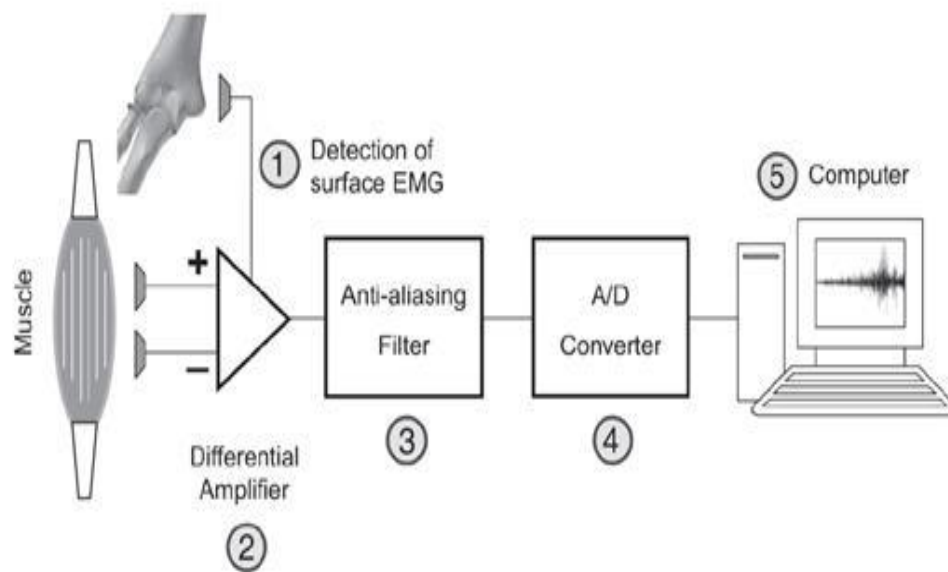


Figure. 1. 12. Schéma synoptique simplifié de l'acquisition d'électromyogramme de surface.

1.8.2.1. Les électrodes

Il y a plusieurs types d'électrodes de détection du signal EMG ;

1) Electrodes de surface

Ce type de détection d'EMG est le plus utilisé. Il est employé dans les cliniques pour les examens rapides, en réhabilitation, les interfaces neurologiques et prothèse.

En plus de ça, il est utilisé en recherche pour l'étude du mouvement (control moteur, biomécanique).

2) Electrodes intramusculaire de type aiguille

Ces types sont employés en clinique pour préciser le diagnostic.

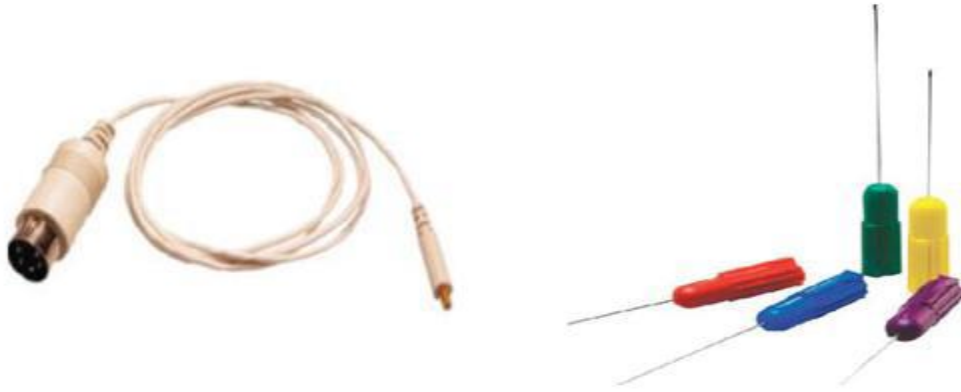


Figure. 1. 13. Les électrodes intramusculaires de type aiguillent

3) Electrodes intramusculaire implantées

Ce sont des câbles minces insérés dans la fibre et ils sont utilisés avant tout dans la recherche.

4) Electrodes à gel

Celle-ci est une technique conventionnelle ou on utilise un gel électrolytique pour améliorer la conduction.

5) Electrodes sèche (dry-plate)

Ce type est en argent ou surface adhésive conductrice.

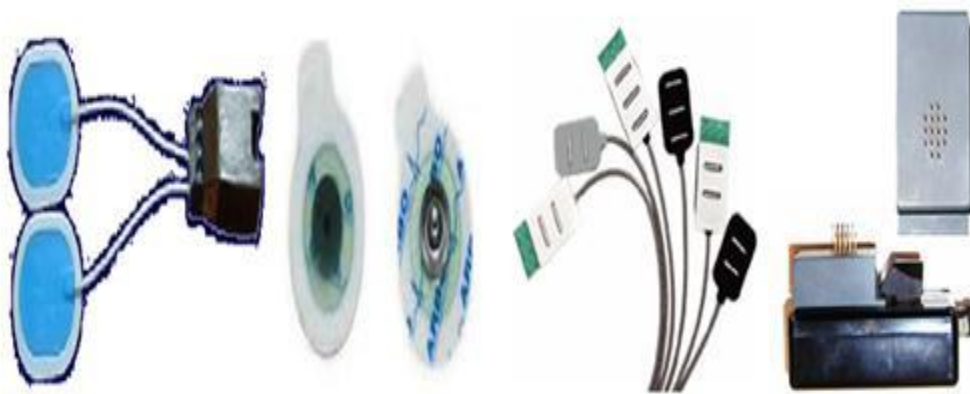


Figure. 1. 14. Exemple d'électrodes sèches et gélifiées

6) Les électrodes avancées

Ils sont actifs car ils intègrent un préamplificateur et on les utilise sans contact.

1.8.2.2. Types d'électrodes

Dans le domaine de la détection des signaux EMG de surface, il existe plusieurs types d'électrodes. En générale, il y a deux types d'électrodes : les électrodes invasives et les électrodes non invasives.

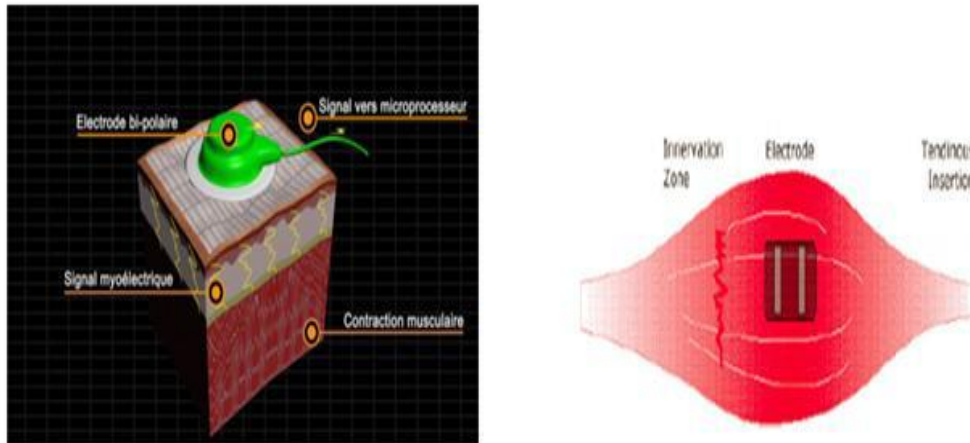


Figure. 1. 15. Placement d'une électrode.

1) Les électrodes mono polaires

Avec ce type on mesure la différence de potentiel entre l'électrode et une électrode de référence. Il permet de cartographier les signaux. Le problème avec cette méthode est la sensibilité au bruit électromagnétique.

2) Les électrodes bipolaires

On mesure la différence de potentiel entre deux électrodes et un commun mais le problème est qu'il élimine en grande partie le bruit électromagnétique.

1.8.3. Caractéristiques du signal EMG

Le signal EMG, son amplitude varie d'une valeur allant de $10\ \mu\text{V}$ à $3\ \text{mV}$. Une aussi grande plage de valeur s'explique par le fait que plusieurs paramètres sont à prendre en considération soit : le positionnement de l'électrode, la préparation préalable de la peau et aussi la grosseur du muscle étudié. Du côté de la fréquence, on peut voir que la bande de fréquence qui est présente dans le signal obtenu par les muscles et les nerfs différente : Une explication que l'on peut donner est que cela change beaucoup en fonction du muscle que l'on veut étudier, un muscle petit ne possèdera pas nécessairement le même spectre de fréquences qu'un muscle de plus grandes dimensions.

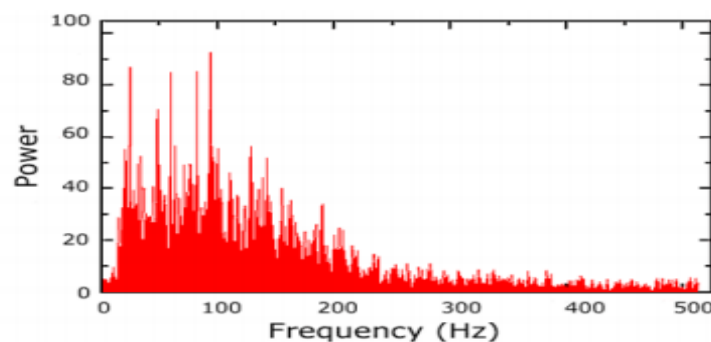


Figure. 1. 16. Spectre de fréquences du signal du muscle.

1.8.4. Les limitations de l'EMG

Il y a des nombreuses limitations de l'EMG comme les artefacts de mouvement, les possibles infections due au repositionnement des électrodes intramusculaires, l'allergie a l'adhésif de l'électrode ou suite au nettoyage, la difficulté de faire la comparaison entre les sujets en utilisant EMG de surface qui n'est pas approprié, le positionnement des électrodes doit être rigoureux [11].

1.9. Définition de l'unité motrice

Un motoneurone, ou [neurone](#) moteur, est une cellule nerveuse qui est directement connectée à un muscle et commande sa contraction. Il peut agir sur un petit ou un grand nombre de [fibres musculaires](#), l'ensemble étant appelé une unité motrice. Les motoneurones contrôlent donc les [mouvements](#) du corps.

1.9.1. Recrutement des unités motrices

Le seuil de recrutement (SR) est le niveau de force nécessaire pour recruter une nouvelle UM. Une fois qu'une UM est recrutée, sa fréquence de décharge augmente de manière linéaire en fonction du niveau de force, jusqu'à la contraction volontaire maximale (MVC) toutes les UM sont recrutées à un niveau de force spécifique au type de muscle [8].

1.9.2. Définition du seuil de recrutement (RR)

Les excitations des seuils de recrutement d'unités motrices d'un muscle sont modélisées par la relation suivante :

$$RTE(i) = e^{\left(\frac{\ln(RR)}{n}\right)i} \quad (1.1)$$

Où i est un indice identifiant l'unité motrice, $\ln$ indique le logarithme népérien, RR est l'intervalle des valeurs de seuils de recrutement désirés et n est le nombre des unités motrices dans le muscle [12].

1.9.3. La fréquence de décharge maximale (PFR)

La fréquence de décharge maximale (PFR) d'une unité motrice est inversement proportionnelle à l'excitation de son seuil de recrutement. Par conséquent, la fréquence de décharge maximale d'une unité motrice est donnée par la relation suivante :

$$PFR_i = PFR_1 - PFRD \cdot \left(\frac{RTE_i}{RTE_{120}}\right), \quad i = 2:120 \quad (1.2)$$

Où PFR_1 est la fréquence de décharge de la première unité motrice recrutée, $PFRD$ est la différence désirée en fréquence de décharge entre la première et la dernière unité motrice

recrutée, RTE_i est l'excitation correspond au seuil de recrutement de l'unité motrice i , RTE_{120} est l'excitation correspond au seuil de recrutement de la dernière unité motrice [12].

1.9.4. Plage de recrutement

Il s'agit du niveau de force pour lequel toutes les UMs sont recrutées. La plage de recrutement est différente pour les différents muscles. Par exemple, la plage du muscle «adductor pollicis» est environ 50% MVC, tandis que celle du biceps est environ 80% MVC. Généralement, des valeurs comprises entre 30% et 90% MVC sont choisies comme plage initiale de ce paramètre [9].

1.10. Conclusion

Nous avons décrit dans ce chapitre, les muscles (définition, types), l'unité motrice (recrutement et fonctionnement), le principe de l'électromyographie (détection du signal et ses caractéristiques), ainsi que les types et le mécanisme de la contraction musculaire.

Par sa nature le signal EMG de surface est aléatoire et dans la plupart des cas est un signal non Gaussien et pour bien traiter ce signal il est préférable d'utiliser les statistiques d'ordre supérieur. Dans le chapitre suivant nous allons étudier les processus stochastiques employé dans le traitement des signaux aléatoires tel que le signal EMG de surface.

Chapitre 2

Les statistiques d'ordre supérieur

2.1. Introduction

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

Or, les électromyogrammes sont des signaux complexes, bruités et pouvant être influencés par de nombreux facteurs. Leur interprétation nécessite par conséquent de leur appliquer plusieurs traitements spécifiques [13]. Le signal EMG de surface est généralement analysé dans trois domaines : le domaine temporel, le domaine fréquentiel et le domaine temps-fréquence :

2.2. Domaines d'analyse du signal EMG de surface

2.2.1. Domaine temporel

Ce domaine comporte plusieurs étapes de prétraitement citées dans ce chapitre (Kurtosis, variance, RMS...). Ces derniers facilitent l'analyse et l'exploitation du signal, par exemple, la moyenne quadratique (RMS) fait référence au nombre d'unité motrice activées et de leur taille.

2.2.2. Domaine fréquentiel

Une analyse fréquentielle par application de la transformée de Fourier (FFT) a été largement appliquée. En effet [14] et [15], ont constaté qu'à partir d'une représentation fréquentielle de la contraction musculaire par application de la FFT, on peut détecter facilement la présence de la fatigue. Cette fatigue a été aussi évaluée par la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD). Malgré cela, cette technique ne permet pas de localiser la présence ou l'évolution d'une composante fréquentielle dans le temps [14].

2.2.3. Domaine temps-fréquence

Pour étudier les évolutions temporelles du contenu spectral d'un signal non stationnaire, il est possible d'utiliser la TF et de satisfaire localement à la condition de stationnarité. Pour cela, il est commun de diviser les signaux en blocs de courte durée où existe la stationnarité au sens

large. Cependant, cette approche souffre d'une limitation importante en termes de résolution, à cause du compromis en temps et fréquence. Dans un souci d'amélioration des résolutions temporelles et fréquentielles, un certain nombre de méthodes d'analyse temps-fréquence ont été proposées et utilisées sur les EMG [14].

2.3. Définition du signal

On appelle signal toute grandeur physique tensorielle qui varie soit continuellement (signaux analogiques) soit discrètement (signaux numériques) au cours du temps.

