



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par : MESSAOUDI Fatima et SADOK Hadjer

Conception d'une interface graphique pour une analyse du signal électromyogramme (EMG) par la transformée en ondelette et la décomposition modale empirique

Soutenu le 23 Mai 2016 devant le Jury

M.	KHOLKHAL Mourad	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	HADJ SLIMANE Zine-Eddine	<i>P.</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle	BAAKAK Yettou Nour El Houda	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2015-2016

Dédicace

A nos parents

Aucune dédicace ne pourra traduire nos profonds amours et gratitude pour l'affection que vous nous avez offerte. Les sacrifices illimités, encouragements et prières ont été pour nous source de zèle et gage de réussite.

Que ce projet soit l'expression de nos profondes tendresses et reconnaissance.

Nous espérons être digne et à la hauteur de votre confiance et de vos espérances. Je prie Allah pour vous jouir de bonne santé toute la vie et que vos vœux soient exaucés.

A nos chers frères et mes sœurs

Que ce projet soit un témoignage de la profondeur des sentiments d'amour, de considération et de respect que nous éprouvons à vos égards ; que Allah vous protéger et de vous accorder réussite et bonheur.

A tous mes amis

Que vous trouvez dans ce travail l'expression de nos sincères reconnaissances pour votre disponibilité et votre gentillesse.

A mes enseignants à la faculté de technologie

Abou Bekr Belkaïd

Que ce travail soit le témoignage de notre gratitude et de notre grande estime.

Remerciement

Nous tiens en premier lieu à adresser nos vifs remerciements à notre encadreur de projet de fin d'étude M. HADJ SLIMANE Zine-Eddine pour nous avoir guidés tout le long de ce travail. Nous lui exprimons nos profondes gratitude pour nous avoir fait profiter de ses connaissances .sans son soutien et ses conseils ce travail n'aurait pas pu aboutir.

Nous remercions également M. DIB NABIL pour nous avoir éclairés sur les ondelettes.

Nous ne manquerons pas de remercier les membres de jury M. KHOLKHAL Mourad et Melle BAAKAK Yettou Nour El Houda pour l'honneur qu'ils nous font en participant au jury et qui ont pris la peine de lire soigneusement ce mémoire pour juger son contenu.

Nous vous remercions tous très sincèrement.

Résumé

L'électromyogramme (EMG) est un signal électrique qui représente l'enregistrement de l'activité électrique des muscles au repos et lors de leur activation volontaire.

Le travail effectué dans ce projet consiste à implémenter deux méthodes

D'analyse de signaux à savoir la transformée en ondelette discrète (TOD) et la décomposition modale empirique (EMD). Les deux méthodes seront utilisées pour analyser le signal EMG. Les différents signaux utilisés pour le test ont été obtenus de la base de données

EMG -Physionet disponible gratuitement sur le site web. Les résultats obtenus, montrent que la méthode basée sur la décomposition modale empirique s'avère être plus performante que l'autre méthode.

Pour rendre l'utilisation de l'analyse par les deux approches plus pratique, on a réalisé une interface graphique présentant toutes les applications effectuées dans le cadre de notre projet.

Mots clés

Électromyogramme, transformée en ondelette discrète, décomposition modale empirique, interface.

Abstract

The electromyogram (EMG) is an electrical signal that represents the recording of the electrical activity of muscles at rest and during voluntary activation.

The work done in this project is to implement two signal analysis methods namely the discrete wavelet transform (DWT) and Empirical Mode Decomposition (EMD). Both methods will be used to analyze the EMG signal. The different signals used for testing were obtained from the EMG-Physionet database available on the website. The results show that the method based on empirical mode decomposition is found to be more effective than the other method.

To make use of the analysis by the two approaches more practical, we realized a graphical interface with all applications made in the context of our project.

Keywords

Electromyogram, discrete wavelet transform, empirical mode decomposition, interface.

الملخص

EMG هو إشارة كهربائية تمثل تسجيلات النشاط الكهربائي للعضلات في الراحة وأثناء التنشيط التطوعي. العمل المنجز في هذا المشروع هو تنفيذ طريقتين لتحليل الإشارات هما تحويل الموجات المنفصلة (TOD) وتحليل الوضع التجريبي (EMD) مختلف الإشارات المستخدمة في هذا الاختبار مأخوذة من قاعدة المعطيات (EMG-physionet) المتاحة على الموقع واب. وتظهر النتائج بان طريقة تحليل الوضع التجريبي أكثر فعالية من الطرق الأخرى. للاستفادة من التحليل بالطريقتين بأكثر عملية أدركنا واجهة رسومية لجميع التطبيقات المقدمة في إطار مشروعنا.

كلمات البحث

كهربية (EMG) , تحويل الموجات المنفصلة, تحليل الوضع التجريبي, واجهة.

Table des matières

Dédicace	2
Remerciement.....	3
Résumé	4
Table des figures	8
Liste des tableaux	10
Liste des abréviations	11
Introduction générale	12
Chapitre I : Généralités sur l'électromyogramme.....	13
I.1. Introduction.....	14
I.2. Le muscle	14
I.2.1. Définition	14
I.2.2. Composition du muscle.....	14
I.2.3. Types de fibres musculaires	15
I.2.4. Les types des muscles	17
I.2.5 Situations du muscle.....	18
I.2.6. La contraction musculaire	19
I.3. Définition et description de signal EMG	20
I.3.1. L'électromyogramme	20
I.3.2. L'électromyographie	21
I.3.3. Description du signal EMG.....	21
I.4. Examen d'électromyogramme	22
I.5. Caractéristique de signal EMG	26
I.6. Traitement de signal EMG.....	28
I.7. Les bruits agissant sur le signal électrique EMG.....	30
I.8. Différentes fonctions essentielles d'un EMG	31
I.9. Pathologies musculaires avec lésions anatomiques	32
I.10.Conclusion	32
Chapitre II : Etude théorique sur les ondelettes et la décomposition modale empirique	34
II.1. Introduction	35
II.2. Les ondelettes	35
II.2.1. Définition	36
II.2.2. Famille d'ondelettes.....	36
II.2.3. Caractérisation d'ondelette	37

II.2.4. Transformée en ondelettes	37
II.2.5. Les transformées en ondelettes	39
II.2.5.1. La transformée en ondelette continue (TOC).....	39
II.2.5.2. La transformée en ondelette discrète (TOD).....	39
II.3. La décomposition modale empirique EMD.....	41
II.3.1. Intrinsic Mode Function.....	42
II.3.2. Le processus de tamisage (Sifting Process).....	44
II.4. Conclusion	47
Chapitre 3 : l'analyse du signal EMG par la transformée en ondelette discrète et la décomposition modale empirique.	48
III.1 introduction	49
III.2 Analyse du signal par la transformée en ondelette discrète	49
III.2.1.2 Les cas pathologique.....	51
III.3. Analyse du signal par la décomposition modale empirique.....	53
III.3.1. résultats et discussion	54
III.4. comparaison entre les deux méthodes	60
III.5 Conclusion.....	64
Chapitre IV : Réalisation de l'interface graphique	65
IV.1. Introduction :.....	66
IV.2. Présentation de l'interface graphique.....	66
IV.2.1. Page de garde.....	66
IV.2.2. fenêtre de plan de travail	67
IV.2.3 Fenêtre d'analyse le signal électromyogramme (EMG) par la transformé en ondelette discret (TOD).....	68
IV.2.4 Fenêtre d'analyse le signal électromyogramme (EMG) par la décomposition modale empirique.....	69
IV.2.5. fenêtre de comparaison entre la méthode de la transformé en ondelette discret (TOD) et la méthode de la décomposition modale empirique (EMD)	70
IV.2.6. fenêtre de la courbe de comparaison	71
IV.2. conclusion	72
Conclusion générale	73
Bibliographie.....	75

Table des figures

Figure I.1 : Organisation du muscle	15
Figure I.2 : Classification des fibres musculaires	17
Figure I.3 : transmission neuro-musculaire de l'influx nerveux de l'axone au muscle par le système tubulaire et le réticulum sarcoplasmique	20
Figure I.4 : Signaux électromyographies obtenu au cours d'une contraction volontaire. (a) signal EMG Baptisé Jouve,(b) signal EMG baptisé Kheir1	22
Figure I.5 : Électrodes de surface	24
Figure I.6 : Électrode aiguille	25
Figure I.7 : génération de potentiel d'action	26
Figure I.8 : Spectre de fréquences du signal du muscle	28
Figure I.9 : Diagramme du traitement en général	28
Figure I.10 : Préamplificateur pour les signaux obtenus par les muscles	29
Figure II.1 : Exemples d'ondelette $\psi(t)$	36
Figure II.2 : exemple d'une fenêtre d'ondelette.	38
Figure II.3 : Boîtes de Heisenberg d'atomes d'ondelettes	38
Figure II.4 : Analyse temps-échelle.	39
Figure II.5 : Décomposition en ondelette discrète.....	40
Figure II.6 : L'arbre de décomposition d'ondelette.	41
Figure II.7 : principe d'EMD	43
Figure II.8 : le signal original $x(t)$	44
Figure II.9 : construction d'enveloppe e_{Max} correspond ou maxima locaux.....	45
Figure II.10 : construction d'enveloppe e_{min} correspond ou minima locaux [22].....	45
Figure II.11 : la moyenne $m(t)$	45
Figure II.12 : la soustraction de l'enveloppe moyenne du signal $x(t)$ "imf1"	46
Figure II.13 : "imf1" comme données d'entrée	46

Figure II.14 : Organigramme de l'algorithme EMD	47
Figure III.2 : résultat obtenu d'ondelette de Bior2.6 pour signal EMG NEUROPATH..	52
Figure III.3 : résultat obtenu d'ondelette de Bior2.6 pour signal EMG MYOPATHY. ..	53
Figure III.4 : Estimation des IMF de la décomposition du signal HEALTHY.....	54
Figure III.5 : Estimation des IMF de la décomposition du signal MYOPATHY.	54
Figure III.6 : Estimation des IMF de la décomposition du signal NEUROPATHY.	55
Figure III.7 : L'élimination de la première IMF du signal HEALTHY.	55
Figure III.9 : L'élimination de la première IMF du signal MYOPATHY.	57
Figure III.11 : L'élimination de la première IMF du signal NEUROPATHY.	58
Figure III.12 : L'élimination des deux premiers IMF signal NEUROPATHY.	58
Figure III.13 : comparaison entre les deux méthodes TOD et EMD	63
Figure IV.1 : Page de garde.	66
Figure IV.2 : Plan de travail	67
Figure IV.3 : Analyse le signal électromyogramme (EMG) par la transformé en ondelette discret (TOD).....	68
Figure IV.4 : Analyse le signal électromyogramme (EMG) par la décomposition modale empirique.	69
Figure IV.5 : Fenêtre de comparaison entre la TOD et EMD	70
Figure IV.6 : Fenêtre de la courbe de comparaison.	71

Liste des tableaux

Tableau I.1 : types de fibres musculaires	16
Tableau I.2 : Caractéristiques électriques	27
Tableau III.4 : résultats obtenu pour l'analyse de signal HEALTHY par EMD ...	59
Tableau III.5 : résultats obtenu pour l'analyse de signal MYOPATHY par EMD	59
Tableau III.6 : résultats obtenu pour l'analyse de signal NEUROPATHY par EMD	60
Tableau III.7 : résultats obtenu pour le débruitage par EMD	62
Tableau III.8 : résultats obtenu pour le débruitage par TOD	62

Liste des abréviations

EMG : électromyogramme

TOD : transformée en ondelette discrète

EMD : décomposition modale empirique

IMF : fonction de mode intrinsèque (intrinsic mode function)

SP : processus de tamisage (sifting process)

SNR : rapport signal sur bruits

Introduction générale

Le signal électromyogramme (EMG) est un signal électrique généré au niveau des fibres musculaires quand les muscles se contractent.

Dans le cadre de ce mémoire, une analyse du signal EMG par la transformée en ondelettes discrète (TOD) et la décomposition modale empirique (EMD) est faite.

L'objectif de ce présent travail est de faire une étude comparative entre les deux méthodes TOD et EMD.

Les différents signaux utilisés pour le test ont été obtenus de la base de données EMG-Physionet disponible gratuitement sur le site web.

Ce mémoire est organisé de la manière suivante :

Le premier chapitre est une présentation globale du signal EMG. Une description sera faite sur la physiologie du muscle et ses différentes composantes ainsi que la façon par laquelle est généré ce signal.

Le deuxième chapitre expose une étude théorique sur les deux méthodes utilisées pour l'analyse de signal. La première section de ce chapitre est dédiée à la décomposition en ondelettes discrète (TOD), et La deuxième section aborde la décomposition modale empirique (EMD) avec une brève description de principe de chaque approche.