L'évolution dans le temps de la grandeur considérée est régie par la dynamique spécifique du signal. Quelque fois la loi temporelle régissant le phénomène est bien connue (signaux déterministes) et d'autre fois il est difficile, voire impossible de le décrire (signaux aléatoire). L'objet du traitement du signal est donc d'analyser avec soin, de coder, de transmettre intégralement ou une partie spécifique du signal ou de reconstruire à sa réception toutes ses propriétés et d'en tirer le maximum d'information qu'il contient [16].

2.4. Classification des signaux [17]

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

2.4.1. Les signaux certains (ou déterministes) [18]

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

2.4.1.1. Les signaux non périodiques

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

2.4.1.2. Périodiques

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

2.4.2. Signaux aléatoires

Mais les ingénieurs sont le plus souvent confrontés à des signaux dont rien ne peut être dit à priori et dont chaque nouvel enregistrement est différent du précédent. On parle alors de

signaux aléatoires (ou probabilistes) dont le comportement temporel est imprévisible et pour la description desquels il faut se contenter d'observations statistiques. Donc Pour avoir une connaissance complète du phénomène, il faudrait en théorie enregistrer toutes les réalisations possibles, Ces signaux peuvent être :

2.4.2.1. Stationnaires

Soit un ensemble d'enregistrements $\{x(t)\}$ décrivant le phénomène étudié. Les propriétés moyennes du signal peuvent être évaluées à n'importe quel instant t_1 du signal en faisant une moyenne sur l'ensemble des réalisations. On peut ainsi évaluer la valeur moyenne, la valeur quadratique moyenne (ou « carré moyen ») ou tout autre grandeur moyenne.

Si ces valeurs moyennes sont invariantes en fonction de l'instant t_1 où elles sont calculées, alors on dit que le signal est stationnaire [17].

2.4.2.2. Non stationnaires

Habituellement, les signaux issus des phénomènes physiques sont de nature non stationnaire, également formés de plusieurs composantes fréquentielles (signaux multi-composantes). Ces signaux sont brefs, ne se répètent que rarement, et se manifestent par des oscillations évoluant au cours du temps. Parmi les signaux non-stationnaires, on peut citer les signaux de parole, de radar ou de sonar, biomédicaux, acoustiques, astrophysiques [19].

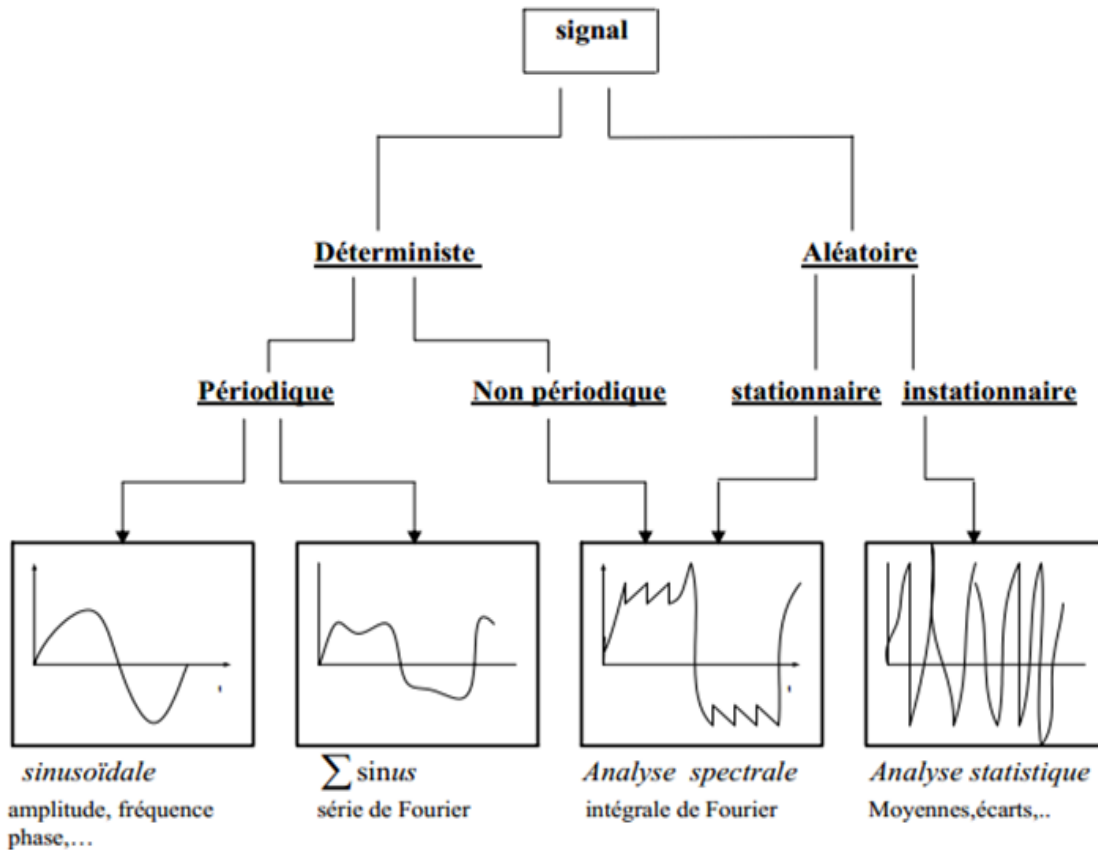


Figure. 2. 1. Classification des signaux.

2.5. Les statistiques d'ordre supérieure

2.5.1. Définitions

Les statistiques d'ordre supérieur (HOS) sont les moments d'ordre supérieur à 2. Elles sont utilisées essentiellement en complément aux statistiques d'ordre 2. Elles donnent une description plus complète des données et de leurs propriétés. Une analyse à l'ordre 2 examine les liens statistiques entre les valeurs à deux instants ou deux fréquences d'un signal. Ceci ne fournit qu'une description incomplète des propriétés statistiques d'un signal aléatoire (sauf s'il est gaussien). Pour approfondir l'analyse, il faut envisager les liens entre trois, quatre voire plus d'instant (ou fréquences). Les propriétés d'ordre supérieur des signaux aléatoires peuvent être décrites, comme le sont les propriétés d'ordre 2, dans le domaine du temps ou dans le domaine des fréquences.

Il existe plusieurs paramètres statistiques permettant l'étude du signal EMG à savoir la moyenne, la variance, l'écart type, skewness, Kurtosis, l'exposant de Hurst, Entropie, RMS (root mean square) et identificateurs fréquentiel. Dans la suite de ce chapitre nous allons les définir et montrer leur fonction dans le signal EMG.

2.5.2. Amplitude du signal

L'amplitude du signal EMG illustre le niveau d'activation d'un muscle, c'est-à-dire le nombre d'unités motrices actives en fonction du temps [21].

L'amplitude du signal EMG à tout instant dans le temps est stochastique ou aléatoire.

Dans la plupart des cas, toutefois, l'inspection visuelle du signal EMG brut révèle que son amplitude est à peu près proportionnelle à la force exercée par le muscle sous-jacent.

Cette relation peut être facilement appréciée par l'affichage du signal EMG en temps réel tandis que l'intensité due à la contraction musculaire est augmentée [22].

2.5.3. L'énergie

On définit l'énergie associée à une mesure comme son module élevé au carré. L'énergie transférée au fil du temps peut donc être modélisé par un signal dérivé du signal décrivant le phénomène qui nous intéresse : il s'agit de sa densité d'énergie [23]. L'énergie est représentée par la formule suivante :

$$E = \sum_{k=1}^N x_k^2 \quad (2.1)$$

2.5.4. Puissance

Lorsque l'énergie totale d'un signal est ainsi infinie, plutôt que de s'intéresser à la quantité totale d'énergie transmise, on peut étudier la quantité d'énergie transmise par unité de temps : il s'agit de la puissance d'un signal [23]. La puissance est donnée par :

$$P = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2 \quad (2.2)$$

2.5.5. La moyenne

La moyenne $\bar{x}$ est la somme des valeurs numériques divisé par le nombre de ces valeurs numériques. Voici la formule pour calculer la moyenne :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad (2.3)$$

2.5.6. Variance [24]

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

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{N} \quad (2.4)$$

2.5.7. L'écart type (la déviation standard)

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

$$STD = \sqrt{Variance} \quad (2.5)$$

2.5.8. Facteur de crête

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

Cet indicateur est un outil qui permet de mettre en évidence les roulements en phase dégradation. Lorsque le facteur de crête est fiable, il convient de s'assurer que la valeur efficace (ou la valeur crête) de l'amplitude n'est pas en progression, ce qui signifie que l'état du roulement est en dégradation [20]. Son expression est donnée comme suit:

$$Fc = \frac{X_c}{X_{eff}} \quad (2.6)$$

2.5.9. RMS (root mean square)

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

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

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} (x(t))^2 dt} \quad (2.7)$$

2.5.10. Kurtosis (le coefficient d'aplatissement)

Il se réfère au degré de pic ou de platitude dans la région sur le mode d'une courbe de fréquence.

2.5.10.1. Définition

Par Kurtosis, nous voulons dire l'absence de picité de la planéité d'une courbe de fréquence. Pour reprendre les termes de Croxton et de Cowden, « une mesure de Kurtosis indique le degré auquel une courbe de distribution de fréquence atteint un sommet ou un sommet plat ».

Si une courbe de fréquence est relativement plus pointue que la courbe normale, elle est appelée courbe leptokurtique; si elle est moins crête ou plus plate que la courbe normale, elle s'appelle une courbe platykurtique; et si elle est correctement pointée, elle est appelée courbe Mesokurtic. Voici l'expression du kurtosis :

$$K = \frac{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^4}{X_{eff}^4} \quad (2.8)$$

2.5.11. Le skewness (coefficient d'asymétrie)

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

- Lorsque la distribution est symétrique, le coefficient de Skewness est nul.
- Lorsque la distribution possède une forte queue vers la droite, le coefficient de Skewness est positif.
- Lorsque la distribution possède une forte queue vers la gauche, le coefficient de Skewness est négatif. Skewness est donné par l'expression suivante :

$$S = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^3}{N}}{(\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^2}{N})^{3/2}} \quad (2.9)$$

2.5.12. L'entropie statistique

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

$$H(X) = - \sum_{x \in N} p(x) \log p(x) \quad (2.10)$$

2.5.13. Hurst Exponent [25]

Hurst exponent appelé aussi « Indice de dépendance » est la tendance relative d'une série temporelle soit fortement régressée à la moyenne ou « cluster » dans une direction.

L'exposant de Hurst est utilisé comme une mesure de la mémoire à long terme de la série temporelle, à savoir l'auto-corrélation de la série chronologique.

$$H = \frac{\log(\frac{R}{S})}{\log(T)} \quad (2.11)$$

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

Hurst exposant est estimé en traçant (R / S) par rapport à T dans les axes **log-log**. La pente de la droite de régression se rapproche l'exposant de Hurst [24].

2.5.14. Indicateurs fréquentiels

L'application la plus importante de l'analyse spectrale est l'étude de la fatigue musculaire. Il a été démontré que la fréquence moyenne et médiane de signal EMG a une baisse avec le temps au cours d'une tâche qui induit la fatigue [22].

Deux indicateurs fréquentiels, la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD) ont été utilisées pour des EMG de surface recueillis lors de contractions isométriques et pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des unités motrices actives. Par contre, la fréquence médiane (FMD) est considérée comme plus fiable que la fréquence moyenne (FM) et devrait être préférée. En effet : (i) l'estimation de la fréquence médiane est moins influencée par le bruit, (ii) le signal EMG ne présente pas les caractéristiques d'une distribution normale, (iii) la fréquence médiane est un paramètre d'ordre zéro (tous ses composants fréquentiels sont également pondérés), alors que la fréquence moyenne est un paramètre du premier ordre (ses composants de plus hautes fréquences sont plus pondérés) et (iv) dans le cas d'une valeur importante de la couche de peau, la fréquence moyenne est plus influencée par l'effet de filtrage passe-bas de la peau [14].

2.6. Conclusion

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

Vue la nature aléatoire et non stationnaire du signal EMG de surface, l'analyse du signal EMG de surface va être effectuée dans le domaine statistique, en utilisant différents paramètres statistiques comme la moyenne, la variance, l'écart type et le Kurtosis dans le but est d'évaluer le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface en fonction de l'angle d'inclinaison des fibres musculaires par rapport à l'arrangement des électrodes de détection.

Dans le chapitre suivant nous allons décrire la Gaussianité du signal EMG de surface.

Chapitre 3

Gaussianité et non Gaussianité d'un processus aléatoire

3.1. Introduction

Le signal d'électromyographie de surface (EMG) fournit des informations sur la performance des muscles et des nerfs. La forme du signal musculaire et les potentiels d'action des unités motrices (PAUMs) varient en fonction du mouvement de la position de l'électrode ou en raison de changements dans le niveau de contraction.

Dans une étude de simulation [34] ont montré que les valeurs de test de non-Gaussianité dépendaient essentiellement du nombre d'unités motrices, des fréquences de décharges des unités motrices et de leur interaction et que les signaux sEMG devenaient plus gaussiens avec l'augmentation du nombre d'unités motrices [12]. L'objectif de ce chapitre est de définir un processus Gaussien et un processus non Gaussien dont le but est d'évaluer le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface dans le chapitre prochain.

3.2 Objectifs

Nous allons définir la Gaussianité des signaux EMG en utilisant un paramètre d'ordre supérieure qui est le Kurtosis. Les études basées sur le Kurtosis ont montré que les signaux sEMG ont des propriétés non-Gaussiennes à de faibles niveaux de contractions et tendent vers une distribution plus gaussienne lorsque le niveau de force augmente. L'analyse de la néguentropie des signaux sEMG a montré que le niveau de non-Gaussianité du signal dépend du niveau de la MVC, de telle sorte que l'augmentation du niveau de la MVC déplace les signaux sEMG vers une distribution Gaussienne [30].

3.3. La distribution Gaussienne

La distribution gaussienne appartient à la famille des distributions stables qui sont les attracteurs des sommes de distributions indépendantes, identiquement distribuées, que la moyenne ou la variance soit finie ou non. Sauf pour le cas gaussien qui est un cas limite, toutes les distributions stables ont des queues lourdes et une variance infinie. C'est l'une des rares distributions qui sont stables et qui ont des fonctions de densité de probabilité qui peuvent être exprimées analytiquement [12].

En théorie des probabilités, la distribution normale (ou Gaussienne ou Gauss ou Laplace-Gauss) est une distribution de probabilité continue très courante. Les distributions normales sont importantes dans les statistiques et sont souvent utilisées dans les sciences naturelles et sociales pour représenter des variables aléatoires à valeurs réelles dont les distributions ne sont pas connues. Une variable aléatoire avec une distribution gaussienne est dite normalement distribuée et est appelée un écart normal.

3.4. Paramètres déterminant la nature d'une distribution aléatoire

La nature d'une distribution aléatoire est généralement déterminée par des paramètres statistiques d'ordre supérieur (cumulant, Kurtosis, Skewness, ...etc.). Dans ce mémoire, nous allons utiliser le Kurtosis pour évaluer le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface.

3.4.1. Le coefficient d'aplatissement « Kurtosis »

L'aplatissement d'une distribution est estimé par le coefficient d'aplatissement K ou «Kurtosis». Le « Kurtosis » est une quantité sans dimension. Il mesure l'aplatissement (ou la planéité) d'une distribution (voir Figure. 3.1). Plus la valeur de ce coefficient est grande, plus la distribution est pointue.

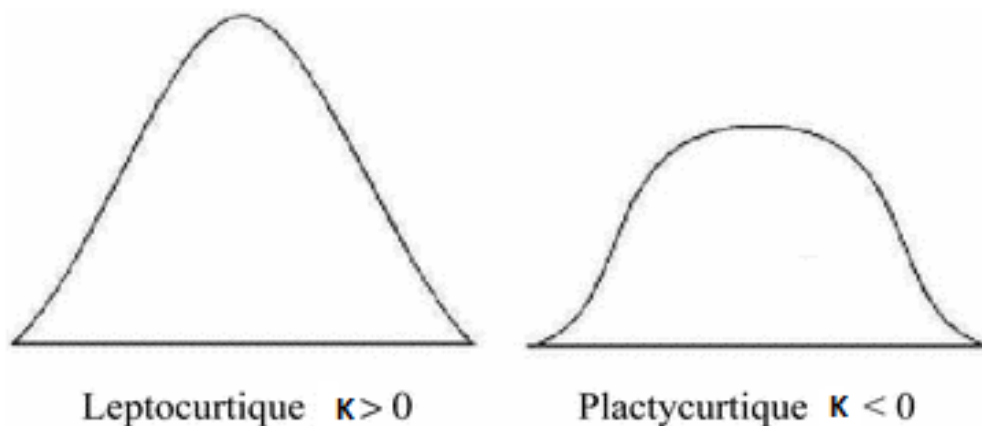


Figure. 3. 1. Aspect de deux distributions selon la valeur du coefficient d'aplatissement Kurtosis (K).

S'il est nul, la forme de la courbe est voisine de celle d'une loi normale. Ce coefficient se comporte comme une variable aléatoire normale de moyenne 0 et de variance approximativement égale à $24/n$. On peut donc le tester à 0 pour voir si la distribution est proche d'une loi normale. Lorsque le coefficient K est positif, la loi est plus pointue qu'une loi normale. On dit que la distribution est « leptocurtique » ;

Lorsque le coefficient est négatif, la distribution de l'échantillon est plus aplatie que la loi normale. On dit que la distribution est « platycurtique ». En effet des distributions très différentes (normales ou non) peuvent avoir la même moyenne et la même variance.

Ces résumés numériques peuvent s'avérer très sensibles à l'existence de valeurs extrêmes. Une assertion générale est qu'il vaut mieux utiliser la médiane et l'intervalle interquartiles plutôt que la moyenne et l'écart-type, si l'on craint la présence de valeurs extrêmes dans les mesures. Lorsque les observations suivent une loi normale il existe des relations entre certains résumés numériques : Mode = Moyenne = Médiane et Ecart-type = $3/4$ Interquartiles. Toutefois, ces relations ne permettent pas d'affirmer la normalité d'une distribution [33].

3.4.2. Signal gaussien

Lorsque la variable aléatoire x est gaussien, sa seconde fonction caractéristique est un polynôme d'ordre 2, ce qui implique la nullité de tous ses cumulants d'ordre supérieur ou égal à 3. Cette propriété caractérise la loi gaussienne. Les variables gaussiennes sont donc entièrement décrites par leurs propriétés au second ordre. Ceci explique pourquoi les chercheurs en traitement du signal se sont longtemps limités au second ordre. Le cumulant d'ordre un est la moyenne; le cumulant d'ordre deux est la variance (moment d'ordre deux après soustraction du carré de la moyenne). Le cumulant d'ordre trois (*skewness* en anglais, dissymétrie en français) est nul lorsque la variable aléatoire est centrée et sa densité de probabilité est symétrique. Nous nous intéresserons surtout au cumulant d'ordre quatre, facteur d'aplatissement, appelé « **Kurtosis** » (mot grec signifiant : action de courber, convexité). La valeur du Kurtosis caractérise le comportement à l'infini des densités de probabilité. Les densités de probabilité possédant un Kurtosis négatif sont dites sous-gaussiennes et tendent vers 0 à l'infini plus rapidement que la loi gaussienne. Les densités de probabilités possédant un Kurtosis positif, dites sur-gaussiennes, tendent moins vite vers 0 à l'infini que la loi gaussienne.

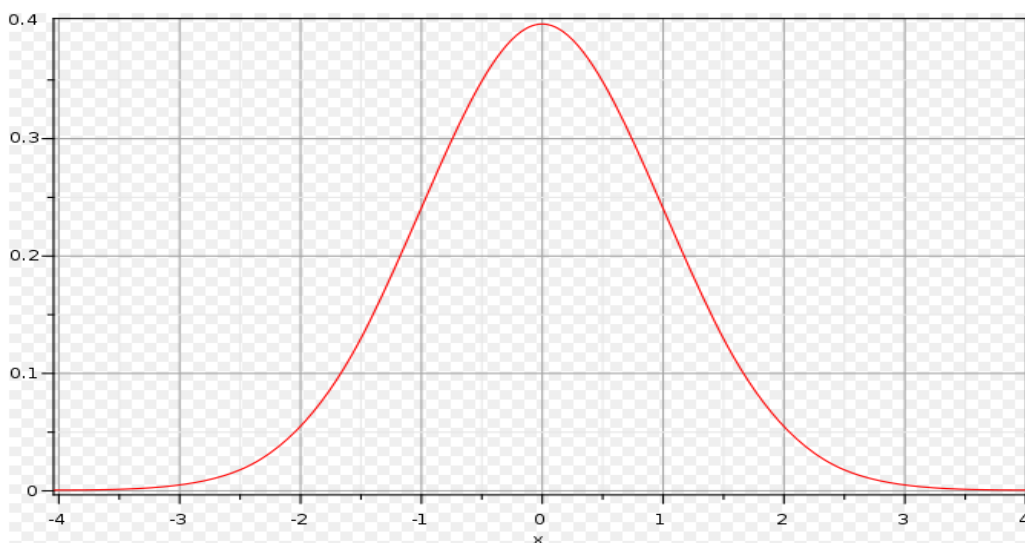


Figure. 3. 2. La distribution gaussienne

3.4.3. Signal non-Gaussien

Il existe plusieurs mesures de non-Gaussianité qui peuvent être utilisées. Le classique est la valeur de Kurtosis ou le cumulante du quatrième ordre. Cette valeur est zéro, négative et positive pour les données gaussiennes, sous-gaussiennes et super-gaussiennes respectivement. La Gaussianité implique également le degré de caractère aléatoire d'un signal et est liée au contenu d'information d'un signal. Selon le théorème de la limite centrale, la distribution d'une somme de signaux indépendants avec des distributions arbitraires tend vers une distribution gaussienne dans certaines conditions. La somme de deux signaux indépendants a généralement une distribution plus proche de Gaussienne que la distribution des deux signaux originaux. Ainsi, un signal gaussien peut être considéré comme une combinaison linéaire de nombreux signaux indépendants. Ceci explique aussi que la séparation des signaux indépendants de leurs mélanges peut être obtenue en trouvant une transformation qui donne des distributions non gaussiennes [26, 27]. Pour utiliser la non-Gaussianité, il faut une mesure quantitative de la non-Gaussianité d'un signal. Avant d'utiliser des mesures de non-Gaussianité, les signaux devraient être normalisés [28, 29]. Certaines des mesures couramment utilisées sont Kurtosis et les mesures d'entropie. L'aplatissement est la méthode classique de mesure de la non-Gaussianité.

3.5. Processus Gaussien

On dit qu'un processus est gaussien si ces matrices suffisent pour le décrire à tous ordres. Variables gaussiennes : c'est une variable aléatoire dont la densité est entièrement déterminée par la donne de ces deux moments appelés moyens et variance. On montre que la densité gaussienne est une solution d'un système dynamique stochastiques si et seulement si tous les bruits d'excitations sont gaussiens, que la densité initiale de l'état est gaussienne et que les fonctions sont linéaires en l'état. La densité gaussienne apparaît donc comme un cas mathématique théoriquement très important mais idéal.

3.6. Paramètre d'évaluation

Dans ce mémoire, pour évaluer le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface en fonction de l'angle d'inclinaison des fibres musculaires, nous avons utilisé le Kurtosis.

3.6.1. Définition du Kurtosis

Le Kurtosis d'une variable aléatoire est calculé en divisant son quatrième cumulant par le carré de son deuxième cumulant. Echantillon Kurtosis pour un processus aléatoire uni-varié "x" peut être estimé avec

$$\text{Kurt}_x = \frac{E\{X^4\}}{E\{X^2\}^2} - 3 \quad (3.1)$$

Où $E\{.\}$ désigne l'opérateur d'attente statistique [2].

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

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

- Une distribution normale a un aplatissement exactement 3 (excès Kurtosis exactement 0). Toute distribution avec aplatissement ≈ 3 (excès ≈ 0) est appelée mesokurtic.
- Une distribution avec aplatissement < 3 (excès Kurtosis < 0) est appelée platikurtique. Par rapport à une distribution normale, son pic central est plus bas et plus large, et ses queues sont plus courtes et plus minces.
- Une distribution avec aplatissement > 3 (excès Kurtosis > 0) est appelée leptokurtique. Par rapport à une distribution normale, son pic central est plus élevé et plus net, et ses queues sont plus longues et plus grosses [31].

3.6.2. Mesure de Kurtosis

Dans les statistiques, la mesure de Kurtosis est une mesure de la « tailedness » de la distribution de probabilité d'une variable aléatoire à valeur réelle. La mesure standard de Kurtosis, est basée sur une version à l'échelle du quatrième moment des données ou de la population. Par conséquent, la mesure de Kurtosis est liée à la queue de la distribution, pas son pic.

Parfois, la mesure de Kurtosis est caractérisée comme une mesure de pointe est erronée. Une distribution ayant un pic relativement élevé est appelée leptokurtique. Une distribution à sommet plat est appelée platykurtique. La distribution normale qui n'est ni très pointue ni très plate est aussi appelée mésokurtique. L'histogramme dans certains cas peut être utilisé comme une technique graphique efficace pour montrer à la fois l'asymétrie et l'aplatissement de l'ensemble de données.

Les ensembles de données à Kurtosis élevé tendent à avoir un pic distinct près de la moyenne, à décroître assez rapidement et à avoir de fortes queues. Les ensembles de données à faible Kurtosis tendent à avoir un sommet plat près de la moyenne plutôt qu'un pic aigu.

3.6.3 Différents catégories de Kurtosis

Il existe trois catégories de Kurtosis qui peuvent être affichées par un ensemble de données. Toutes les mesures de Kurtosis sont comparées à une distribution normale standard ou à une courbe en cloche.

3.6.3.1. Distribution Mésokurtique

Cette distribution a une statistique de Kurtosis similaire à celle de la distribution normale, ce qui signifie que la valeur extrême caractéristique de la distribution est similaire à celle d'une distribution normale.

3.6.3.2. Distribution Leptokurtique

Toute distribution qui est leptokurtique présente une plus grande Kurtosis qu'une distribution mésokurtique. Les caractéristiques de ce type de distribution sont celles avec de longues queues (outliers). Le préfixe "lepto-" signifie "maigre", rendant la forme d'une distribution leptokurtique plus facile à retenir.

Le "skewness" d'une distribution leptokurtique est une conséquence des valeurs aberrantes, qui étirent l'axe horizontal du graphe de l'histogramme, faisant apparaître la majeure partie des données dans une gamme verticale étroite ("maigre").

Certains ont donc caractérisé les distributions leptokurtiques comme étant « concentrées vers la moyenne », mais la question la plus pertinente (en particulier pour les investisseurs) est qu'il existe parfois des extrêmes qui provoquent cette apparence de « concentration ».

Des exemples de distributions leptokurtiques sont les distributions T avec de petits degrés de liberté.

3.6.3.3. Distribution Platykurtiques

Les distributions platykurtiques ont un Kurtosis négatif. Les queues sont très fines par rapport à la distribution normale, ou - comme dans le cas de la distribution uniforme – inexistantes. De telles distributions sont parfois appelées sous-gaussiennes.

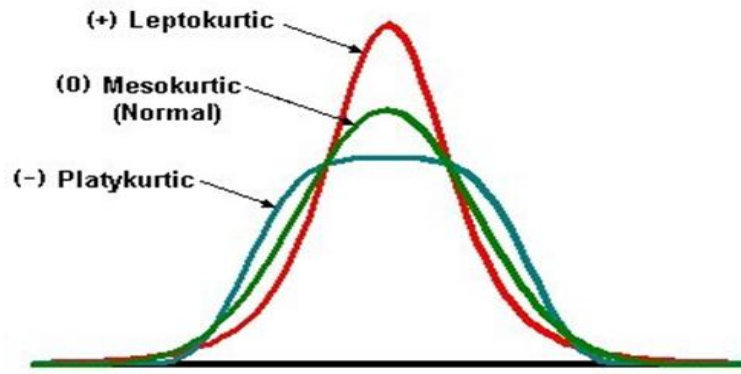


Figure. 3. 3. Formes générales de Kurtosis.

3.6.4. Kurtosis positif et Kurtosis négatif

Dans les applications en égalisation on s'intéresse surtout au cumulants d'ordre quatre, et il peut être important de connaître le signe du Kurtosis du signal étudié (le signal émis et le signal reçu ont des Kurtosis de même signe s'ils ne sont pas perturbés par des bruits non gaussiens). On parle de variable « sur gaussienne » quand le Kurtosis est positif et de variable « sous-gaussienne » quand le Kurtosis est négatif [32].