Le troisième chapitre est consacré à l'analyse du signal EMG par la transformée en ondelette discrète et la décomposition modale empirique ainsi qu'une comparaison entre les deux méthodes sera faite. Les résultats obtenus seront présentés et discutés.

Dans le quatrième chapitre, une présentation de l'interface graphique réalisée sera faite.

Enfin, le manuscrit est clôturé par une conclusion générale résumant le travail effectué.

Chapitre I : Généralités sur l'électromyogramme

I.1. Introduction

Le corps humain est constitué de muscles qui assurent les mouvements des différents membres du corps humain. Pour vérifier leur bon fonctionnement en cas de douleurs musculaires, on peut procéder à un EMG.

Ce premier chapitre est une présentation globale de signal EMG. Pour bien le comprendre, nous approfondirons la connaissance et la physiologie du muscle et ses différents composants ainsi la façon par laquelle est généré ce signal. Ensuite ; puisque le recueil du signal EMG au niveau du muscle peut nous renseigner sur la force et la puissance développée et encore sur l'état du système locomoteur, nous commençons une 2^{ème} partie de ce chapitre par une description de signal EMG puis une bref explication de l'examen électromyographie et ces résultats. Ensuite les caractéristiques, la source et le traitement de ce signal seront présentés.

I.2. Le muscle

I.2.1. Définition

Ce sont les éléments actifs du système locomoteur. Ils sont présents dans presque tout le corps pour mobiliser les oses avec efficacité harmonie. Les muscles prennent des formats variables leur permettant de s'adapter à l'usage auquel ils sont destinés [1]. Les muscles sont des organes hétérogènes qui possèdent de grandes capacités d'adaptation. Ils ont besoin d'énergie pour réaliser leur contraction. Cette énergie est fournie par l'ATP [2].

I.2.2. Composition du muscle

L'unité de base du tissu musculaire est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum, endoplasmique et myofibrilles. Les fibres sont disposées parallèlement, chaque fibre musculaire est située dans une membrane transparente fine appelée sarcolemme [3].

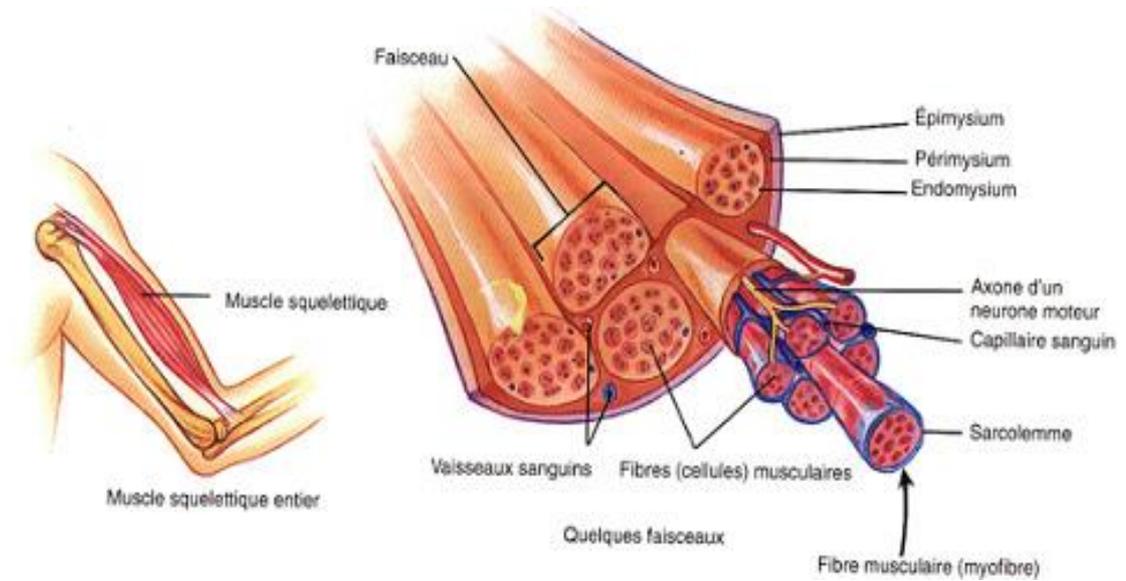


Figure I.1 : Organisation du muscle [3]

I.2.3. Types de fibres musculaires

La majorité des muscles est une combinaison de trois types de fibres qui se distinguent par leur vitesse, leur force de contraction et leur fatigabilité.

Ces fibres diffèrent de plus par leur contenu en enzymes oxydatives glycolytique et en myoglobine, par l'importance de sarcoplasme et par le nombre de mitochondries [1] :

1) Type I (fibre à contraction lente)

Apparaissent claires (ou blancs) due à la présence en moins quantité de myoglobine dans ces fibres (figure I.2) [4], produisent peu de tension musculaire, mais sont résistantes à la fatigue et peuvent demeurer actives pendant de longues périodes sans épuiser leur source d'énergie. Ces fibres possèdent dans leur sarcoplasme de nombreuses mitochondries, entourant chaque myofibrille au niveau des lignes Z et s'alignant parallèlement à celles-ci. Les mitochondries sont le site du métabolisme aérobie qui est assuré par un riche contenu de myoglobine dont la fonction de transporter et d'emmagasiner l'oxygène. Faciliter leur métabolisme aérobie, ces fibres sont entourées d'un réseau touffu de capillaires sanguines [1].

2) Type II (fibre à contraction rapide)

Deviennent foncées du fait de leur pH acide et à la présence en plus grande quantité de myoglobine dans ces fibres [4], sont surtout présents dans les muscles accomplissant des activités demandant une contraction rapide et de courte durée. Pour répondre à ce besoin, elles contiennent une grande concentration phosphorylase et de glycogène, favorisant un métabolisme anaérobie. Elles sont de plus composées d'une forme différente de myosine permettant la liaison avec l'actine de façon plus rapide et plus efficace [1].

Les fibres de ce type sont divisées selon leur processus métabolique et leur résistance à la fatigue :

Type IIA : sont des fibres rapides et résistantes à la fatigue combinent dans une certaine mesure la dynamique de contraction des fibres rapides et la capacité aérobie des fibres lentes pour résister à la fatigue quelques minutes [1].

Type IIB: sont des fibres rapides fatigables s'appuient sur un métabolisme anaérobie pour produire la contraction. L'épuisement rapide du glycogène et l'accumulation d'acide limitent ces fibres à de brèves contractions [1].

Types de fibres	Type I	Type IIA	Type IIB
Vitesse de contraction	lente	Rapide	Très rapide
Résistance à la fatigue	Grande	Moyenne	Faible
Diamètre	petit	Moyen	Gros
Force produite	Faible	Grande	Très grande
Densité en mitochondries	grande	Grande	Faible
Grosneur du motoneurone	grande	Grande	Faible
Capacité glycolytique	Faible	Grande	Grande

Tableau I.1 : types de fibres musculaires [1].

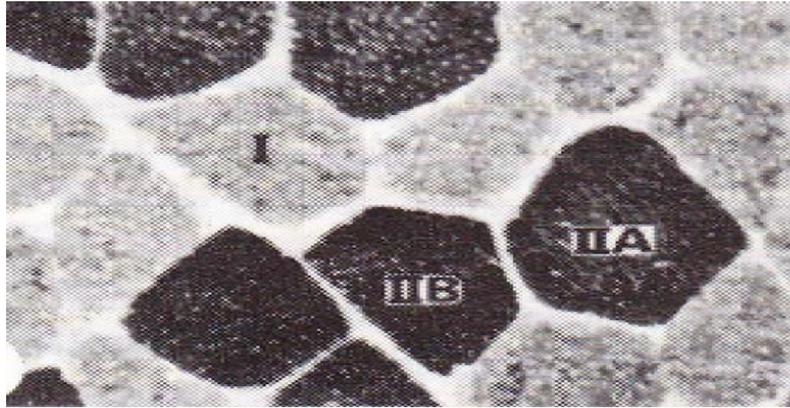


Figure I.2 : Classification des fibres musculaires [3].

I.2.4. Les types des muscles

Ils se divisent en trois grands groupes, chacun de ces groupes assure des fonctions différentes même s'ils ont les mêmes propriétés la contraction et le relâchement

- **Le muscle lisse**

Le muscle lisse constitue les parois des organes creux, ainsi que celles des vaisseaux sanguins et des voies aériennes. Il se contracte involontairement et engendre des mouvements en vagues. Le muscle lisse peut également réguler le diamètre d'une ouverture, comme le canal central des vaisseaux sanguins, ou engendrer des contractions des organes creux comme l'utérus. La cellule apparaît lisse au microscope car elle ne contient pas les bandes visibles ou stries que l'on observe dans les autres types de cellules musculaires. Le muscle lisse peut se contracter en réponse à un influx nerveux, une stimulation hormonale, l'étirement et d'autres stimulus. Le muscle se contracte et se relâche lentement et peut rester contracté pendant un temps prolongé [5].

- **Le muscle cardiaque**

Le muscle cardiaque, lui aussi involontaire, constitue la paroi du cœur et engendre l'effet pompe de cet organe. Les cellules du muscle cardiaque sont striées comme celles du muscle squelettique. Il diffère par le fait qu'il ne porte qu'un noyau par cellule et des interconnexions ramifiées. Les membranes entre les cellules sont

spécialisées pour que les influx électrique les traversent rapidement, ce qui permet une meilleure coordination des contractions. Ces membranes apparaissent comme des lignes sombres entre les cellules et sont appelées disques intercalaires car ils sont insérés entre les cellules. Les influx électriques qui produisent les contractions du muscle cardiaque sont engendrés au sein du muscle lui-même mais peuvent être modifiés par des stimuli nerveux et des hormones [5].

- **Le muscle squelettique**

Au microscope, les cellules musculaires squelettiques portent des stries marquées. La disposition des brins de protéine responsable de ces stries au sein de la cellule est décrite plus loin. Ces cellules sont très longues et cylindriques et portent chacune plusieurs noyaux. Au cours du développement, les noyaux de ces cellules se divisent de façon répétée par mitose, sans division du contenu cellulaire, faisant apparaître une volumineuse cellule multi-nucléé. Elles se contractent comme une volumineuse unité quand elles sont stimulées. Le système nerveux stimule la contraction du muscle squelettique et le tissu se contracte et se relâche en générale rapidement étant sous contrôle conscient, le muscle squelettique est dit volontaire.

Le muscle squelettique tire son nom du fait qu'il s'ancre sur les os et engendre un mouvement dans les articulations. Il existe toutefois quelques exceptions, les muscles de la paroi abdominale, par exemple, s'insèrent partiellement sur d'autres muscles et les muscles de l'expression faciale sur la peau. Les muscles squelettiques représentent la plus grande part du tissu musculaire, soit environ 40% du poids corporel total. Ce système musculaire est constitué de plus de six cents muscles. Chacun d'eux a une structure différente mais ils agissent en groupe pour exécuter les mouvements corporels [5].

I.2.5 Situations du muscle

Le jeu musculaire évolue entre trois principales situations :

- le relâchement ou la détente / relaxation, qui autorise un relatif abaissement du tonus de fond en dessous de son niveau habituel.

- l'étirement, correspondant à un allongement du muscle et qui suppose une force extérieure opposée à son action propre ainsi qu'une relative détente du muscle lui-même.
- la contraction, qui équivaut à une augmentation de tonus vers un tonus d'action, selon plusieurs modalités :
 - isotonique concentrique (avec raccourcissement, appelée aussi « contraction - ou tension- concentrique »)
 - isométrique (sans changement de longueur)
 - isotonique excentrique (avec allongement...), appelée aussi « contraction – ou tension -excentrique » [2]

En dehors de tout ordre de contraction, les muscles conservent une certaine tonicité : c'est ce qu'on appelle le **tonus musculaire** [6].

I.2.6. La contraction musculaire

La contraction musculaire est produite par une séquence d'évènements électro physiologiques, biochimiques et mécaniques interdépendants.

L'influx nerveux provoque d'abord la dépolarisation de la membrane plasmique au niveau de la plaque motrice. La membrane plasmique, sous-jacente à la membrane basale, moins épaisse (100 Å) et constituée de polysaccharides, de mucoprotéines et de lipoprotéines est responsable du gradient électrique qui conserve le K^+ à l'intérieur de la cellule musculaire et le Na^+ à l'extérieur. L'influx nerveux provoque la sortie du K^+ et l'entrée du Na^+ .

Lorsque la dépolarisation de la membrane musculaire atteint le seuil, un potentiel d'action est créé et se transmet par le système tubulaire transverse dans la totalité de la fibre musculaire. Les tubules transverses sont intimement liés au réticulum sarcoplasmique qui constitue une réserve de calcium intracellulaire [1].

Le potentiel d'action envahissant le système tubulaire provoque l'ouverture de canaux voltage-dépendants calciques du réticulum sarcoplasmique, ce qui libère le calcium de façon massive dans la fibre musculaire. La transmission entre les tubules et myofibrilles se fait à la jonction des bandes A et I des myofibrilles. Les sarcomères

inclus dans les myofibrilles réagissent à la forte concentration de calcium par un raccourcissement produisant la contraction musculaire.

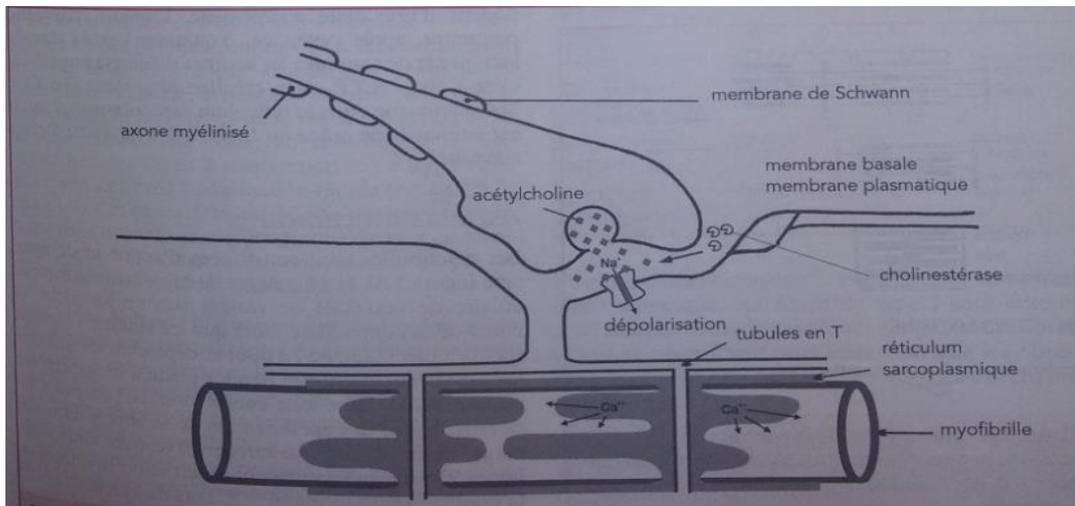


Figure I.3 : transmission neuro-musculaire de l'influx nerveux de l'axone au muscle par le système tubulaire et le réticulum sarcoplasmique [1].

I.3. Définition et description de signal EMG

I.3.1. L'électromyogramme

L'EMG est l'abréviation commune d'électromyogramme. La partie « myo » désigne le muscle; ainsi, EMG veut dire « tracé électrique du muscle », c'est-à-dire que le signal électrique venant d'un muscle fait un tracé sur un écran vidéo [6].

L'électromyogramme est le tracé obtenu au cours de l'enregistrement. Il correspond à l'activité électrique produite par les muscles (conséquences des contractions musculaires) ou transmise par les nerfs.

Au repos et en dehors d'un état musculaire pathologique, l'activité électrique d'un muscle est habituellement nulle et lors d'un effort de contraction d'un muscle, on détecte des modifications du potentiel électrique (activité électrique).

I.3.2. L'électromyographie

L'électromyographie est une méthode qui consiste à recueillir les courants électrique dits « d'action » qui parcourent les fibres musculaires lors de leur contraction, et à les amplifier pour les enregistrer.

Deux conducteurs isolés sont enfoncés dans le muscle (aiguilles fines de Bronck). L'enregistrement obtenu dépend du nombre des unités motrices et est le témoin de l'état de la grappe myo-neurale, c'est à dire du groupement neuromusculaire formé par une fibre nerveuse et les myones (unités élémentaires des muscles striés), auxquels elle transmet l'influx nerveux. Cette technique présente un grand intérêt diagnostique en traumatologie, ou elle permet la mise en évidence d'une interruption nerveuse lors d'impotences fonctionnelles à l'occasion d'un traumatisme articulaire. L'électromyographie précise ou élimine une lésion neuromusculaire ; elle permet de surveiller l'évolution d'une atteinte nerveuse ; elle est le témoin objectif d'un début de réinnervation. En neurologie, elle fait la part de l'organicité des paralysies. Elle est utile en endocrinologie, pour préciser certaines étiologies, notamment dans les tétanies. Cette méthode en permettant l'étude du muscle dénervé ouvre de nouveaux champs à l'investigation physiopathologique [7].

I.3.3. Description du signal EMG

Les variations des potentiels membranaires des cellules musculaires peuvent être détectées à la surface de la peau, au-dessus du muscle vise. C'est le signal EMG de surface traite dans ce document et qui précède toute contraction musculaire [8].

Il est de faible amplitude et dépend de nombreux paramètres (âge, état de sante, qualité physiques, durée et niveau de l'effort effectuée).

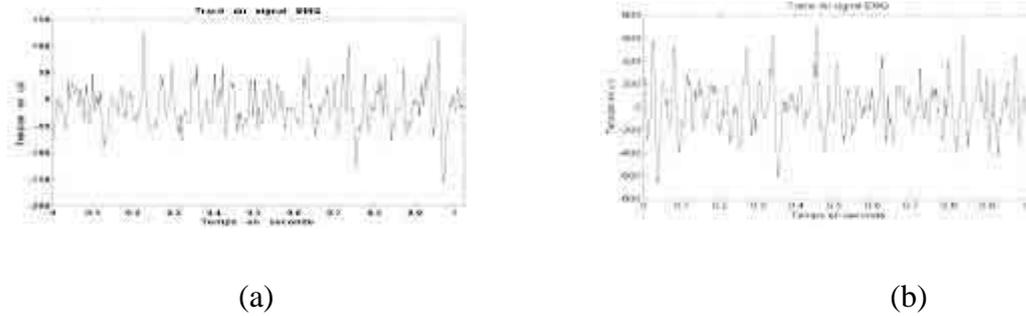


Figure I.4 : Signaux électromyographies obtenu au cours d'une contraction volontaire. (a) signal EMG Baptisé Jouve,(b) signal EMG baptisé Kheir1 [9].

I.4. Examen d'électromyogramme

Cet examen consiste à enregistrer l'activité d'un muscle ou d'un nerf pour détecter une éventuelle pathologie. Il est très utile pour diagnostiquer l'origine exacte de certaines douleurs musculaires qui peuvent être :

- d'origine purement musculaire ;
- d'origine neuromusculaire : problème de transmission des influx nerveux depuis le système nerveux central vers les muscles.

L'examen EMG se fait habituellement en deux parties, Il y a d'abord le *test de conduction nerveuse*, pratiqué par un technologue d'expérience qui fixe des électrodes sur la peau près d'un muscle ou un nerf particulier; ensuite il applique une stimulation électrique à la peau à un ou plusieurs endroits le long du nerf. Un électricien procède de façon semblable quand il vérifie un circuit électrique – il introduit un signal à un bout du fil et mesure ce qui sort à l'autre bout. L'appareil d'EMG indique la réponse électrique du nerf ou du muscle sur un moniteur d'ordinateur, ce qui révèle immédiatement la santé de ce nerf.

La deuxième partie de l'examen est l'EMG à l'aiguille. C'est le médecin qui pratique cette partie du test, qui ne comporte aucune stimulation électrique. Il s'agit plutôt d'une électrode qui ressemble à une aiguille d'acupuncture que l'on introduit dans le muscle; l'électrode agit comme une antenne pour capter l'activité électrique. Les maladies des nerfs et des muscles modifient le tracé d'activité électrique dans les muscles.

L'électromyogramme se pratique soit dans un cabinet médical soit en consultation à l'hôpital. Il ne nécessite pas de préparation particulière et se déroule sur une durée allant de 20 à 40 minutes environ.

Grâce aux renseignements obtenus par l'électromyogramme, il est possible de distinguer les lésions des fibres constituant les nerfs de petits calibre et celles des nerfs de gros calibres. En effet les causes étant différentes, il permet également de connaître le processus en cause et de savoir si celui-ci est aigu (survenu relativement rapidement) ou chronique (s'étalant dans le temps). D'autre part l'électromyogramme autorise la surveillance et la récupération de la fonction de la conduction nerveuse [10].

Les deux types d'électromyogramme

1) L'électromyogramme non invasif

L'électromyographie de surface permet d'analyser le système neuromusculaire. Il est dit de surface car les électrodes qui recueillent le signal sont placées directement sur la peau au regard du muscle à étudier. Les nerfs sont stimulés par des impulsions électriques, à différentes intensités. Ces stimulations font apparaître des réactions musculaires. Les réponses enregistrées par les électrodes sont ensuite visualisées sur un écran vidéo.

2) L'électromyogramme invasif

L'EMG de détection permet d'étudier l'activité électrique des muscles. On réalise l'étude au repos et lors d'une contraction. L'activité est recueillie par des électrodes. Celles-ci sont placées dans une aiguille fine. Cette dernière est introduite dans le muscle à explorer. Cet EMG donne des résultats plus précis que l'EMG de surface.

Les types des électrodes

Il existe deux grandes catégories d'électrode pour l'électromyogramme :

- **L'électrode de surface**

Il est beaucoup plus facile à installer et peut être utilisé par le grand public. Facile à installer, il est principalement utilisé dans le domaine sportif pour prendre des

mesures sur la force développée. Il permet d'observer l'amélioration de l'entraînement musculaire. Une préparation de la peau est souvent nécessaire par l'utilisation d'un gel spécialisé qui permet d'avoir des mesures plus précises. La mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs. Les propriétés du domaine d'amplitude, du temps et de fréquence du signal de EMG dépendent des facteurs tels que :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire;
- La distance de l'électrode du secteur actif de muscle;
- Les propriétés du tissu (par exemple épaisseur de la peau);
- Les propriétés des électrodes et amplificateurs;
- La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau.

Il existe plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG de surface : mono polaire, bipolaire, double différentielle [11]



Figure I.5 : Électrodes de surface [12]

- **L'électrode aiguille**

Ce type est utilisé pour le diagnostic médical d'où l'importance d'avoir un diplôme pour pouvoir l'utiliser. Les mesures prises sont toutefois beaucoup plus précises et permettent d'établir des diagnostics sur la présence d'un muscle atrophié ou encore le dysfonctionnement des nerfs [12].

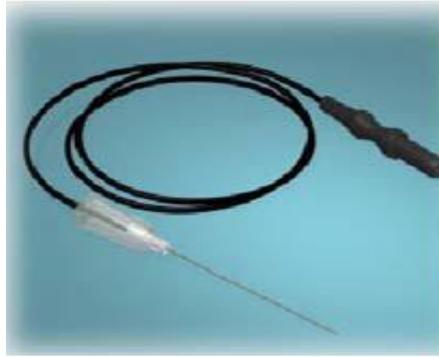


Figure I.6 : Électrode aiguille [12]

I.5 .Technique de prélèvement de signal EMG

De faibles courants électriques sont produits par des fibres de muscle avant la production de la force musculaire.

Ces courants sont produits par l'échange des ions à travers des membranes des fibres musculaires, une partie du processus de signalisation pour que les fibres se contractent permet l'obtention de signal EMG qui peut être mesuré en appliquant les éléments ou les électrodes conductrices à la surface de la peau, ou invasives plantées dans le muscle à travers la peau.

En outre, la mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau, la conception d'amplificateur...etc. La qualité du signal EMG mesuré est souvent décrite par le rapport du signal mesuré et la contribution du bruit de l'environnement. Le but est d'amplifier l'amplitude du signal tout en réduisant au minimum le bruit [11].

La géométrie des électrodes et la configuration à l'enregistrement influencent étroitement le recueil du signal.

Le signal EMG recueilli dépend fortement du placement des électrodes. L'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal EMG doivent alors être prise en compte.

Source de signal EMG

L'EMG est généré quand un potentiel d'action des neurones moteurs de la moelle épinière arrive à une plaque d'extrémité du moteur. Son arrivée provoque une

libération d'acétylcholine (acétylcholine) à la fente synaptique qui provoque une dépolarisation (potentiel d'action). Ce potentiel d'action se déplace vers le bas à partir de l'électricité de la surface dans un tube transversal. Ce à son tour provoque une libération de Ca^{++} , provoquant la liaison inter-pont et le sarcomère du muscle à se contracter [13].