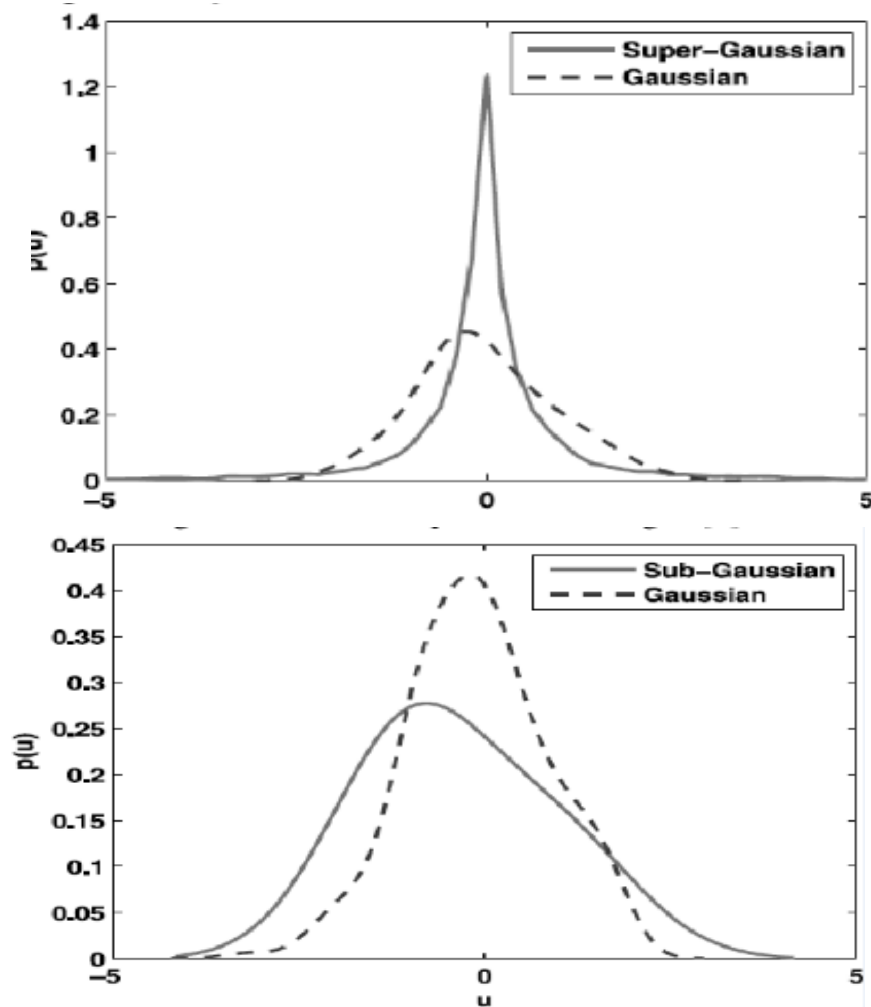


Figure. 3. 4. Kurtosis Super-Gaussian et Kurtosis Sous-Gaussian

3.6.5. Le Kurtosis statique

La statistique Kurtosis mesure les queues d'une distribution par rapport aux queues de la distribution normale. La distribution normale a un Kurtosis de trois, ce qui indique que la distribution n'a ni graisse ni queue mince. Par conséquent, si les données observées ont un Kurtosis supérieur à trois, on dit que la distribution a de lourdes queues par rapport à la distribution normale. Si les données ont un Kurtosis inférieur à trois, il est dit avoir des queues minces par rapport à la distribution normale.

3.7. Conclusion

Ce chapitre se considère comme une plateforme pour le suivant chapitre où nous avons décrit la différence entre un signal Gaussien et un signal non Gaussien ainsi que le paramètre d'évaluation du niveau de Gaussianité d'un signal aléatoire qui est le Kurtosis.

Le paramètre d'évaluation statistique Kurtosis, comme toutes les autres paramètres statistiques descriptifs, sont conçus pour nous aider à connaître la nature d'une distribution aléatoire. La déviation de la Gaussianité peut être détectée par les attributs statistiques d'ordre supérieur (HOS), notamment par les méthodes basées sur le calcul du Kurtosis.

Chapitre 4

Evaluation du niveau de Gaussianité du signal SEMG

4.1 Introduction

L'électromyographie est l'étude de l'activité électrique d'un muscle lors de sa contraction. Ce dernier peut être mesurée par des électrodes de surface EMG ou par des électrodes à aiguilles. Dans ce chapitre, nous allons évaluer le niveau de Gaussianité des signaux EMG de surface générés par des fibres musculaires inclinées (l'angle d'inclinaison des fibres musculaires varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5°). Notre évaluation du niveau de Gaussianité sera basée sur le coefficient d'aplatissement (Kurtosis) correspond à chaque angle d'inclinaison. Les signaux EMG de surface étudiés sont détectés par les systèmes LSD (Longitudinal Simple Différentiel), IB2 (Inverse Binomial), MKF (le filtre à maximum Kurtosis) et 3RGs (le système à trois anneaux concentrées).

4.2. Objectif

L'objectif principal de ce projet de fin d'études est d'estimer le degré de Gaussianité du signal EMG de surface détecté par les systèmes LSD, IB2, MKF et 3RGs lorsque l'angle d'inclinaison des fibres musculaires varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5° . Cette évaluation sera basée sur le calcul du Kurtosis du signal EMG de surface correspond à chaque angle d'inclinaison ensuite selon la valeur du Kurtosis trouvée on va faire notre décision vis-à-vis le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface.

4.3. Modèle de simulation du signal EMG de surface

Dans ce travail les signaux que nous avons utilisés sont générés dans un volume conducteur cylindrique multicouche constitué par l'os, le muscle (à l'intérieur de la couche du muscle nous avons considéré un muscle de forme elliptique), la graisse et la peau (voir la Figure.4.1) [12].

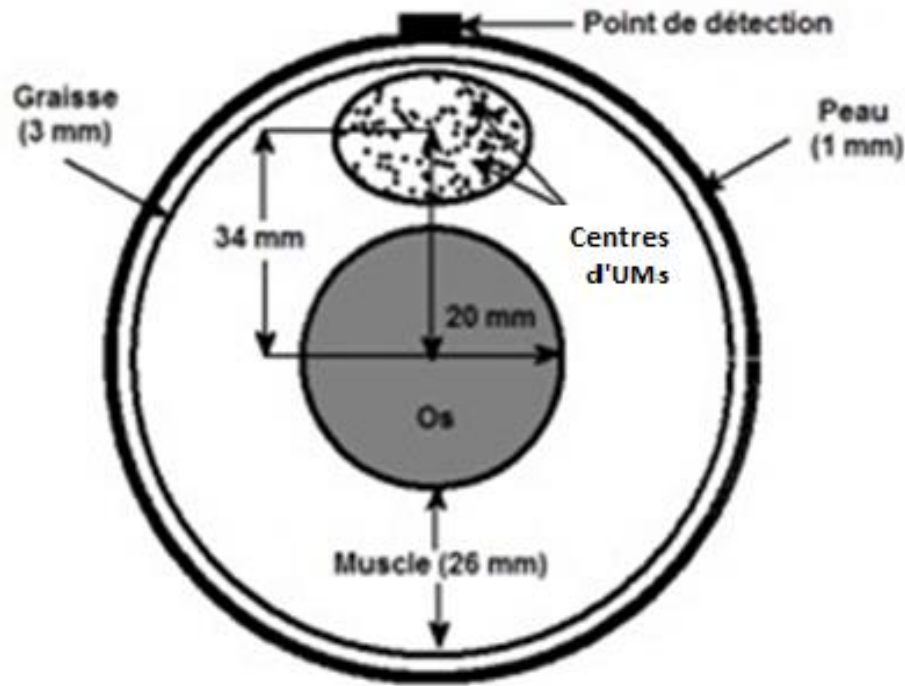


Figure. 4. 1. Modèle de volume conducteur cylindrique multicouche constitué par l'os, le muscle, la graisse et la peau. À l'intérieur de la couche du muscle, il existe un muscle de forme elliptique de petit et grand axes de 20 mm et 30 mm, respectivement .

4.4. Arrangement des électrodes par rapport à l'orientation des fibres

La figure 4.2 montre la configuration des électrodes de détection selon les systèmes 1D et 2D par rapport à l'orientation des fibres musculaires. Parmi ces systèmes, on distingue le système hautement anisotrope (LSD : Longitudinal Simple Différentiel), presque isotrope (IB2 : Inverse Binomiale d'ordre deux), le filtre adaptatif à Kurtosis Maximale (MKF) et le système purement isotrope (3RGs : le système à trois anneaux concentriques). Ici nous avons basé sur la notion d'isotropie et d'anisotropie des systèmes de détection puisque cette propriété montre bien la relation entre l'arrangement des électrodes de détection et l'orientation des fibres musculaires.

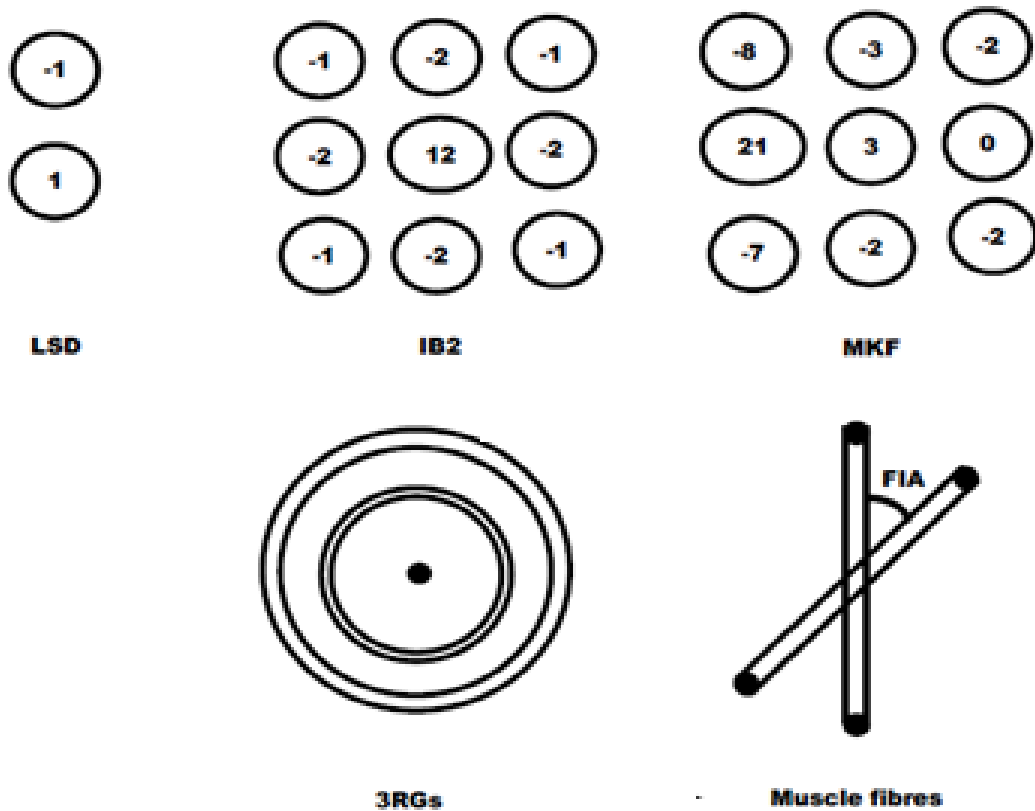


Figure. 4. 2. Configuration des électrodes de détection selon les systèmes LSD, IB2, MKF et 3RGs par rapport à l'orientation des fibres musculaires.

4.5. Paramètres de modélisation des signaux EMG

Le tableau 4.1 montre les paramètres anatomiques, physiologiques et du système de détection utilisées pour la simulation du signal EMG de surface détecté par les systèmes LSD, IB2, MKF et 3RGs.

Tableau. 4. 1. Paramètres anatomiques, physiques et physiologiques du modèle de simulation du signal EMG de surface [12].

Paramètre	Valeur	Description
Diamètre de la fibre	46 μm	Le même pour toutes les fibres
Longueurs des FMs	[40 – 160 mm]	Distribution gaussienne (mean = 80 mm, SD = 1 mm)
Diamètres des MUs	[2 – 8 mm]	Distribution de Poisson (mean = 6 mm)
Stratégies de fréquences de décharges des MUs	FR1	Relation entre la force d'excitation et la fréquence de décharge FR
Vitesses de conduction des MUs	[2.5 – 5.5 m / s]	Distribution gaussienne (mean = 4 m / s, SD = 0.75 m / s)

La durée d'enregistrement	5 s	
Fréquence d'échantillonnage	2048 Hz	
Territoires des MUs	-	Circulaire
Distribution des axes des UMs dans le muscle	-	Distribution uniforme
Nombre des MUs	120	-
Distribution des fibres dans les UMs	-	Distribution uniforme
Largeurs des plaques motrices des UMs	5 mm	Distribution uniforme
Largeurs des régions tendineuses	5 mm	Distribution uniforme
Densité des fibres musculaires	20 fibres/mm ²	Liée par les diamètres d'UMs
Intervalles Inter-Impulsions (ISIs)	CV = 20 %	Distribution gaussienne
La gamme des seuils de recrutement	30 et 70% de l'excitation maximale	Recrutement étroite et recrutement large
Niveau de contraction	15% et 70%	-
Angle d'inclinaison des fibres	0° à 180° avec un pas de 2.5°	

4.6. Le niveau de contraction maximal volontaire (MVC)

La force maximale volontaire (FMV ou en anglais MVC, maximal voluntary contraction) d'un groupe musculaire correspond à la valeur maximale de la force que peut produire ce groupe lors d'un effort maximal. Cette force peut être enregistrée au cours d'un exercice isométrique contre la résistance d'un capteur de force.

4.7. Les systèmes de détection

Plusieurs systèmes de détection ont été proposés pour la détection du signal EMG de surface dont l'objectif est d'améliorer la qualité de détection de ce signal. La différence entre un système et un autre réside principalement dans la configuration des électrodes de détection dans chaque système et aux poids données à elles. Dans ce mémoire, nous avons choisi quatre systèmes de détection qui sont : LSD, IB2, MKF et 3RGs.

4.7.1. Le système longitudinal simple différentiel (LSD)

C'est un filtre hautement anisotrope où ses électrodes sont en parallèle avec la direction des fibres musculaires. Sa matrice des poids donnés aux électrodes est donnée comme suit :

$$LSD = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

4.7.2. Le filtre IB2 (Inverse Binomiale d'ordre deux)

Le système Inverse Binomiale d'ordre deux (IB2) est un système bidimensionnel presque isotrope (ni anisotrope ni purement isotrope). Il est moins sensible à l'inclinaison des fibres par rapport au centre du système de détection.

$$IB2 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & -12 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

4.7.3. Le filtre maximum Kurtosis (MKF)

C'est un filtre adaptatif très sensible à la direction des fibres musculaires. La configuration des électrodes par rapport à la direction des fibres musculaires est donnée par la matrice suivante :

$$MKF = \begin{bmatrix} 8 & 3 & 2 \\ -21 & -3 & 0 \\ 7 & 2 & 2 \end{bmatrix}$$

4.7.4. Le filtre 3RGs 3RGs (le système à trois anneaux concentrés)

Le système 3RGs est un système purement isotrope (invariant par rotation). Les poids donnés aux anneaux du système 3RGs sont données comme suit :

$$3RGs = \begin{bmatrix} 10 \\ -15 \\ 6 \\ -1 \end{bmatrix}$$

4.8. Paramètre d'évaluation du niveau de Gaussianité

Dans ce mémoire de fin d'études, pour apprécier l'effet de l'inclinaison des fibres musculaires sur le niveau de la Gaussianité du signal EMG de surface, nous avons utilisé le coefficient d'aplatissement Kurtosis.