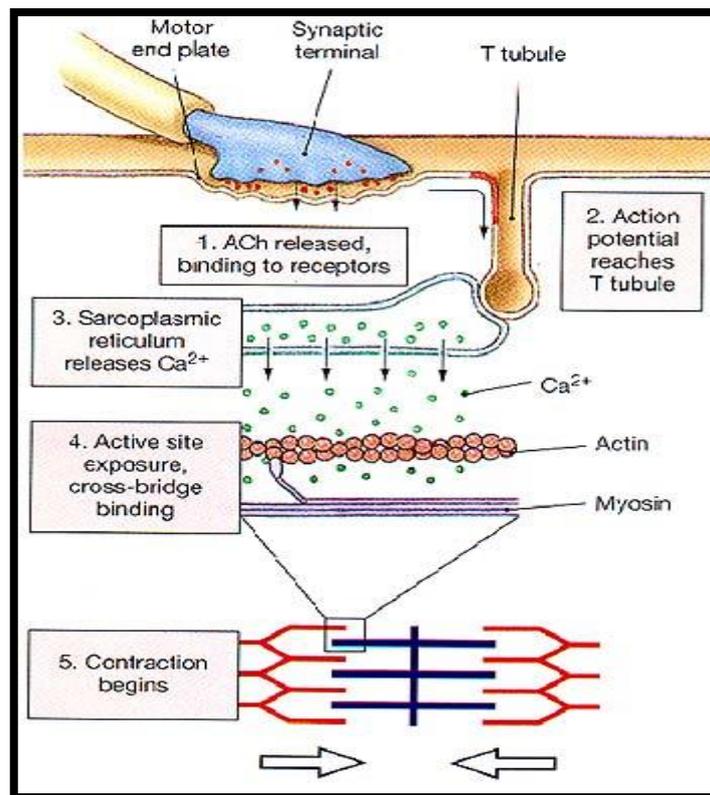


Figure I.7 : génération de potentiel d'action [13]

Une électromyographie (EMG) est une mesure de l'activité électrique dans les muscles comme sous-produit de la contraction. Un EMG est la somme des potentiels d'action des fibres musculaires sous les électrodes placées sur la peau.

I.5. Caractéristique de signal EMG

Pour présenter les caractéristiques du signal EMG, on peut démontrer les différences qu'il existe entre d'autres types de signaux. Ces signaux sont l'électrocardiogramme

(ECG) qui mesure le fonctionnement du cœur et l'électroencéphalogramme (EEG) qui mesure les signaux provenant de la surface du crâne. Le tableau suivant présente les caractéristiques principales de chacun de ces signaux.

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

Tableau I.2 : Caractéristiques électriques

Du tableau I.2, on voit que chacun des signaux possède ces propres caractéristiques ce qui permet de déterminer qu'elles sont les critères qui aident au filtrage de signal. Si l'on observe le signal EMG, son amplitude varie d'une valeur allant de 10 μ V à 3 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 est très large (environ 3KHz). Il est très difficile d'obtenir une valeur exacte concernant la fréquence haute du signal.

Dans certains volumes, ils affirment que la fréquence haute peut atteindre des fréquences de 3KHz alors que dans d'autres, ils prétendent que la fréquence haute est de 1KHz maximum. Une explication que l'on peut donner est que cela change beaucoup en fonction du muscle que l'on veut étudier (un muscle petit ne possèdera pas nécessairement le même spectre de fréquences qu'un muscle de plus grandes) [12].

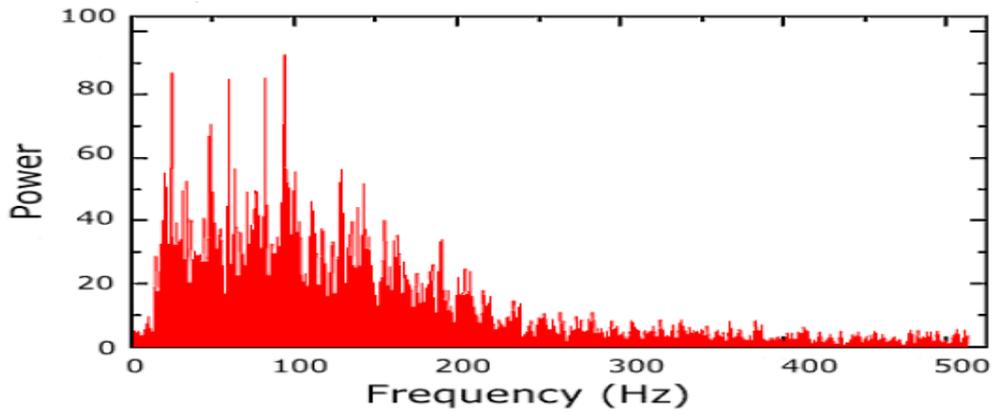


Figure I.8 : Spectre de fréquences du signal du muscle [12].

Comme le montre la figure I.8, plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable, donc il n'est pas nécessaire d'avoir un filtre dont la fréquence haute va jusqu'à 3 kHz ; il sera important de conserver les fréquences de 50 à 150 Hz qui possèdent l'énergie la plus importante.

I.6. Traitement de signal EMG

Cette section présente un diagramme qui détermine visuellement la manière de traitement que suivra le signal de son acquisition par l'électrode jusqu'à l'affichage sur l'oscilloscope.

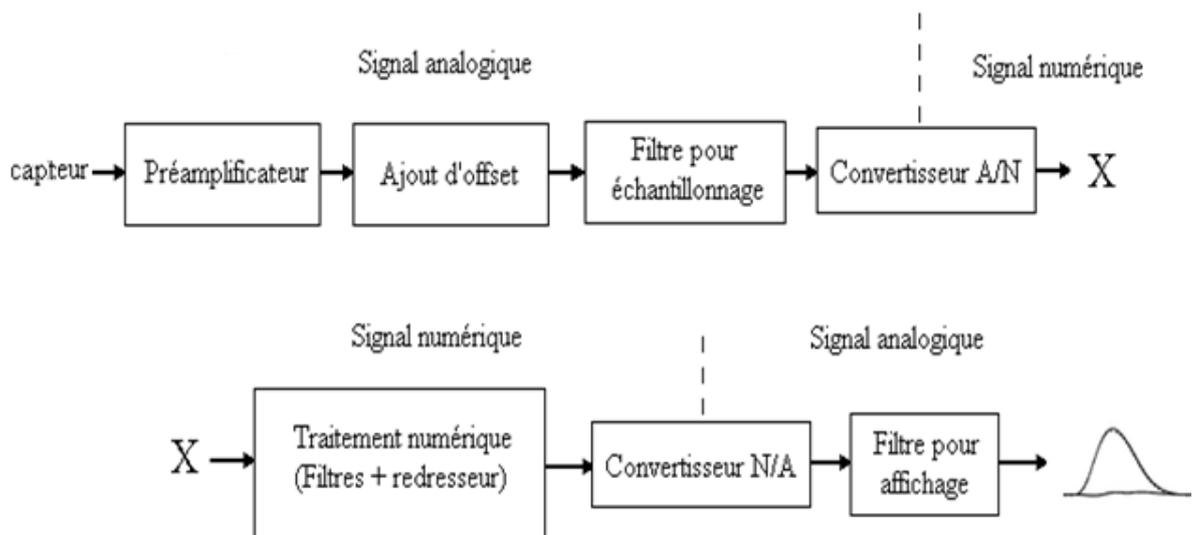


Figure I.9 : Diagramme du traitement en général [12].

Le schéma de la figure I.9 présente le chemin de traitement que devra suivre le signal pour obtenir des résultats valables.

La première partie est la préamplification du signal du muscle. Cette étape est très importante, car une mauvaise acquisition du signal pourrait affecter la validité des résultats obtenus. Étant donné que le signal possède une amplitude très faible qui va de $10\ \mu\text{V}$ à $3\ \text{mV}$, il sera nécessaire de faire attention pour avoir un amplificateur différentiel qui possède de bonnes caractéristiques pour ne pas amplifier des bruits indésirables.

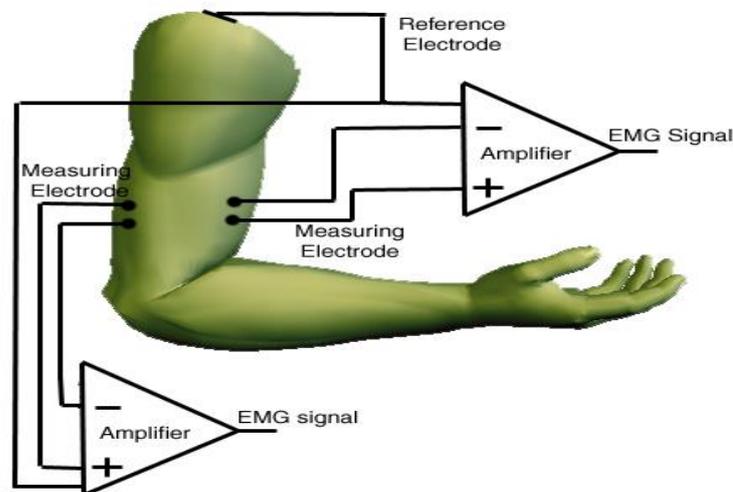


Figure I.10 : Préamplificateur pour les signaux obtenus par les muscles [13].

Les caractéristiques de cet amplificateur sont :

- Un excellent taux de réjection du mode commun.
- Déjà composé de trois amplificateurs opérationnels avec des résistances internes de haute précision.
- Gain ajustable avec une seule résistance.
- Bande passante parfaite [12].

La seconde partie sera le décalage "offset" de la tension : une translation du signal est nécessaire étant donné que le convertisseur analogique numérique fonctionne seulement en positif. L'objectif est d'amener le signal du préamplificateur qui va de -1.5 à 1.5V vers un signal dont la plage des valeurs va de 0 à 3V . L'élément utilisé

pour cette fonction est un amplificateur opérationnel qui ajoutera un décalage offset de la tension [12].

La troisième partie sera un filtre analogique de premier ordre qui annulera le recouvrement spectral et limitera le courant qui entrera dans le convertisseur. Les prochaines parties seront des sections dans le domaine numérique.

La quatrième partie est l'acquisition du signal par le convertisseur analogique numérique. Ensuite, il y aura un traitement numérique qui sera un filtre passe-bande (20 à 500 Hz dans le meilleur des cas) et un redressement.

La dernière étape sera de ramener le signal dans le domaine analogique (convertisseur N/A) et d'en faire la visualisation sur un oscilloscope en temps réel.

I.7. Les bruits agissant sur le signal électrique EMG

Sur tout enregistrement électromyographique, il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé. Il est important de comprendre les caractéristiques du bruit électrique qui peuvent être classés dans les catégories suivantes:

- **Le bruit inhérent à l'équipement électronique:** Tout matériel électronique peut produire du bruit. Ce bruit peut être éliminé par utilisation des composants électroniques de haute qualité.
- **Le bruit ambiant:** Le rayonnement électromagnétique est la source de ce type de bruit. Les surfaces de nos corps sont constamment inondées de rayonnement électromagnétique. Le bruit ambiant peut avoir une amplitude qui est à trois ordres de grandeur plus grande que le signal EMG.
- **Artefact de mouvement:** Artefact de mouvement provoque des irrégularités dans les données. Il existe deux sources principales de l'artefact de mouvement: interface électrode et câble d'électrode. Artefact de mouvement peut être réduite par une bonne conception des circuits de l'électronique et de set-up.

I.8. Différentes fonctions essentielles d'un EMG

L'EMG permet :

- d'éliminer avec certitude les douleurs musculaires d'origine psychosomatique (30 % des cas) ;
- de déterminer si la douleur ou le trouble a une origine :
 - Centrale (cerveau ou moelle épinière)
 - nerveuse périphérique (nerf)
 - neuromusculaire (trouble de la conduction nerveuse)
 - musculaire (lésion musculaire pure).

Il est tout particulièrement préconisé dans le diagnostic des fatigues musculaires (myasthénies), des douleurs musculaires et des atteintes neurologiques [13] de :

- détecter les atteintes nerveuses périphériques (nerfs, racines, moelle) et les atteintes des muscles (myopathies...).
- d'évaluer la gravité, l'étendue des lésions et de suivre l'évolution d'une atteinte nerveuse ou musculaire.
- En rééducation, l'EMG est important non seulement pour le diagnostic précis d'une atteinte neurologique, son stade évolutif mais encore pour connaître les muscles qui pourront être utilisés pour compenser certaines atteintes définitives, pour établir un pronostic précoce.
- décider de certaines indications chirurgicales, de leur moment (neurolyse, greffe nerveuse, transposition musculaire, correction orthopédique...) ou encore pour l'étude de la marche.
- Les indications les plus courantes sont :
 - Plaies et traumatismes nerveux ;
 - Atteintes du plexus brachial ;

- Compressions nerveuses ;
- Polyneuropathies [14].

I.9. Pathologies musculaires avec lésions anatomiques

Les lésions anatomiques musculaires sont classées en stade de gravité comme suit :

Stade 1 :l'élongation

Il s'agit d'un effilochage des myofibrilles, de microdéchirures, donnant une désorganisation locale de l'architecture musculaire. Elle survient suite à un étirement excessif du muscle, sous forme d'une douleur localisée immédiate ou retardée après l'effort. [15]

Stade 2 : la déchirure ou claquage

Il s'agit cette fois d'une rupture de fibres musculaires, voire d'un faisceau, en réponse à une mobilisation du muscle au-delà de ses capacités d'étirement, de type impulsion de démarrage ou accélération brutale. A ce stade, il n'y a pas d'hématome musculaire. Les principaux symptômes sont une douleur et une impotence fonctionnelle importantes, provoquant l'arrêt de l'activité. [15]

Stade 3 : la rupture

Stade de gravité supérieur, la rupture correspond à la désinsertion de l'aponévrose ou du tendon de plusieurs faisceaux musculaires voire du chef musculaire entier. Rare dans notre discipline, elle est typique du shoot dans un ballon ou d'un démarrage trop brutal, et l'impotence fonctionnelle est immédiate et totale. [15]

I.10.Conclusion

Le signal EMG peut permettre un meilleur suivi de l'évolution des contractions au cours d'une activité au une stimulation.

Ce chapitre a été consacré à une revue de signal EMG nécessaires à la bonne compréhension de la présente étude avec la mise en évidence aux connaissances fondamentales portant sur la coordination musculaire.

Dans le chapitre suivant, nous allons expliciter les deux méthodes pour l'analyse du signal EMG. La décomposition en ondelettes est tout d'abord abordée, ensuite la décomposition modale empirique est présentée.

**Chapitre II : Etude
théorique sur les ondelettes
et la décomposition modale
empirique**

II.1. Introduction

Le présent travail est fondé sur le rapprochement de deux méthodes : les ondelettes et la décomposition modale empirique (EMD).

En raison des limites de la transformée de Fourier et de Gabor, on a introduit la transformée en ondelettes qui décompose le signal à la fois en temps et en fréquence et qui introduit une fenêtre dont la taille varie avec la fréquence.

Dans ce chapitre, nous allons donner une définition d'ondelettes, puis présenter les propriétés principales des ondelettes et enfin montrer la transformation continue et la transformation discrète.

A la suite de ce chapitre, nous présenterons une définition de la méthode de la décomposition modale empirique ; puis nous allons expliquer brièvement son principe, et enfin nous terminerons par un bref aperçu du processus de tamisage qui est la base de cette méthode.

II.2. Les ondelettes

Il est bien connu que la transformée de Fourier donnée comme étant une généralisation de la série de Fourier caractérisant les signaux périodiques a l'inconvénient majeure d'ignorer complètement la contribution temporelle exacte d'une fréquence dans un signal.

En pensant à résoudre ce problème, GABOR en 1946 a introduit la transformée de Fourier à court terme. Cette dernière se base sur le fenêtrage (Windowing). Il s'agit de segmenter en tranche de temps fixe le signal à analyser pour appliquer par la suite la TF à chaque tranche. Cette manière d'analyse à mener à un compromis difficile à satisfaire. Ce critère à mener aux constatations suivantes :

- fenêtre de temps longue : donne une bonne résolution fréquentielle contre une résolution temporelle pauvre.
- Dans le cas inverse, une fenêtre de temps courte : donne une résolution fréquentielle pauvre contre une résolution temporelle plus ou moins précise.

La suite logique qui devrait résoudre ce problème a été l'élaboration de l'outil puissant dénommé par la transformée en ondelettes (wavelets). [16]

On se suit des définitions mathématiques essentielles seront présentées.

II.2.1. Définition

Une ondelette est une fonction avec quelques propriétés particulières. Dans le contexte le plus général, la fonction ondelette satisfait les conditions suivantes :

- Elle a une structure courte, d'énergie finie, dans le domaine temporel;
- Elle présente quelques oscillations dans le même domaine.

La première condition fournit l'attribut « little » et la deuxième-l'attribut « wave » (onde) et d'ici, le nom dans le langage anglo-saxon : « wavelet ». [17]

Une ondelette $\Psi(t)$ est une fonction de moyenne nulle:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(t) dt = 0 \quad (II.1)$$

Cette dernière est dilatée avec un paramètre d'échelle s , et translatée par u [18].

$$\psi_{u,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi \left(t - \frac{u}{s} \right) \quad (II.2)$$

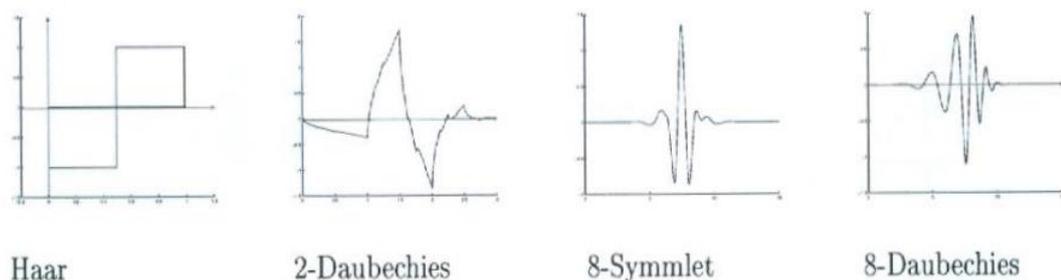


Figure II.1 : Exemples d'ondelette $\psi(t)$

II.2.2. Famille d'ondelettes

A partir de l'unique fonction ψ (formule II.2), on construit par translation et dilatation une famille d'ondelettes.

où s est l'échelle et sert à dilater et u est la position et sert à translater. Le couple (s, u) définit les atomes de base.

II.2.3. Caractérisation d'ondelette

Les ondelettes (wavelets) sont issues de ce qu'on appelle onde mère (mother wave). On aboutira à représenter n'importe quel signal L^2 , par une base d'ondelettes qui ne sont que des versions dilatées et translitées de l'onde mère. La représentation d'un signal continu $x(t)$ par une base d'ondelettes est donnée par :

$$X(t) = \sum w(u, s) \quad (II.3)$$

II.2.4. Transformée en ondelettes

La transformée en ondelettes est comme celle de Fourier, un passage d'une représentation à une autre; mais comme la transformée à fenêtres, elle permet aussi de mesurer les variations dans le temps des composantes fréquentielles (spectrales) d'un signal. Néanmoins, la résolution temps-fréquence de la transformée en ondelettes est différente. L'idée de l'ondelette est de pouvoir faire varier les largeurs en temps et en fréquences d'une fonction tout en la translitant le long du signal comme pour la transformée de Fourier fenêtre. L'avantage de faire varier ces largeurs devient alors évident : on minimise le nombre de translations en temps et en fréquences de la fenêtre en optimisant la largeur de celle-ci. Ainsi dans les basses fréquences, une grande en fréquences n'est pas nécessaire, on peut donc utiliser des rectangles plus larges en temps. Aux hautes fréquences, on va utiliser des rectangles plus larges en fréquences et plus localisés en temps. On peut voir cela comme une adaptation de l'ondelette à l'échelle qu'on lui impose : plus la fenêtre est petite dans le temps, plus l'ondelette va être compressée et osciller rapidement. Le contraire se produira lorsque la fenêtre est rapide et moyenne du signal. [19]

La transformée en ondelettes a donc une résolution temps-fréquence qui dépend de l'échelle s . Sous la condition :

$$C_\psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega < +\infty \quad (II.4)$$

C'est une représentation complète, stable et redondante du signal; en particulier, la transformée en ondelettes est inversible à gauche. La redondance se traduit par l'existence d'un noyau reproduisant.

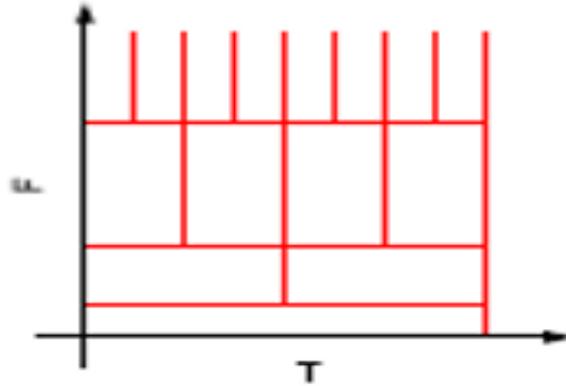


Figure II.2 : exemple d'une fenêtre d'ondelette. [19]

L'écart-type en temps en proportionnel à s . L'écart-type en fréquence est inversement proportionnel à s . Voici un exemple de boîtes de Heisenberg d'atomes d'ondelettes (figure II.3).

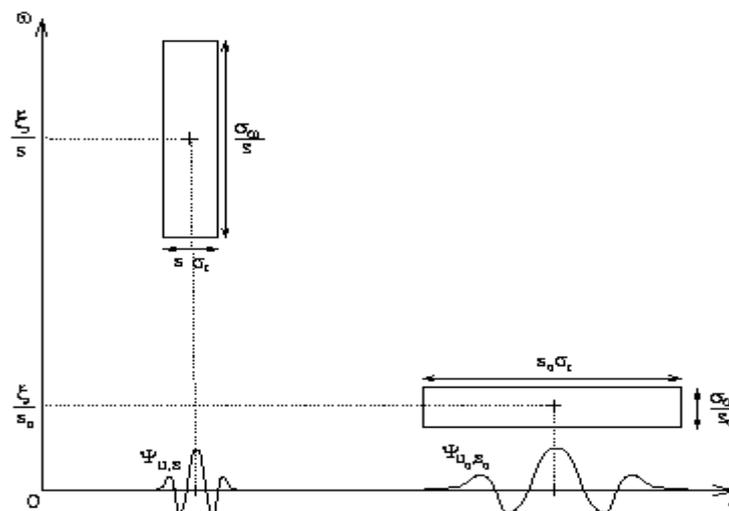


Figure II.3 : Boîtes de Heisenberg d'atomes d'ondelettes

Aux échelles plus fines, on peut "entasser" plus de boîtes de Heisenberg côte à côte car la résolution temporelle est meilleure. [20]

II.2.5. Les transformées en ondelettes [23]

II.2.5.1. La transformée en ondelette continue (TOC)

La transformée en ondelette continue (TOC) d'un signal $x(t)$ est donnée par :

$$w(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) x(t) dt \quad (\text{II.5})$$

Où $\psi(t)$ est l'ondelette mère analysante, a est un facteur d'échelle de dilatation temporelle et b est un facteur de translation dans le temps.

Le résultat de la transformée en ondelette continue (TOC) est donc des coefficients W en fonction de a (facteur d'échelle) et de b (facteur de translation).

Les coefficients $W_{(a,b)}$ décrivent la corrélation entre le signal à analyser et l'ondelette mère analysante.

La transformation en ondelette continue produit une représentation temps-échelle similaire à celle de la représentation temps fréquence produite par la transformée de Fourier à fenêtre glissante.

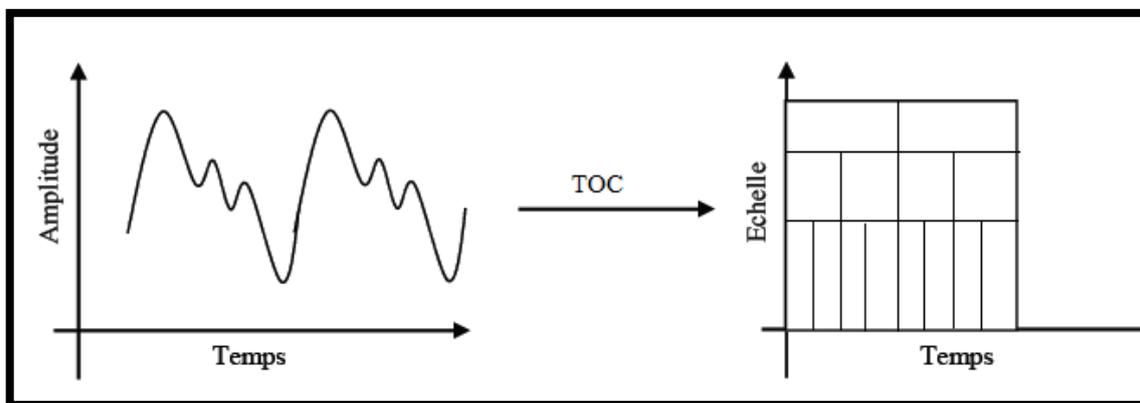


Figure II.4 : Analyse temps-échelle.

II.2.5.2. La transformée en ondelette discrète (TOD)

Lorsque les paramètres d'échelle et de translation a et b prennent des valeurs discrètes avec :

$$a = 2^j \text{ Et } b = n \cdot 2^j, \text{ ou } j \text{ et } n \text{ sont des nombres entiers.}$$

On obtient alors la transformation en ondelette discrète (TOD) définie par la relation suivante :

$$W(i, m) = 2^{-\frac{i}{2}} \sum_{n \in \mathbb{Z}} x(n) \psi\left(\frac{n}{2^i} - m\right) \quad (\text{II.6})$$

L'inconvénient majeur de la transformée en ondelette discrète (TOD) est qu'elle produit un nombre élevé de coefficients pour représenter un signal exigeant un temps de calcul élevé pour reconstituer le signal d'origine.