On rappelle que le Kurtosis est un paramètre statistique d'ordre supérieur utilisé pour mesurer le degré d'aplatissement (peakedness en anglais) d'une probabilité de densité de fonction (PDF). Le Kurtosis est nul pour une distribution gaussienne. Le Kurtosis peut être positive ou négative. Un processus avec Kurtosis positif est appelé super-gaussien. Un processus avec un Kurtosis négative est appelé sous-gaussien. Sa définition mathématique est donnée dans le chapitre précédent.

4.9. Effet de l'angle d'inclinaison des fibres sur les signaux SEMG

La figures 4.3, montre l'effet de l'angle d'inclinaison sur l'amplitude des signaux SEMG détectés par les filtres LSD (a), IB2 (b), MKF (c) et 3RGs (d). Cinq valeurs pour l'angle d'inclinaison ont été pris $[0^\circ, 22.5^\circ, 45^\circ, 67^\circ \text{ et } 90^\circ]$ pour un seuil de recrutement des unités motrices de 30% et un niveau de contraction musculaire de 15%.

La figure montre qu'avec l'augmentation de l'angle d'inclinaison des fibres, l'amplitude du signal EMG détecté par le système 3RGs reste inchangée (il n'y a pas de différence entre les cinq angles puisque ce système purement isotrope ou invariant par rotation).

Pour le signal sEMG détecté par le système IB2, l'effet de l'angle d'inclinaison des fibres sur l'amplitude du signal EMG détecté est négligeable parce que ce système est un système presque isotrope.

Cependant, avec les deux systèmes LSD et MKF, l'effet de l'angle d'inclinaison des fibres sur l'amplitude du signal EMG est clair puisque ces deux systèmes sont des systèmes hautement anisotropes (sensible a la rotation), par conséquent avec l'augmentation de l'angle d'inclinaison des fibres, l'amplitude de signal EMG diminue rapidement avec les systèmes LSD et MKF.

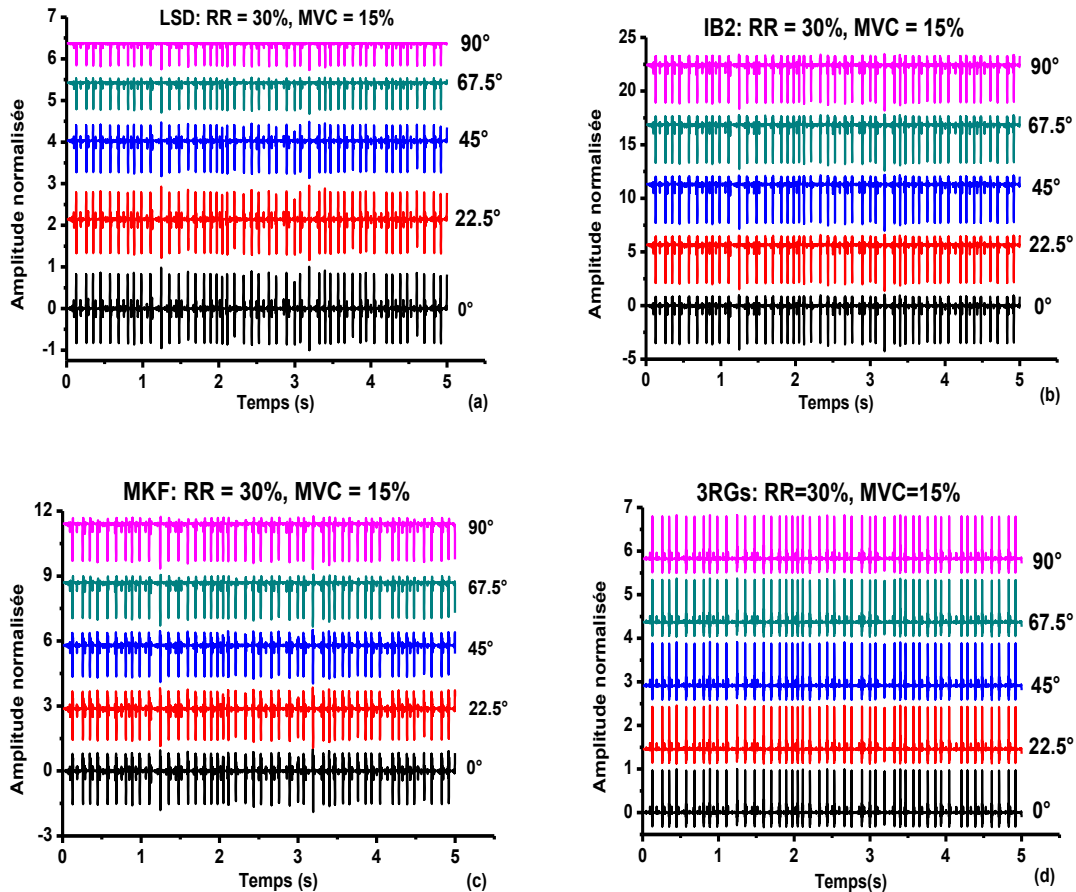


Figure. 4. 3. Signaux SEMG détectés par les 4 filtres (LSD, IB2, MKF et 3RGs) pour un niveau de contractions musculaires MVC = 15% et un seuil de recrutement RR=30%.

4.10. Effet de l'inclinaison des fibres sur le degré de Gaussianité de l'EMG

Tant que le système 3RGs est un système purement isotrope, les valeurs du Kurtosis du signal EMG de surface détecté par ce système sont très grandes et constantes quelque soit l'angle d'inclinaison et par conséquent le niveau de Gaussianité des signaux sEMG détectés par ce système ne se change pas en fonction de l'angle d'inclinaison (voir Figure 4.4).

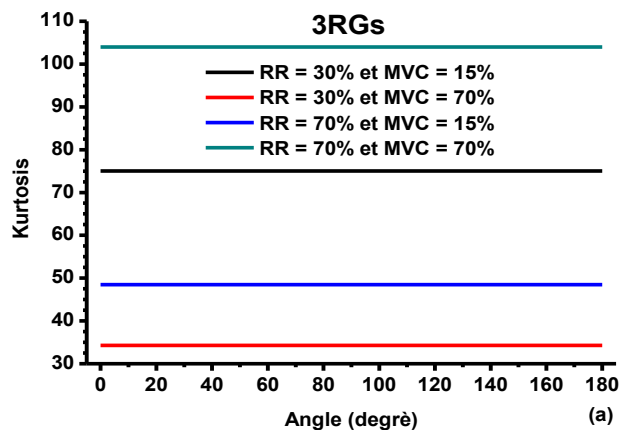


Figure. 4. 4. Effet du seuil de recrutement et MVC sur le Kurtosis du signal sEMG détecté par le système 3RGs

Nous avons remarqué que malgré l'augmentation de l'angle d'inclinaison des fibres, le Kurtosis du signal EMG de surface détecté par le système 3RGs reste constant puisqu'il est purement isotrope. Par conséquent dans ce qui va suivre on va étudier seulement les trois autres systèmes (LSD, IB2 et MKF) qui ne sont pas purement isotropes.

Les figures de 4.5 à 4.8 montrent les effets du seuil de recrutement (30% et 70%) et le niveau d'MVC (15% et 70%) sur la valeur du Kurtosis des signaux EMG de surface détectés par les systèmes LSD (Figure. 4.5a, Figure. 4.6a, Figure. 4.7a et Figure. 4.8a), IB2 (Figure. 4.5b, Figure. 4.6b, Figure. 4.7b et Figure. 4.8b) et MKF (Figure. 4.5c, Figure. 4.6c, Figure. 4.7c et Figure. 4.8c).

Les cinq figures montrent clairement que le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface est influencé par l'angle fait entre l'orientation des fibres musculaires et l'arrangement des électrodes de détection. Le degré d'influence est différent d'un système de détection à un autre tel que le niveau Gaussianité du signal EMG de surface est plus influencé par l'inclinaison des fibres lorsqu'on utilise le système LSD et moins influencé lorsqu'on utilise le système IB2.

Une autre chose importante qui réside dans les angles d'inclinaison correspondent au niveau haut (la plus petite valeur du Kurtosis) de la Gaussianité du signal sEMG et les angles d'inclinaison qui correspondent au niveau bas (la plus grande valeur du Kurtosis) de la Gaussianité du signal sEMG. Nos résultats montrent qu'avec les deux seuils de recrutement et avec les deux niveaux de contraction musculaire volontaire :

- Avec le système LSD : le niveau haut de la Gaussianité est trouvé à 0° et à 180° de l'angle d'inclinaison des fibres. Cependant le niveau bas est trouvé à 110° .
- Avec le système IB2 : le niveau haut de la Gaussianité est trouvé à 0° , 90° et à 180° de l'angle d'inclinaison des fibres. Cependant le niveau bas est trouvé à 45° et à 135° .
- Avec le système MKF : le niveau haut de la Gaussianité est trouvé à 150° de l'angle d'inclinaison des fibres. Cependant le niveau bas est trouvé à 60° .

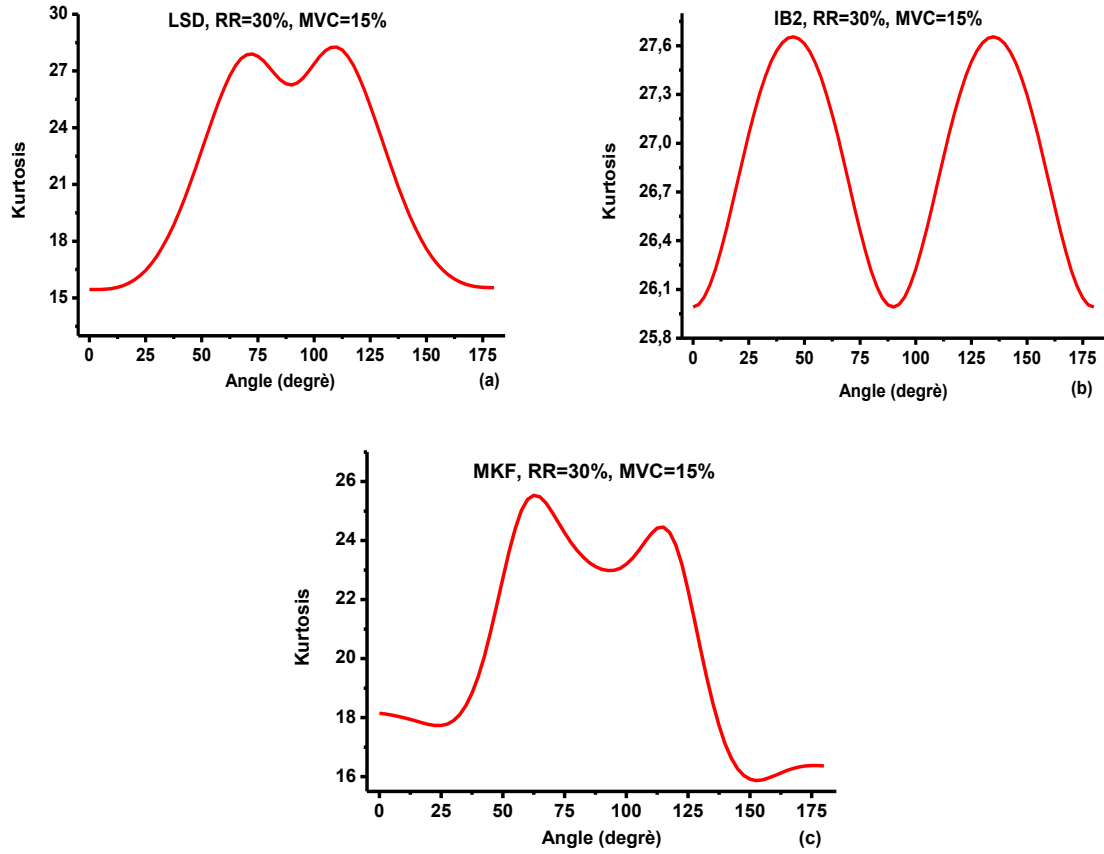


Figure. 4. 5. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=30% et MVC=15%.

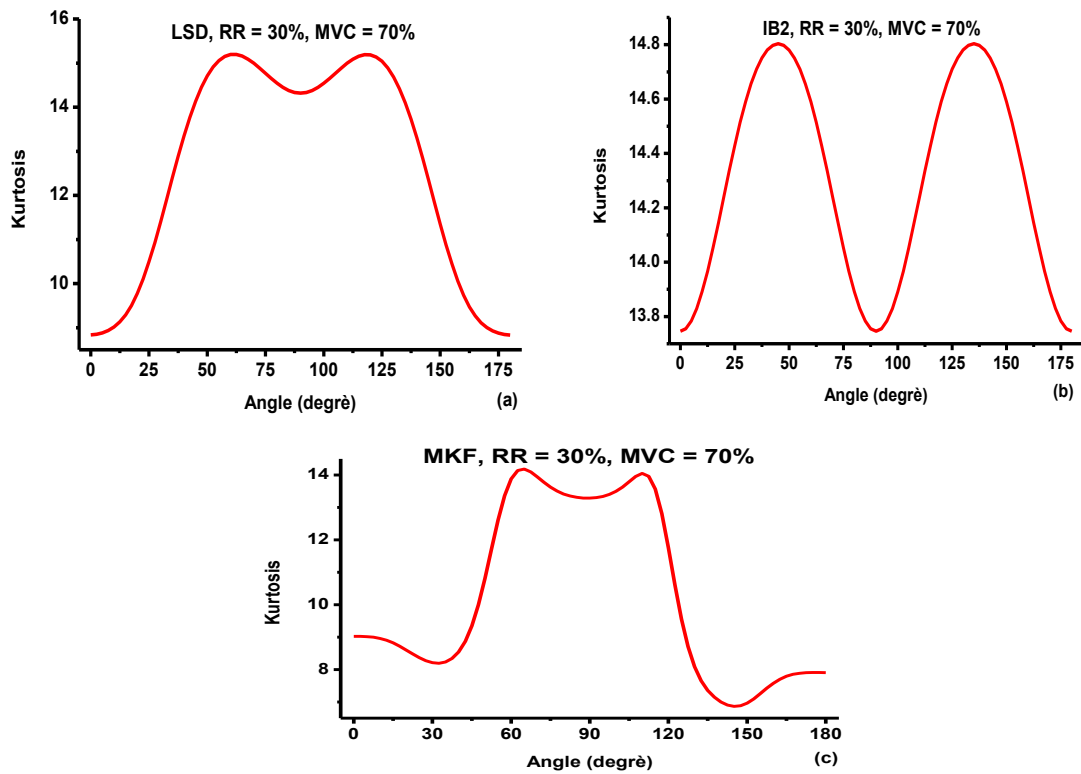


Figure. 4. 6. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=30% et MVC=70%.