La transformée en ondelette discrète décompose le signal en deux parties :

- Les approximations qui correspondent à la basse fréquence.
- Les détails qui correspondent à la haute fréquence.

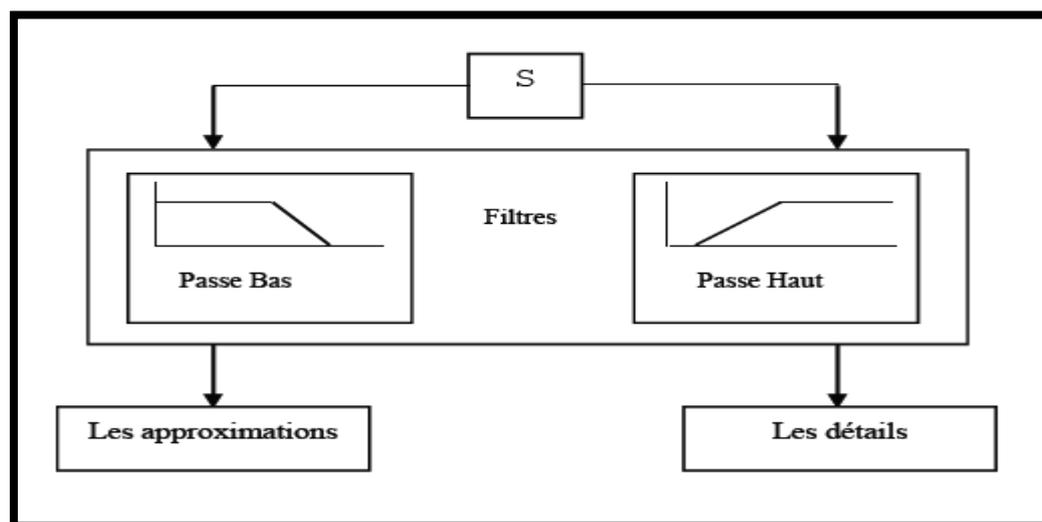


Figure II.5 : Décomposition en ondelette discrète.

Le processus de décomposition peut être réitéré, de sorte qu'un signal peut être décomposé en plusieurs composantes de basse résolution : ceci s'appelle l'arbre de décomposition d'ondelette.

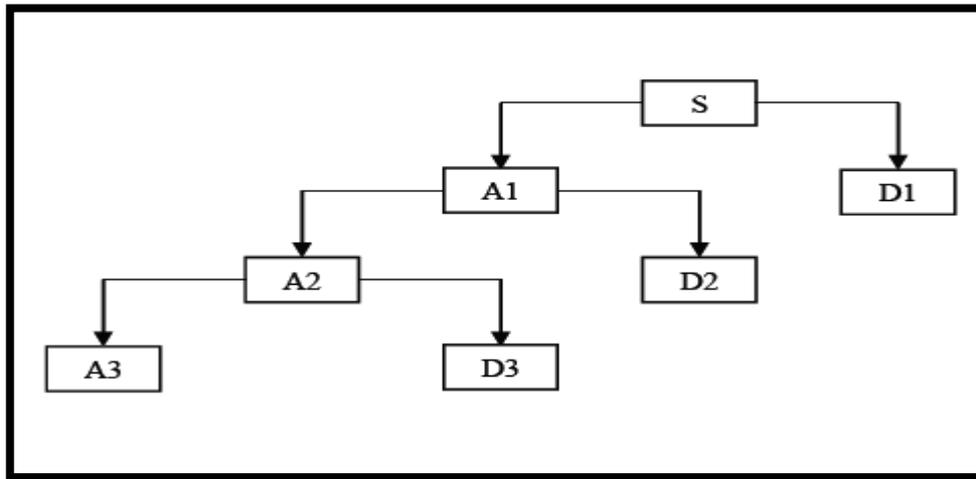


Figure II.6 : L'arbre de décomposition d'ondelette.

II.3. La décomposition modale empirique EMD

L'EMD est une méthode de décomposition du signal récente (initiée en 1998 par Norden Huang ingénieur à la NASA), elle a déjà été appliquée avec succès dans de nombreux domaines : sismologie, acoustique, océanographie. Par la suite, elle a été introduite dans d'autres domaines d'applications. En effet, sa nature adaptative et algorithmique la rend à même de traiter des signaux non stationnaires issus de processus non linéaires, de manière simple et avec un coût algorithmique très raisonnable [21].

L'EMD consiste à décomposer un signal en une somme de différents signaux, dits modes, oscillant de moins en moins en vite. Cette méthode est réputée adaptative et ne dépend que du signal de départ et non de choix arbitraires d'une banque fréquentielle. Cette transformation permet de séparer des modes du signal, fonctions centrées en zéro oscillant chacune dans une gamme de fréquence limitée. [22]

La décomposition modale empirique (ou EMD pour Empirical Mode Decomposition) est une méthode algorithmique de décomposition spectrale adaptative, itérative : au lieu d'analyser le signal dans une base fixe comme avec Fourier, on construit au fur et à mesure les fonctions de base, appelées IMF pour Intrinsic Mode Function. Elle a été introduite pour traiter de manière relativement souple des données quelconques, pouvant être non-stationnaires et non-linéaires. Cette méthode basé sur un sous-programme de lissage, qui extrait les IMF, appelé Sifting Process (SP), ou procédé de tamisage.

En se base essentiellement sur les variations (ou oscillations naturelles) du signal, l'EMD permet une interpolation des phénomènes physiques présents. En plus de sa simplicité de mise en œuvre informatique et de sa capacité à décrire ponctuellement et de manière instantanée les phénomènes fréquentiels non résolus par l'analyse de Fourier.

L'EMD est bien adaptée à l'étude des signaux non –stationnaires et/ou générés par des systèmes non-linéaires [23].

II.3.1.Fonction mode intrinsèque

IMF est une fonction oscillante de moyenne nulle. On peut décomposer le signal en plusieurs fonctions (d_k), proches des sinusoides, pour lesquelles une définition de la fréquence instantanée sera possible. On introduit ainsi la notion de fonction de mode intrinsèque ou intrinsic mode function (IMF), classe de fonctions vérifiant deux conditions de symétrie, nécessairement vérifiées par les sinusoides, mais plus faibles :

- 1) Le nombre de zéros et le nombre d'extrema diffèrent d'au plus un.
- 2) La moyenne locale est nulle.

La seconde condition est la plus importante. En effet, pour un signal de moyenne locale, la condition sur le nombre de zéros et d'extrema est directement vérifiée. Ainsi, algorithmiquement, seule la deuxième condition sera recherchée [22].

La moyenne locale d'un signal est la demi-somme de ses enveloppes supérieures et inférieures, qui sont obtenues par interpolation des maxima et des minima respectivement.

Il existe différentes méthodes d'interpolation pour les enveloppes. La plus utilisée est l'interpolation spline cubique, et nous considérerons dans la suite la définition des enveloppes avec cette méthode [22].

L'EMD repose sur une décomposition qui décrit localement le signal comme une succession de combinaisons d'oscillations rapides (hautes fréquence) sur des oscillations plus lentes (basses fréquence). L'idée principale de cette décomposition est un processus de criblage itératif qui décompose un signal donné en un ensemble de IMFs qui sont des simples fonctions oscillatoires avec amplitude variable et de la

fréquence et ont les propriétés ou des conditions qu'on a définie précédemment. Le procédé EMD est adaptatif, avec la base de la décomposition sur la base et dérivés des données. Dans l'approche EMD, les données $X(t)$ est décomposé en termes d'IMFs (c_j) :

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j + r_n \quad (II.7)$$

Où r_n est le résidu de données $x(t)$, après un nombre n de IMFs sont extraits [24].

Dans la pratique, l'EMD est mis en œuvre à travers un processus de criblage qui utilise uniquement locale extrema. De toutes les données r_{j-1} , par exemple, la procédure est la suivante: identifier tous les extrema locaux (la combinaison des deux maxima et minima). Pour générer les deux fonctions appelé l'enveloppe supérieure et enveloppe inférieure par interpolation avec spline cubique des maxima locaux et de minima locaux, respectivement.

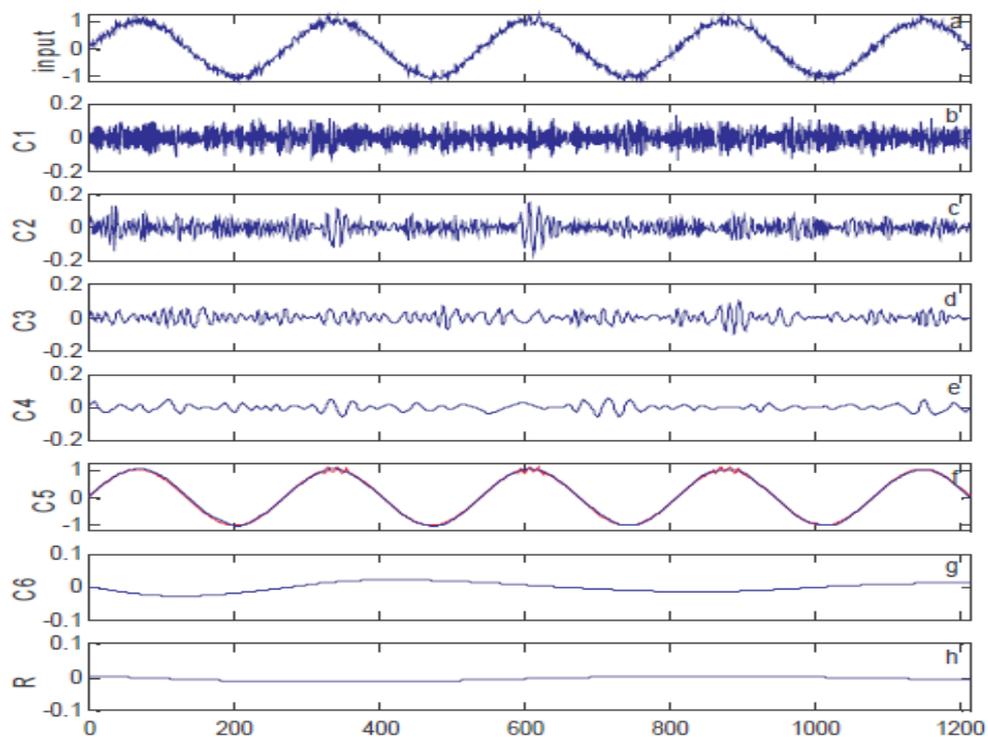


Figure II.7 : principe d'EMD [24]

II.3.2. Le processus de tamisage (Sifting Process) [25] :

Le sifting process, que l'on pourrait traduire par processus de tamisage correspond à l'extraction d'une IMF à partir d'un signal donnée. La fonction de mode intrinsèque, ou IMF, ainsi obtenue peut être vue comme les détails du signal, de variation rapide. Pour cela, on extrait de façon itérative ces détails, jusqu'à conserver une IMF. Les différentes étapes de ce processus décrit comme suite :

- 1) La première étape de l'algorithme EMD est l'extraction d'extrema du signal d'origine $x(t)$.
- 2) la création d'extrémité de l'enveloppe supérieure e_{Max} et de l'enveloppe inférieure e_{min} par l'interpolation avec spline cubique des maxima des minima (figure II.9 et II.10).
- 3) prendre leur moyenne, qui produit une composante de fréquence inférieure que le signal original comme sur la figure II.11

$$m(t) = \frac{e_{\text{max}} + e_{\text{min}}}{2} \quad (\text{II.8})$$

- 4) en soustrayant l'enveloppe moyenne à partir du signal x :

$$\text{imf}_1(t) = x(t) - m(t) \quad (\text{II.9})$$

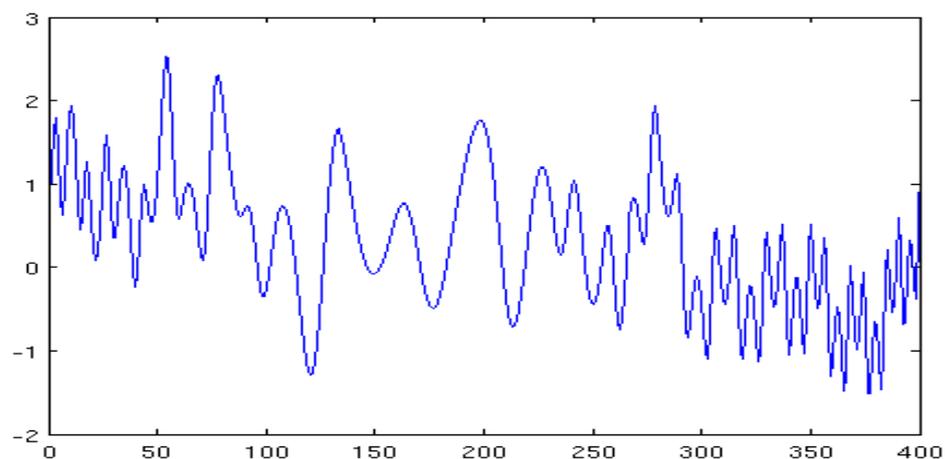


Figure II.8 : le signal original $x(t)$ [22]

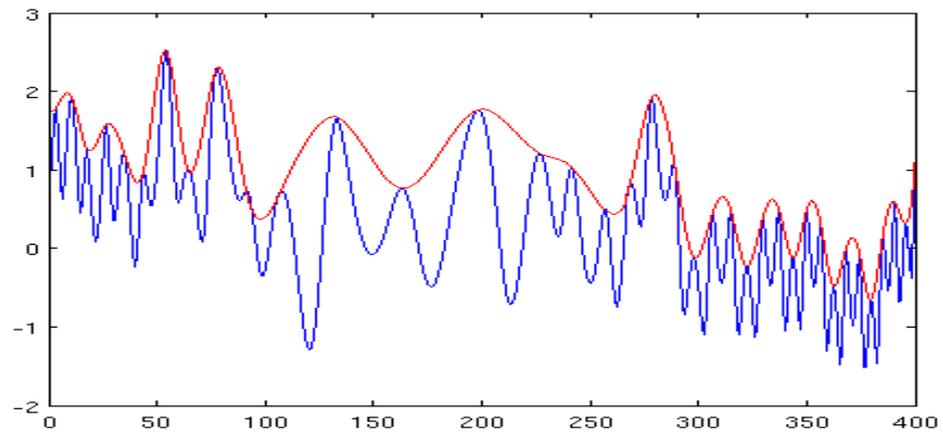


Figure II.9 : construction d'enveloppe e_{Max} correspond ou maxima locaux

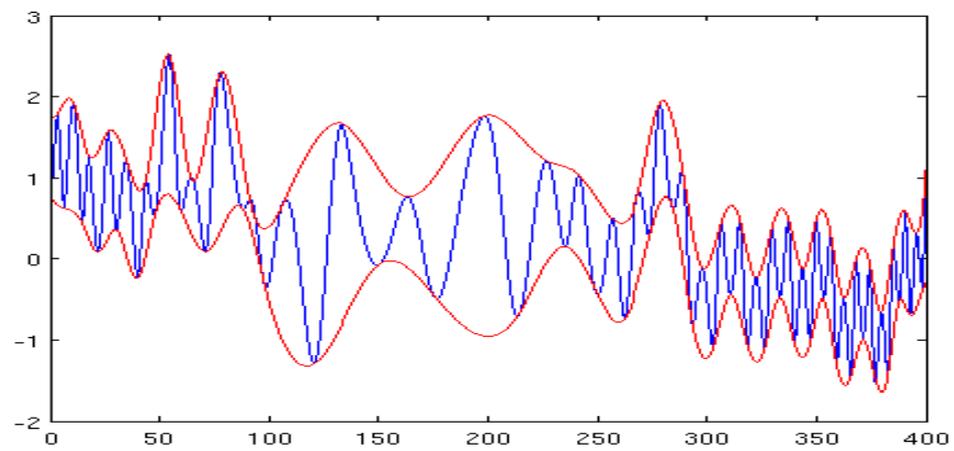


Figure II.10 : construction d'enveloppe e_{min} correspond ou minima locaux [22]

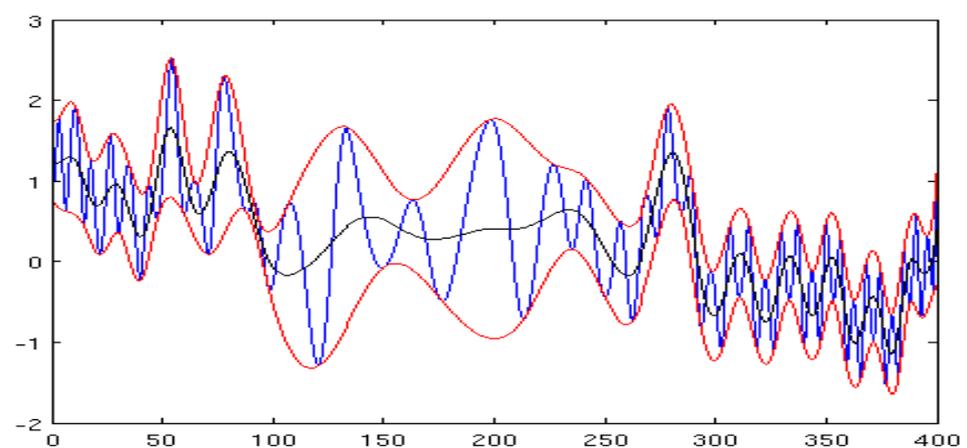


Figure II.11 : la moyenne $m(t)$ [22]

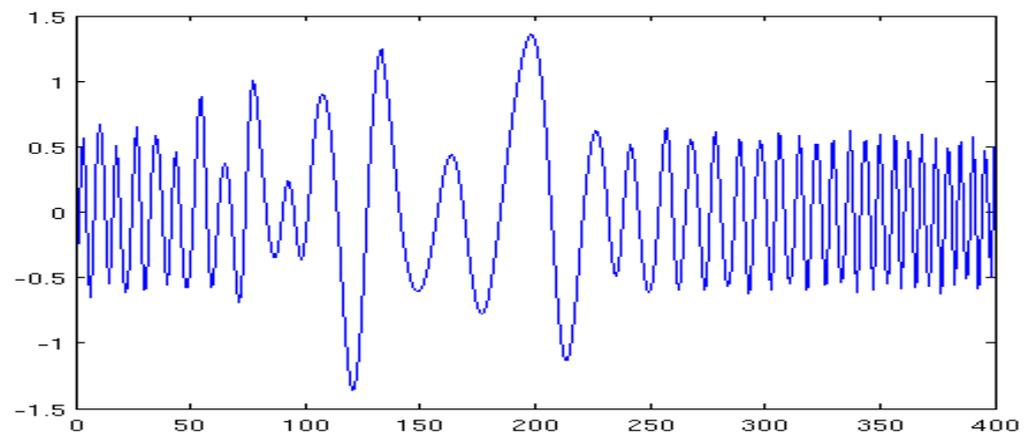


Figure II.12 : la soustraction de l'enveloppe moyenne du signal $x(t)$ "imf1" [22]

Après ; Le $imf_1(t)$ est traitée comme données d'entrée pour le prochain processus de tamisage. La valeur $m(t)$ de moyenne d'enveloppes d' $imf_1(t)$ est calculée et cette valeur est soustraite d' $imf_1(t)$:

$$imf_1(t) = imf_1(t) - m(t) \quad (II.10)$$

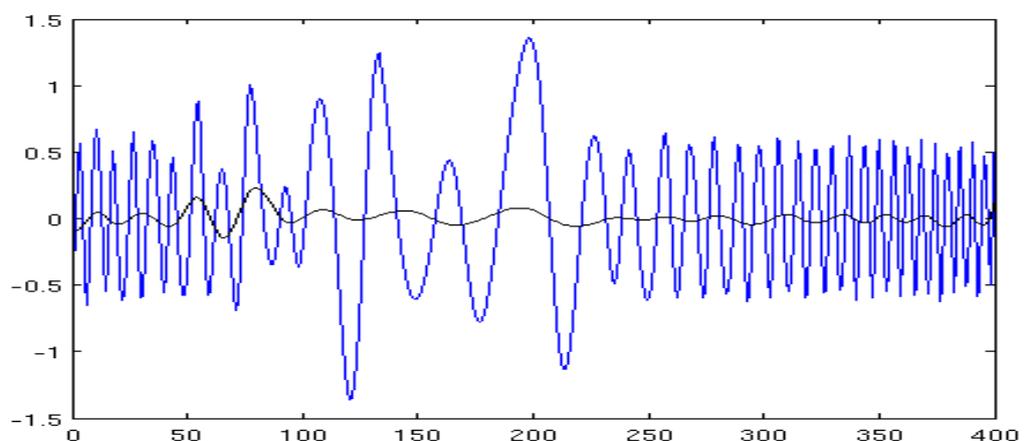


Figure II.13 : "imf1" comme données d'entrée [22]

D'un point de vue pratique :

- L'algorithme est initialisé en prenant pour première forme d'onde le signal $x(t)$.
- A chaque étape de décomposition, le tamisage est itéré n fois jusqu'à ce que la moyenne globale devienne négligeable au sens d'un critère fixé par l'utilisateur.

La décomposition s'achève lorsque le dernier résidu ne présente plus d'oscillation.

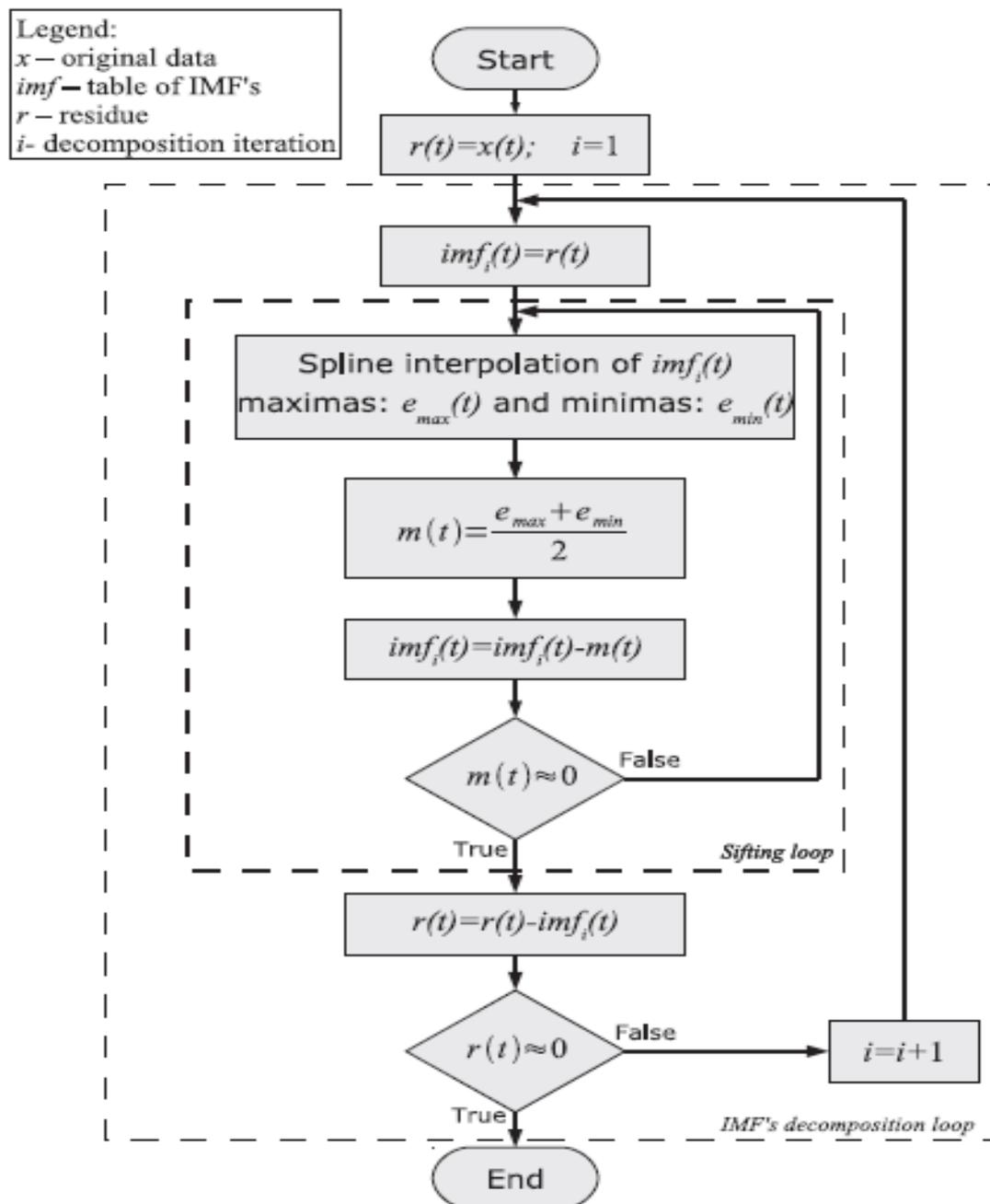


Figure II.14 : Organigramme de l'algorithme EMD [25]

II.4. Conclusion

Nous avons vu dans ce chapitre deux types de représentation, la première est fondée sur la transformée en ondelette et la deuxième représentation est fondée sur la décomposition modale empirique dans le but d'analyser des signaux non stationnaires. Ces deux méthodes vont être utilisées pour analyser le signal EMG, ce qui sera discuté dans le chapitre suivant.