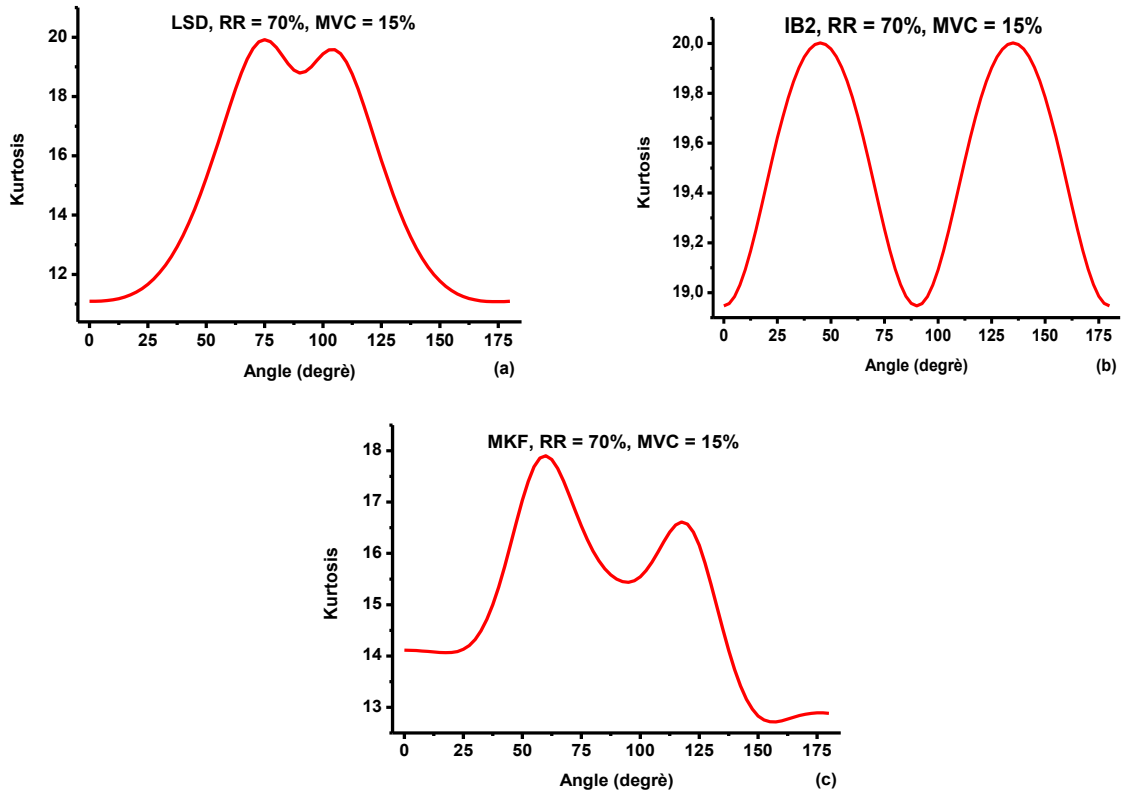


Figure. 4. 7. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=70% et MVC=15%.

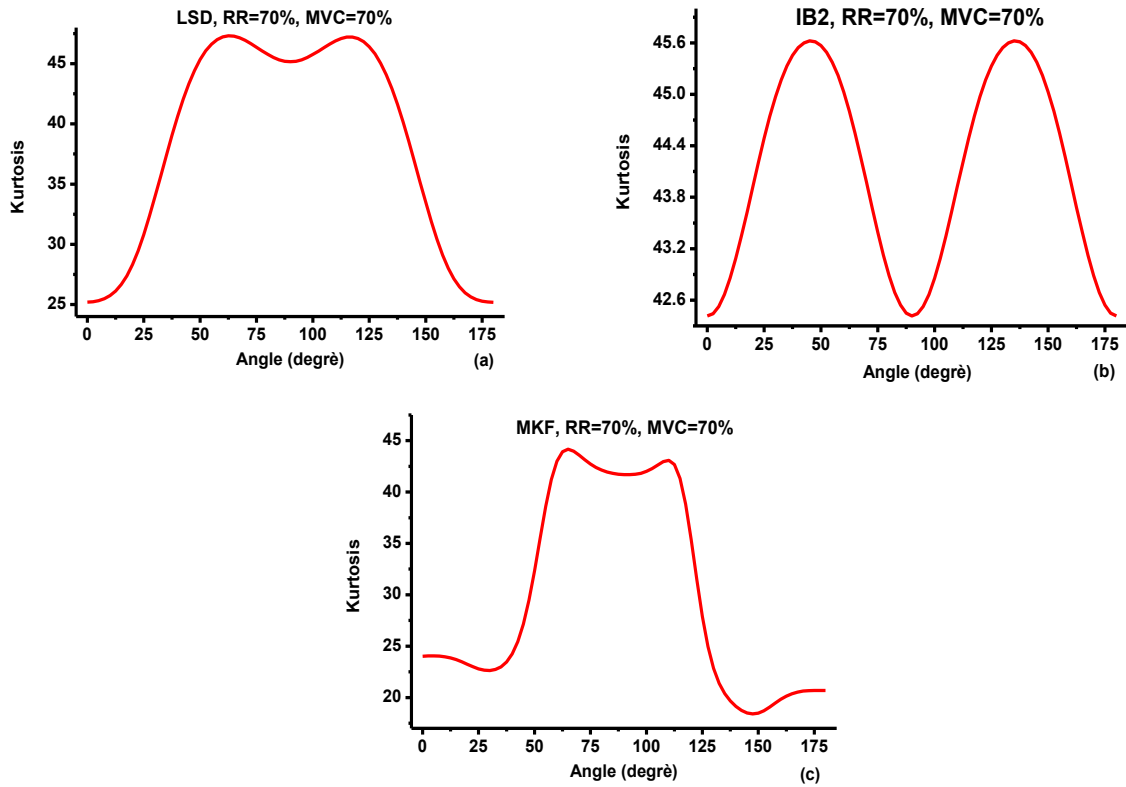


Figure. 4. 8. Variation du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF en fonction de l'angle d'inclinaison pour RR=70% et MVC=70%.

4.11. Comparaison des niveaux de Gaussianité des trois systèmes de détection étudiés

La figure 4.9 montre une étude comparative entre les niveaux de Gaussianité des signaux EMG de surface détectés par les systèmes LSD (couleur noire), IB2 (couleur rouge) et MKF (couleur bleu) lorsque l'angle d'inclinaison des fibres varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5° . Cette étude comparative était faite pour quatre cas possibles : RR = 30% et MVC = 15% (Figure. 4.9a), RR = 30% et MVC = 70% (Figure. 4.9b), RR = 70% et MVC = 15% (Figure. 4.9c), RR= 70% et MVC = 70% (Figure. 4.9d)

La figure 4.9a montre que dans le cas de RR=30% et MVC=15% et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[0 -40^\circ]$, le système LSD est plus gaussien, ensuite le MKF et ensuite le IB2, et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[50 -120^\circ]$, le système MKF est le plus gaussien suivi par le IB2 ensuite le LSD, et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[130 -160^\circ]$ le système MKF est plus gaussien plus le système LSD puis le IB2, et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[160 -180^\circ]$, le filtre le plus gaussien est le LSD ensuite MKF et après IB2.

Dans le cas de RR=30% et MVC=70% (Figure. 4.9b) et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[0 -13^\circ]$, le système LSD est le plus gaussien suivi par le filtre MKF puis le IB2, et pour l'angle d'inclinaison dans les intervalles $[13 -50^\circ]$ et $[140-180^\circ]$, le système MKF est le plus gaussien après LSD et après IB2, et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[50 -140^\circ]$ le système MKF est le plus gaussien puis IB2 et le LSD c'est le moins gaussien.

Dans le cas de RR=70% et MVC=15% (Figure. 4.9c) et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[0-60^\circ]$ et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[130 -180^\circ]$ le système LSD est plus gaussien ensuite le MKF puis le IB2, et pour l'angle d'inclinaison dans les intervalles $[60 -90^\circ]$ et $[100 -120^\circ]$ le système MKF est le plus gaussien suivi par le système IB2 et après le système LSD, et pour l'angle d'inclinaison dans les intervalles $[90 -100^\circ]$ et $[120 -130^\circ]$, le système MKF est plus gaussien après le filtre LSD après le IB2.

Dans le cas de RR=70% et MVC=70% (Figure. 4.9c) et pour l'angle d'inclinaison dans les intervalles $[0 -50^\circ]$ et $[140-180^\circ]$, le système MKF est le plus gaussien puis le système LSD ensuite le système IB2, et pour l'angle d'inclinaison dans l'intervalle $[50 -140^\circ]$, le système MKF est le plus gaussien suivi par le système IB2 et le système LSD en dernier.

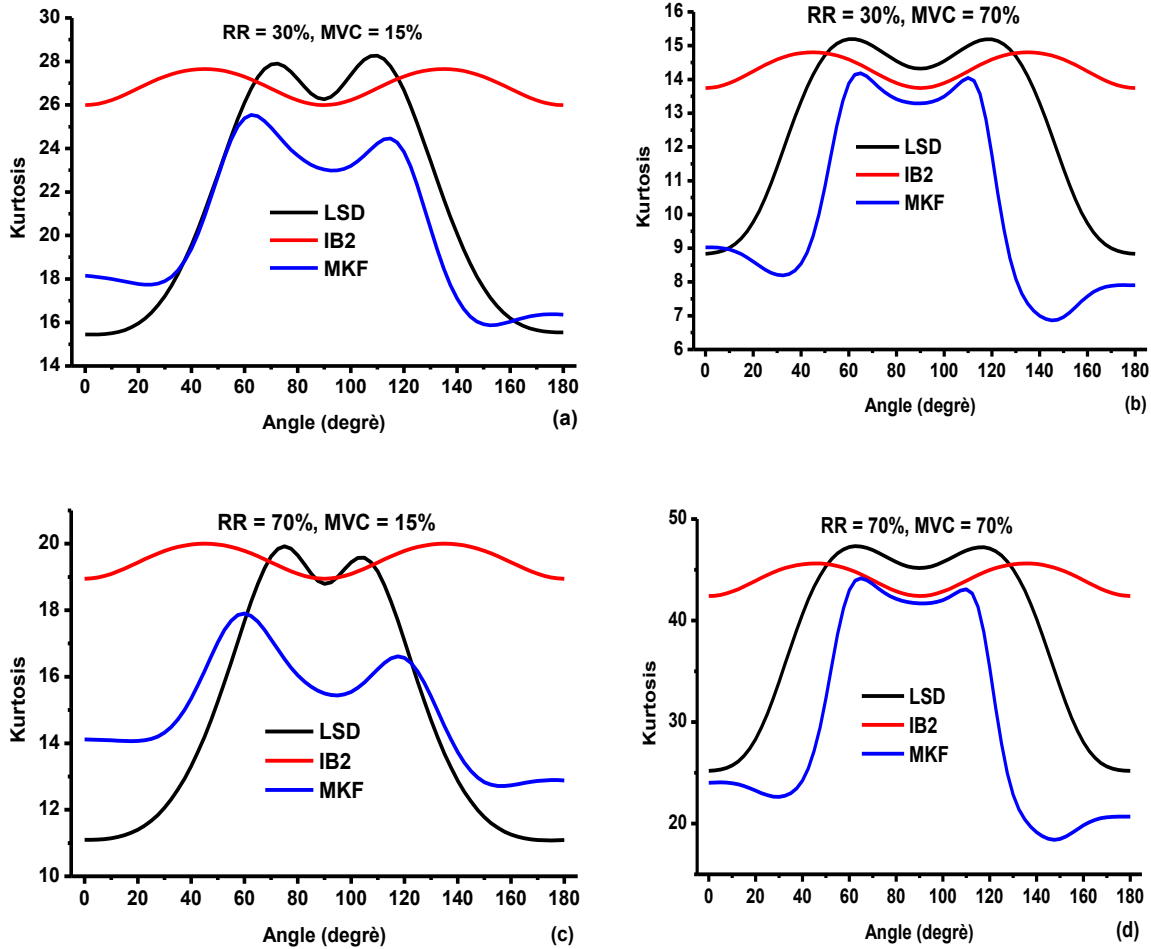


Figure. 4. 9. Comparaison des degrés de Gaussianité des signaux EMG de surface détectés par les systèmes LSD, IB2 et MKF lorsque l'angle d'inclinaison varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5°.

4.12. Effet du seuil de recrutement sur le degré de Gaussianité de l'EMG

Les figures 4.10 et 4.11 montrent l'effet du seuil de recrutement de la dernière unité motrice recrutée sur le niveau de Gaussianité des signaux EMG de surface détectés par les systèmes LSD (Figure 10a et Figure 11a), IB2 (Figure 10b et Figure 11b), MKF (Figure 10c et Figure 11c) et 3RGs (Figure 10d et Figure 11d) lorsque l'angle d'inclinaison des fibres musculaires varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5°. Deux niveaux de contraction musculaires volontaires ont été pris en considération (15% comme montré sur la figure 4.10 et 70% comme montré sur la figure 4.11). Les résultats de cette figure montrent que pour chaque niveau d'MVC 15% et 70% et pour les quatre systèmes étudiés, la valeur de Kurtosis est plus grande dans le cas de 30% du seuil de recrutement par rapport à 70% du seuil de recrutement. Ce résultat implique que pour un seuil de recrutement étroit (RR = 30%), le signal est plus gaussien que pour un seuil de recrutement large (RR = 70%).

Cas 1 : MVC = 70% et RR prends 30% et 70%

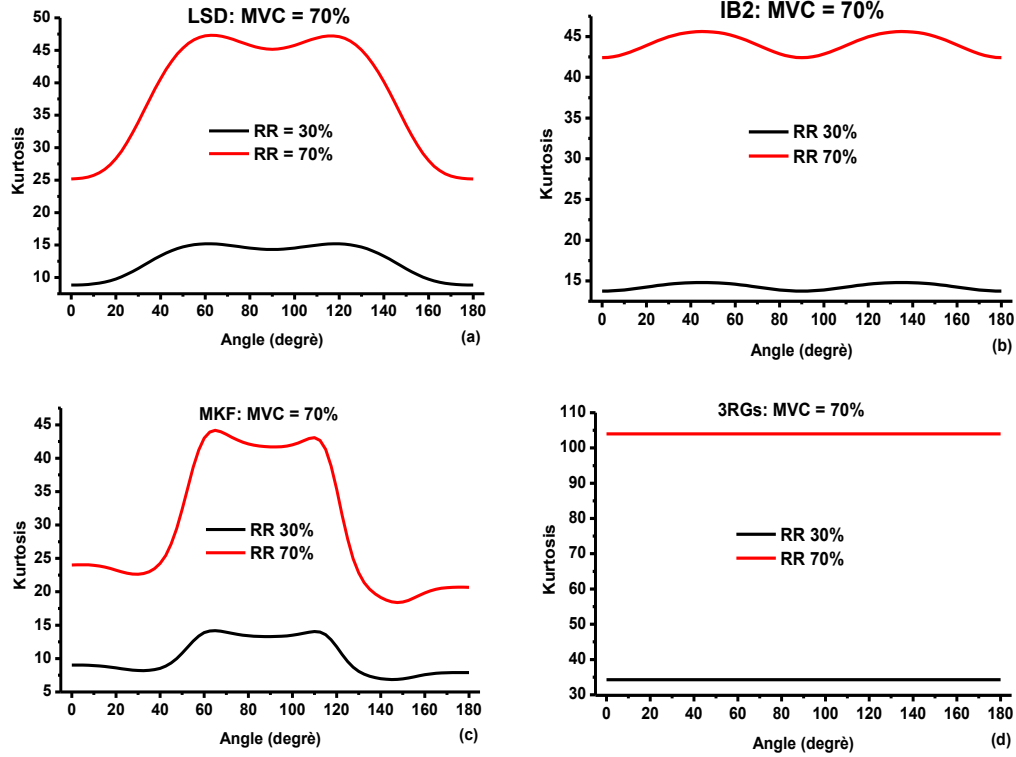


Figure. 4. 10. Effet du seuil de recrutement de la dernière unité motrice sur le Kurtosis des signaux sEMG détectés par les systèmes (LSD, IB2, MKF et 3RGs) pour un niveau de contraction musculaire 70%.

Cas 2 : MVC = 15% et RR prends 30% et 70%

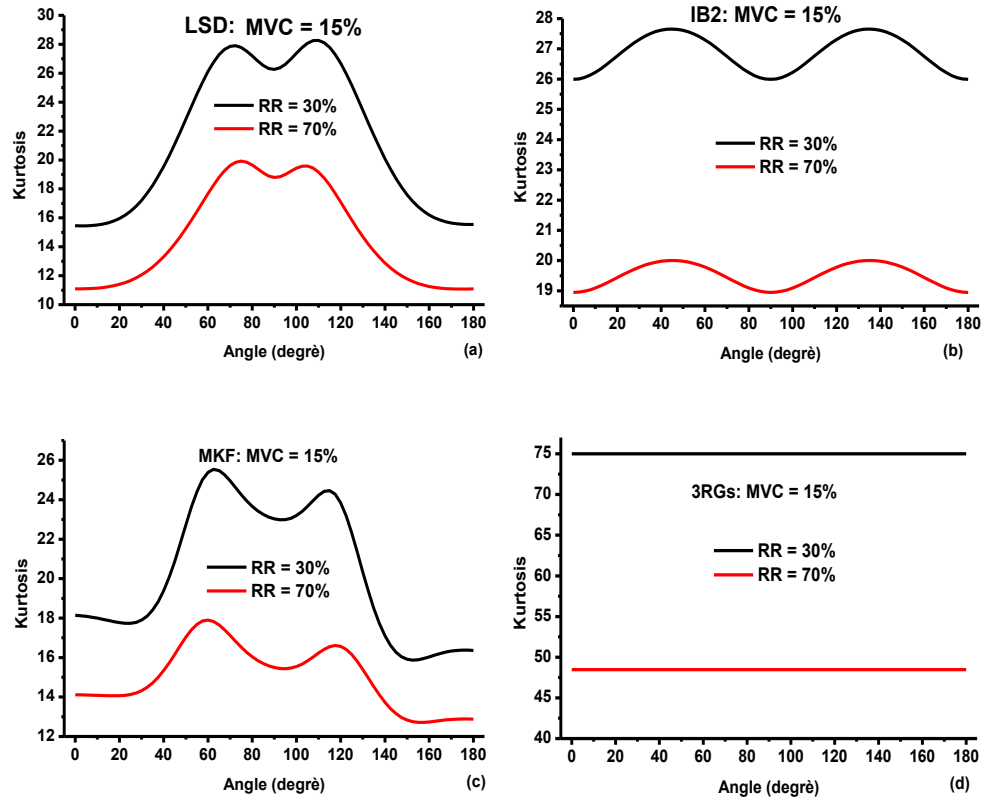


Figure. 4. 11. Effet du seuil de recrutement de la dernière unité motrice sur le Kurtosis des signaux sEMG détectés par les systèmes (LSD, IB2, MKF et 3RGs) pour un niveau de contraction musculaire 15%.

4.13. Effet de la MVC sur le niveau de la Gaussianité

Les figures 4.12 et 4.13 montrent que pour les deux seuils de recrutement des unités motrices 30% et 70% et avec un niveau de contraction musculaire volontaire (MVC) 15% et 70%, la valeur du Kurtosis des signaux SEMG détectés par les systèmes LSD, IB2, MKF et 3RGs est plus grande dans le cas du MVC = 15% par rapport à MVC = 70%. Ce résultat implique que le degré de Gaussianité du signal EMG de surface devient plus proche au niveau d'un processus Gaussien i.e. avec l'augmentation du niveau de contraction musculaire le niveau de Gaussianité du signal EMG de surface augmente. Ce résultat est valable avec les quatre systèmes de détection étudiés et avec les deux seuils de recrutement considérés (RR = 30% et RR = 70%).

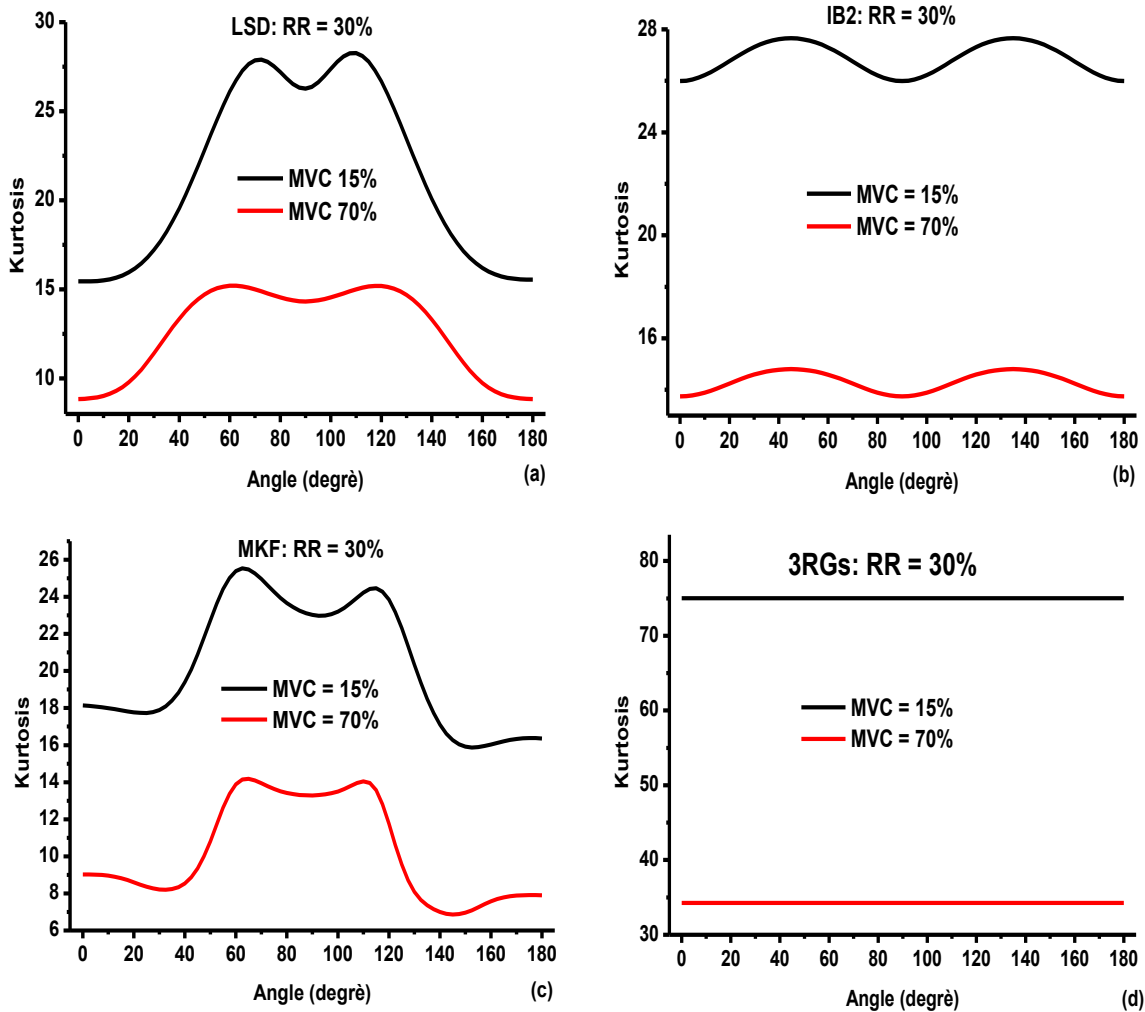


Figure. 4. 12..Effet du niveau de la contraction musculaire volontaire sur la valeur de Kurtosis des signaux SEMG détectés par les filtres spatiaux LSD, IB2, MKF et 3RGs pour un seuil de recrutement 30%.

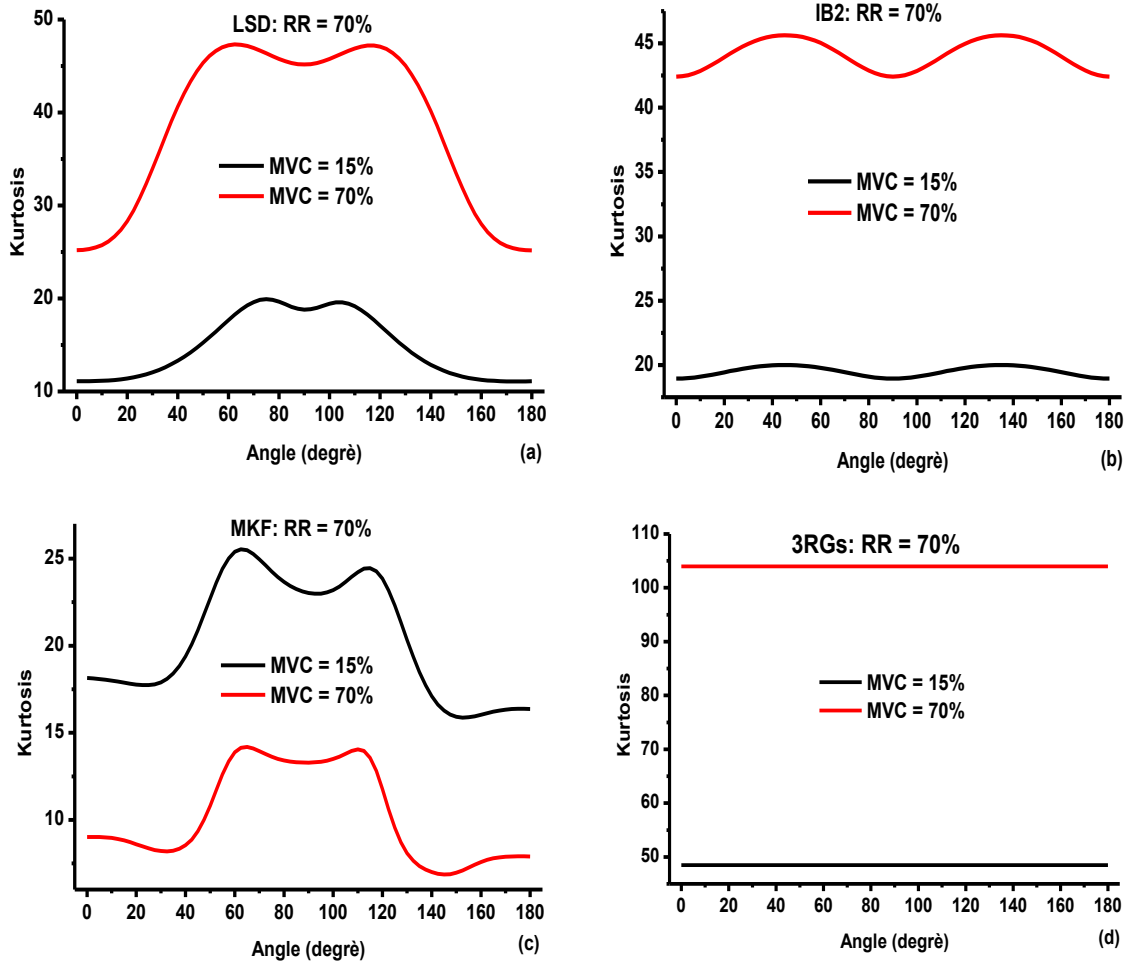


Figure. 4. 13..Effet du niveau de la contraction musculaire volontaire sur la valeur de Kurtosis des signaux SEMG détectés par les filtres spatiaux LSD, IB2, MKF et 3RGs pour un seuil de recrutement 70%.

4.14. Justification des résultats obtenus par l'histogramme

4.14.1. Définition de l'histogramme

L'histogramme est un moyen rapide pour étudier la répartition d'une variable. L'histogramme dans certains cas peut être utilisé comme une technique graphique efficace pour comparer un processus aléatoire de nature inconnue avec celle d'un processus Gaussien.

4.14.2. Exemples de résultats

La figure 4.14 montre les histogrammes des signaux EMG de surface détectés par les quatre systèmes étudiés lorsque l'orientation des fibres musculaires est en parallèle avec l'arrangement des électrodes (l'angle d'inclinaison est nul) pour les quatre cas possibles (RR = 30% pour 15% MVC (Figure 4.14a) et 70% MVC (Figure 4.14b) et RR = 70% pour 15% MVC (Figure 4.14c) et 70%MVC (Figure 4.14d)). Les résultats obtenus montrent que lorsque les fibres sont en parallèles avec l'arrangement des électrodes (l'angle d'inclinaison est nul),

le signal EMG de surface détecté par le système LSD est le plus Gaussien et les signaux EMG détectés par les systèmes IB2 et 3RGs sont les moins Gaussiens.

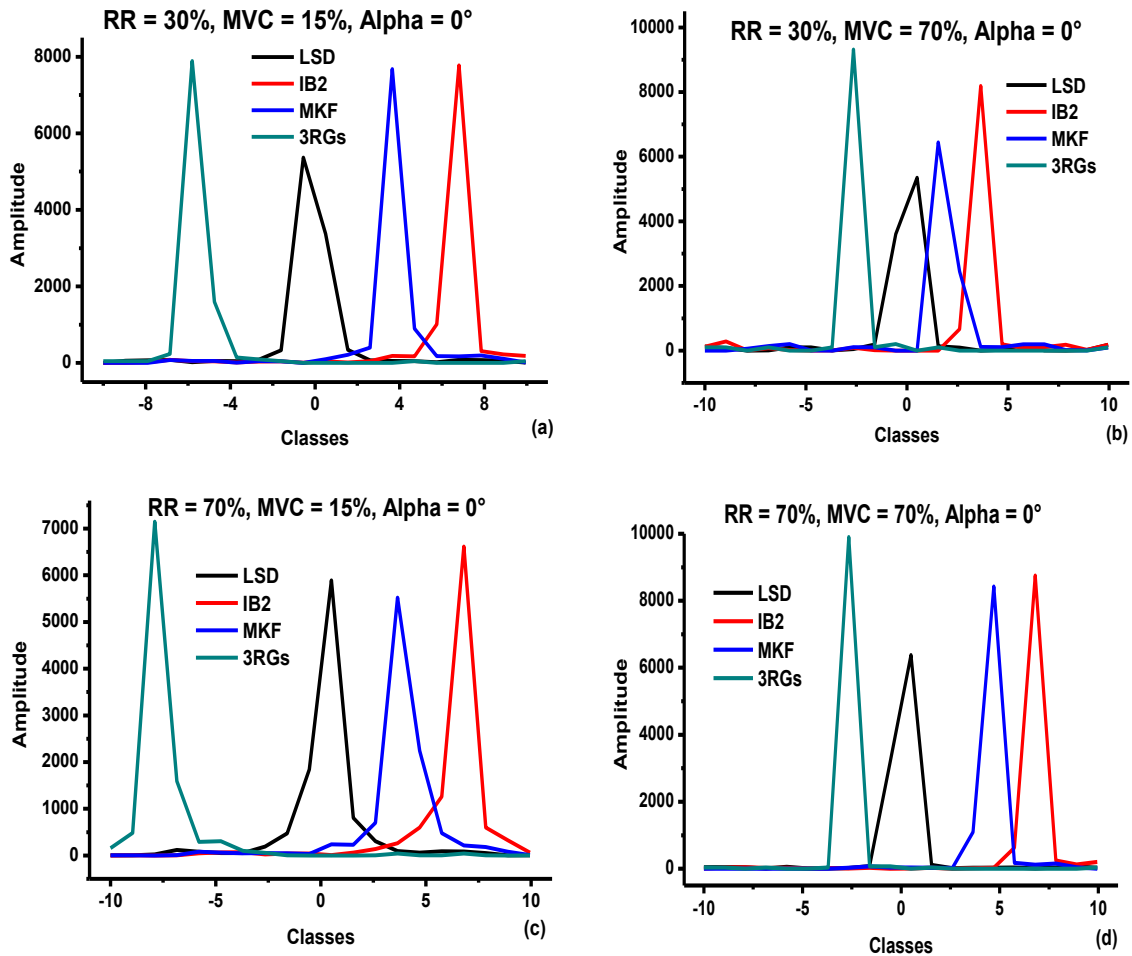


Figure. 4. 14. Utilisation de l'histogramme pour justifier les résultats du Kurtosis.

4.15. Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons évalué le degré de Gaussianité du signal EMG de surface détecté par quatre systèmes de détection lorsque l'angle d'inclinaison des fibres musculaires varie de 0° à 180° avec un pas de 2.5° pour deux niveaux de contraction musculaire volontaire (15% MVC et 70% MVC) et pour un recrutement étroit des unités motrices (RR = 30%) et pour un recrutement large (RR = 70%).

D'une manière générale, nous avons montré que pour le même angle d'inclinaison des fibres par rapport à l'arrangement des électrodes, le degré de Gaussianité du signal EMG de surface est différent d'un système de détection à un autre. Nous avons montré aussi que pour le même système de détection le degré de Gaussianité du signal EMG de surface est différent d'un angle d'inclinaison à un autre.

Nous avons montré aussi que pour le même système de détection et pour le même angle d'inclinaison des fibres musculaires par rapport à l'arrangement des électrodes de détection :

- Le signal EMG de surface est plus Gaussien pour un étroit recrutement des unités motrices.
- Le signal EMG de surface est plus Gaussien pour un niveau élevé de contraction musculaire par rapport à un niveau bas de contraction musculaire.

Conclusion générale

Au début de ce projet de fin d'études, nous avons tracé un objectif qui est l'évaluation du degré de Gaussianité du signal EMG de surface en fonction de l'angle entre l'orientation des fibres musculaires et l'arrangement des électrodes de détection. Pour atteindre cet objectif nous étions besoin de signaux EMG de surface détectés pour différents angles d'inclinaison des fibres musculaires par rapport au centre du système de détection et nous étions aussi besoin d'un outil de traitement du signal pour faire cette évaluation. Vue la nature aléatoire du signal EMG de surface, nous avons choisi comme paramètre d'évaluation le coefficient d'aplatissement (Kurtosis) qui est un paramètre statistique d'ordre supérieur.

En plus du paramètre du système de détection que nous avons évalué son influence sur le degré de Gaussianité du signal EMG de surface (l'angle d'inclinaison des fibres par rapport au système de détection), nous avons aussi estimé les effets des seuils de recrutement des unités motrices et le niveau de contraction maximale volontaire sur le degré de Gaussianité du signal EMG de surface. Nos résultats montrent que pour le même angle d'inclinaison des fibres musculaires par rapport au système de détection, le degré de Gaussianité du signal EMG de surface est différent d'un système de détection à un autre. Nous avons montré aussi que pour le même système de détection le degré de Gaussianité du signal EMG de surface est différent d'un angle d'inclinaison à un autre.

Nous avons montré aussi que pour le même système de détection et pour le même angle d'inclinaison des fibres musculaires par rapport à l'arrangement des électrodes de détection :

- Le signal EMG de surface est plus Gaussien pour un étroit ($RR = 30\%$) seuil de recrutement des unités motrices et moins Gaussien pour un large ($RR = 70\%$) seuil de recrutement des unités motrices.
- Le signal EMG de surface est plus Gaussien pour un niveau élevé ($MVC = 70\%$) de contraction musculaire par rapport à un niveau bas ($MVC = 30\%$) de contraction musculaire.

Références bibliographiques

- [1] MEKKI Hanane, MERHOUM Chahrazed, Etude et réalisation d'un système d'acquisition de l'activité musculaire, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, juin 2016.
- [2] Elaine N. Marieb, Anatomie et physiologie humaines, université de Québec ,1992
- [3] BELHACHEMI Halima Saadia et BENYAMINA Farida, étude et réalisation d'un dispositif biofeedback EMG, 2015
- [4] Christian Hérisson, Jacques Péliissier et Lucien Simon, Collection De Pathologie Locomotrice Et De Médecine Orthopédique, Masson, Paris, 2004.
- [5] Réalisé en collaboration avec des professionnels de la santé et de la médecine, sous la direction du docteur Pierrick HORDE (santemedecine.commentcamarche.net)
- [6] Marie Barberry. En collaboration avec le Dr Mary-France Testut. Date : 24/04/2009
- [7] MEBARKIA KAMEL, THESE Présentée à la faculté de technologie Département d'Electronique, métrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement Novembre 2014.
- [8] [Andreessen S, and Rosenfalck A. Regulation of the firing pattern of single motorunits. Neurol Neurosurg Psychiatry43: 897-906, 1980.](#)
- [9] Keenan KG, and Valero-Cuevas FJ. Experimentally valid predictions of muscle force and EMG in models of motor-unit function are most sensitive to neural properties. J Neurophysiol98: 1581-1590, 2007.
- [10] Eric Niel, Analyse Et Modélisation Du Mouvement Céphalique Chez L'homme Par Quantification Du Signal Electromyographique, université de Lille, mars 1983
- [11] Claire Morana, propriétés électriques du muscle (EMG), M1 UE1 E3.1
- [12] Messaoudi, N.; Bekka, R.E.; Ravier, P.; Harba, R. Assessment of the non-Gaussianity and non-linearity levels of simulated sEMG signals on stationary segments. J. Electromyogr. Kinesiol. 32, 70–82, 2017.
- [13] Stéphane HUET, Classification des Signaux Myoélectriques étude bibliographique. Sous la direction de Pierre-Yves GLORENNEC (SIMBAD) ,7 janvier 2004.
- [14] H. Cao, 'modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal

EMG de surface et la force musculaire', université de technologie, de Compiègne, France, Janvier 2010.

[15] C. Cabrera, l'analyse du signal myoelectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique Chez le nageur de haut niveau en demi-fond', université de Bretagne occidentale, juin 2014.

[16] ZARADER J.L, Cours de traitement du signal, Ecole Polytechnique Universitaire de Paris Spécialité Electronique Informatique ELI, 3ème Année, 2008/2009.

[17] F. OLLIVIER, analyse des signaux aléatoires et identification des systèmes linéaires en vibration et acoustique, UPMC université de Sorbonne, 2013-2014.

[18] Y. Gagou, cours de traitement de signal, Université de Picardie Jules Verne, 2008-2009.

[19] Jean-Christophe Cexus, Analyse des signaux non-stationnaires par Transformation de Huang, Opérateur de Teager-Kaiser, et Transformation de Huang Teager (THT).

[20] Chikhneurdein, Analyse spectral des vibrations application de la maintenance des équipements mécaniques, laboratoire des moteurs et vibroacoustique, université M'Hamed Bougara Boumerdes 2004/2005.

[21] Annick champagne évaluation de la fatigabilité musculaire des extenseurs lombopelviens. Effets de la tâche et de l'âge. Université du Québec à Trois-Rivières, NOVEMBRE 2008

[22] DELSYS, EMG Signal Analysis, Technical Note 103.

[23] Christian Cardinal, YvesGoussard et Benoit Hamelin, Analyse des signaux, ELE2700, Août 2006

[24] R.Hari Kumar and P. Sunil Kumar, Statistical techniques for the analysis of electroencephalography signals from epileptic patients, Journal of Chemical and Pharmaceutical Research, 7(3) :841-845, 2015.

[25] Dr F. Emerson Solomon 1, Dr. R. Vasuki*2, Dr.T.R.Jagadeesh, Classification of EMG using Lyapunovand Hurst Exponent

[26] T. W. Lee, Independent component analysis: theory and applications. Kluwer Academic Publishers, 1998.

[27] T. W. Lee, M. S. Lewicki, and T. J. Sejnowski, "Unsupervised classification with non Gaussian mixture models using ica," in Proceedings of the 1998 conference on Advances in neural information processing systems. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 1999, pp. 508 514.

- [28] A. W. Bowman and A. Azzalini Applied Smoothing Techniques for Data Analysis. Oxford: Oxford University Press, 1997.
- [29] E. Parzen, "On estimation of a probability density function and mode," Ann. Math. Statist., vol. 33, pp. 2795-2810, Oct. 1994
- [30] Stéphane HUET, Classification des Signaux Myoélectriques étude bibliographique sous la direction de Pierre-Yves GLORENNEC (SIMBAD), 7 janvier 2004
- [31] Stan Brown, Mesures de Forme: asymétrie et d'aplatissement, décembre 2015
- [32] LES STATISTIQUES D'ORDRE SUPERIEUR : THEORIE ET APPLICATION, 2013.
- [33] Chatellier G, Durieux P : Moyenne, médiane, et leurs indices de dispersion : quand les utiliser et comment les présenter dans un article scientifique ? Rev Mal Respir; 20: 421-4, 2003.
- [34] Zhao Y, LI DX. A simulation study on the relation between muscle motor unit numbers and the non-Gaussianity/non-linearity levels of surface electromyography, Sci China Life Sci, 55: 958–967, 2012.

Cites internet

[http://subaru.univ-lemans.fr__conception d'un électromyogramme.pdf](http://subaru.univ-lemans.fr__conception%20d'un%20%C3%A9lectromyogramme.pdf)
<https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/medecine-motoneurone-203/>
www.hotosting.com/yannicksayer/statistique.html
<http://www.emglab.net>
 DjalilChafai, [http://www.lsp.ups-tlse.fr/Chafai/Compilé le 23 octobre 2005](http://www.lsp.ups-tlse.fr/Chafai/Compil%C3%A9%20le%2023%20octobre%202005)
[www.wikipedia.entropie de Shannon](http://www.wikipedia.entropie.de/Shannon)
https://en.wikipedia.org/wiki/Normal_distribution
<https://www.investopedia.com/terms/n/normaldistribution.asp>
[https://fr.wiktionary.org/wiki/gaussien.](https://fr.wiktionary.org/wiki/gaussien)

Résumé

Le but de ce projet de fin d'études est d'estimer l'effet de l'inclinaison des fibres musculaires sur le degré de Gaussianité du signal EMG de surface. L'angle d'inclinaison des fibres musculaires est varié de 0° à 180° avec un pas de 2.5° . Les effets des seuils de recrutement des unités motrices et le niveau de la contraction musculaire volontaire (MVC) sur le degré de Gaussianité du signal EMG de surface sont aussi estimés.

Le paramètre que nous avons utilisé pour estimer le degré de Gaussianité du signal EMG de surface en fonction des paramètres cités précédemment est le coefficient d'aplatissement (le Kurtosis). Deux seuils de recrutement des unités motrices ont été considérés, étroit (30% MVC) et large (70% MVC) pour deux niveaux de contraction musculaire volontaire 15% et 70%.

Nos résultats obtenus montrent que le degré de Gaussianité du signal EMG de surface détecté par le même système est différent d'un intervalle de l'angle d'inclinaison des fibres à un autre. Nous avons montré aussi que le degré de Gaussianité du signal EMG de surface est plus grand pour un seuil de recrutement étroit par rapport à un seuil de recrutement large. En fin nous avons montré aussi que le signal EMG de surface est plus Gaussien avec un niveau haut de contraction musculaire volontaire par rapport à un niveau bas d'MVC.

Abstract

The aim of this end-of-study project is to estimate the effect of the inclination of muscle fibers on the degree of Gaussianity of the surface EMG signal. The angle of inclination of the muscle fibers is varied from 0° to 180° with a pitch of 2.5° . The effects of motor unit recruitment thresholds and the level of muscular voluntary contraction (MVC) on the degree of Gaussianity of the surface EMG signal are also estimated.

The parameter we used to estimate the degree of Gaussianity of the surface EMG signal as a function of the parameters mentioned above is the flattening coefficient (Kurtosis). Two motor unit recruitment thresholds were considered, narrow (30% MVC) and wide (70% MVC) for two levels of muscular voluntary contraction 15% and 70%.

Our results show that the degree of Gaussianity of the surface EMG signal detected by the same system is different from one interval of the angle of inclination of the fibers to another. We have also shown that the degree of Gaussianity of the surface EMG signal is greater for a narrow recruitment threshold compared to a wide recruitment threshold. Finally, we have also shown that the surface EMG signal is more Gaussian with a high level of muscular voluntary contraction compared to a low level of muscular voluntary contraction.