**Chapitre 3 : l'analyse du
signal EMG par la
transformée en ondelette
discrète et la décomposition
modale empirique.**

III.1 introduction

La détection du signal EMG est un processus compliqué qu'il ne s'effectue pas seulement avec l'anatomie et la physiologie du muscle mais aussi avec des facteurs externes ; ce qui provoque un signal EMG à la sortie contaminé avec des bruits.

Dans notre travail, une analyse du signal EMG par la transformée en ondelette et la décomposition modale empirique est faite.

III.2 Analyse du signal par la transformée en ondelette discrète

Trois signaux de la base de données Physionet ont été utilisés pour le test à savoir :

- Healthy ;
- Myopathy ;
- Neuropathy.

L'analyse avec la transformée en ondelettes discrète fournit un ensemble de signaux d'approximation et de détails du signal de départ.

Le choix de l'ondelette analysante a été effectué sur la base de deux critères :

- 1) **L'erreur de reconstruction** : c'est l'erreur existante entre le signal original (bruité) et le signal reconstruit. La meilleure ondelette est caractérisée par une valeur d'erreur réduite.
- 2) **L'énergie de signal** : Elle est calculée comme suit :

$$E = \sum |x_i|^2 \quad (III.1)$$

III.2.1. Résultats et discussion

Différentes ondelettes mère ont été testées afin de trouver celle qui présente le moins d'erreur de reconstruction et le plus de conservation d'énergie.

Dans notre travail, nous avons testé les ondelettes suivantes : daubechies(Db), symlete (sym), coiflet (coif), biororthogonale (bior), biororthogonale réversible (rBior).

Les résultats obtenus par application sur les trois signaux utilisés pour le test sont représentés dans les tableaux III.1, III.2 et III.3.

1) **Cas normal**

Ce signal dans le cas normal présente une énergie égale à : $3.4839 \cdot 10^{+03}$

Type d'ondelette	L'Energie de signal filtré	Erreur
Db2	828.6090	$1.3708 \cdot 10^{-12}$
Db6	859.3355	$3.1532 \cdot 10^{-12}$
Sym5	882.1779	$4.1031 \cdot 10^{-13}$
Coif3	911.5849	$1.4429 \cdot 10^{-12}$
Bior2.6	$1.7853 \cdot 10^{+03}$	$8.0084 \cdot 10^{-16}$
Rbio1.5	$1.6888 \cdot 10^{+03}$	$5.2860 \cdot 10^{-16}$

Tableau III.1 : Résultats obtenus pour le signal EMG **HEALTHY**.

- La meilleure ondelette est Bior2.6 présenté sur la figure ci-dessous :

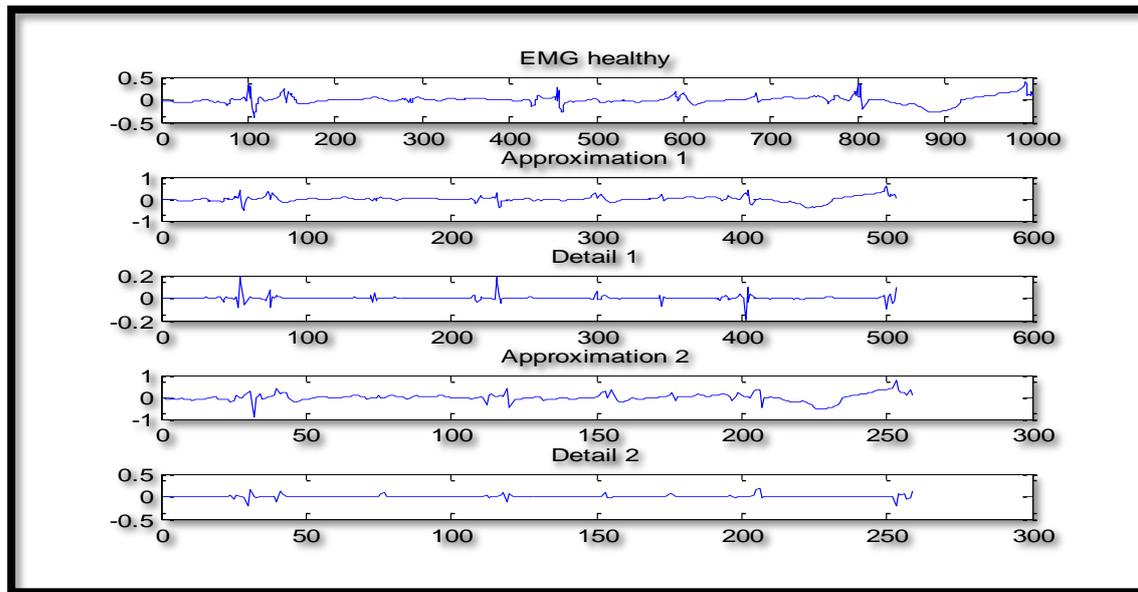


Figure III.1 : Résultat obtenu en utilisant l'ondelette de Bior2.6 pour un signal EMG HEALTHY.

III.2.1.2 Les cas pathologique

a) EMG NEUROPATHY:

Le signal EMG dans le cas d'une Neuropathy présente une énergie de signal= $5.3072 \cdot 10^{+04}$

Type d'ondelette	L'Énergie de signal filtré	Erreur
vDb2	$1.2403 \cdot 10^{+04}$	$1.3142 \cdot 10^{-11}$
Db6	$1.2174 \cdot 10^{+04}$	$3.0410 \cdot 10^{-11}$
Sym5	$1.2239 \cdot 10^{+04}$	$3.8138 \cdot 10^{-12}$
Coif3	$1.2674 \cdot 10^{+04}$	$1.4509 \cdot 10^{-11}$
Bior2.6	$1.6903 \cdot 10^{+04}$	$3.7778 \cdot 10^{-15}$
Rbio1.5	$1.0584 \cdot 10^{+04}$	$4.7772 \cdot 10^{-15}$

Tableau III.2 : Résultat obtenu pour signal EMG NEUROPATHY.

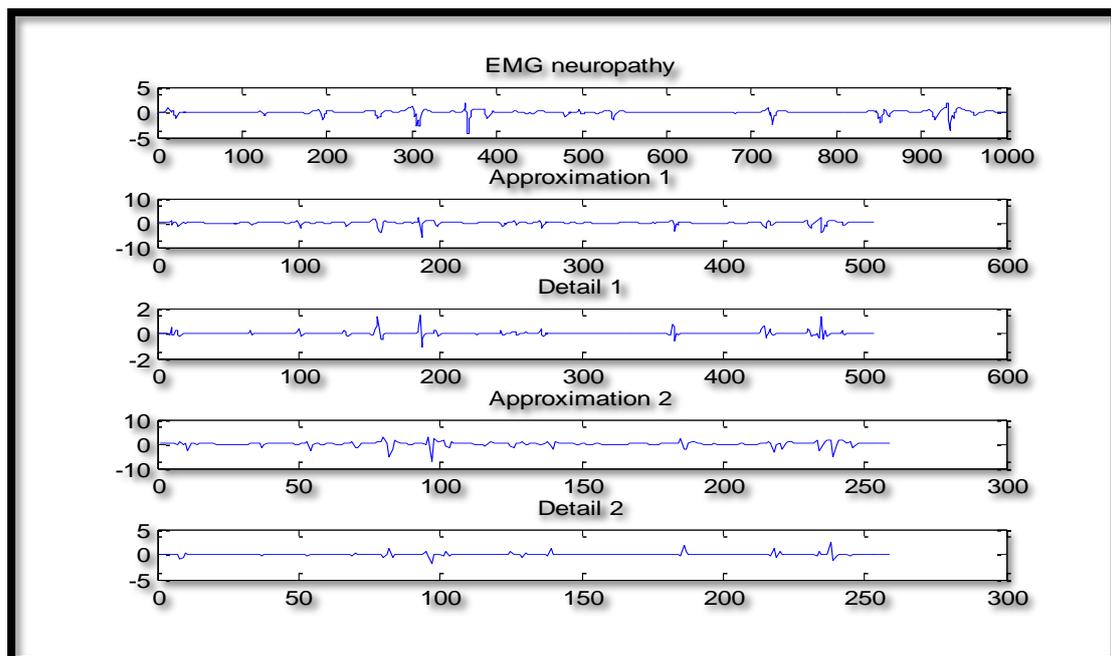


Figure III.2 : résultat obtenu d'ondelette de Bior2.6 pour signal EMG NEUROPATHY.

a) EMG MYOPATHY :

Ce signal dans le cas d'une pathologie du muscle présente une énergie de signal= $3.9726 \cdot 10^{+03}$

Type d'ondelette	L'Énergie de signal filtré	Erreur
Db2	791.5400	$2.4825 \cdot 10^{-12}$
Db6	879.1723	$5.2378e \cdot 10^{-12}$
Sym5	870.2091	$7.7829e \cdot 10^{-13}$
Coif3	908.1689	$2.6327 \cdot 10^{-12}$
Bior2.6	$1.1269 \cdot 10^{+03}$	$7.2807 \cdot 10^{-16}$
Rbio1.5	$1.0584 \cdot 10^{+04}$	$8.9776 \cdot 10^{-16}$

Tableau III.3 : Résultat obtenu pour un signal EMG MYOPATHY.

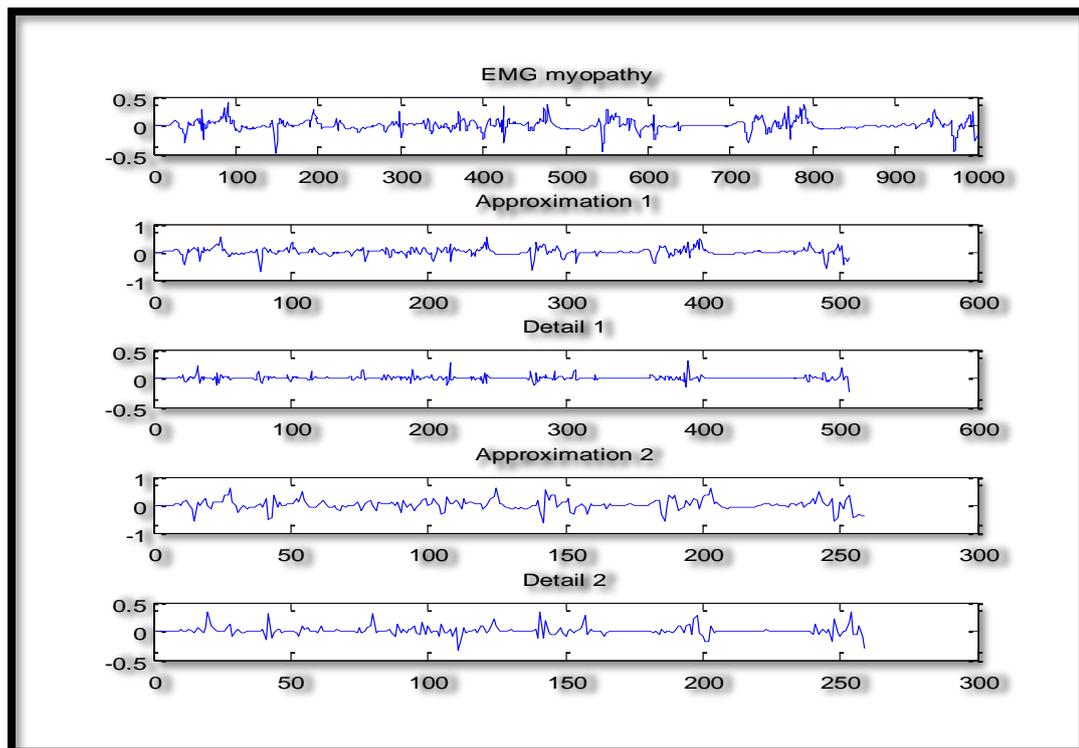


Figure III.3 : résultat obtenu d'ondelette de Bior2.6 pour signal EMG MYOPATHY.

Après l'analyse des signaux par les différentes ondelettes mères ; on a choisi les meilleures ondelettes analysantes qui donnent des bons résultats et qui sont : Db6, sym5, coif3, bior2.6, rbior1.5.

L'étape suivante est de comparer ces résultats obtenus afin de choisir la meilleure ondelette qui présente une faible erreur de reconstruction avec la conservation de l'énergie de signal original.

Les résultats obtenus montrent que "bior2.6" est la meilleure ondelette analysante.

III.3. Analyse du signal par la décomposition modale empirique

Dans cette partie, la décomposition modale empirique (EMD) est appliquée sur notre signal EMG.

III.3.1. résultats et discussion

Les figures suivantes présentent les IMF résultantes de la décomposition des trois signaux :

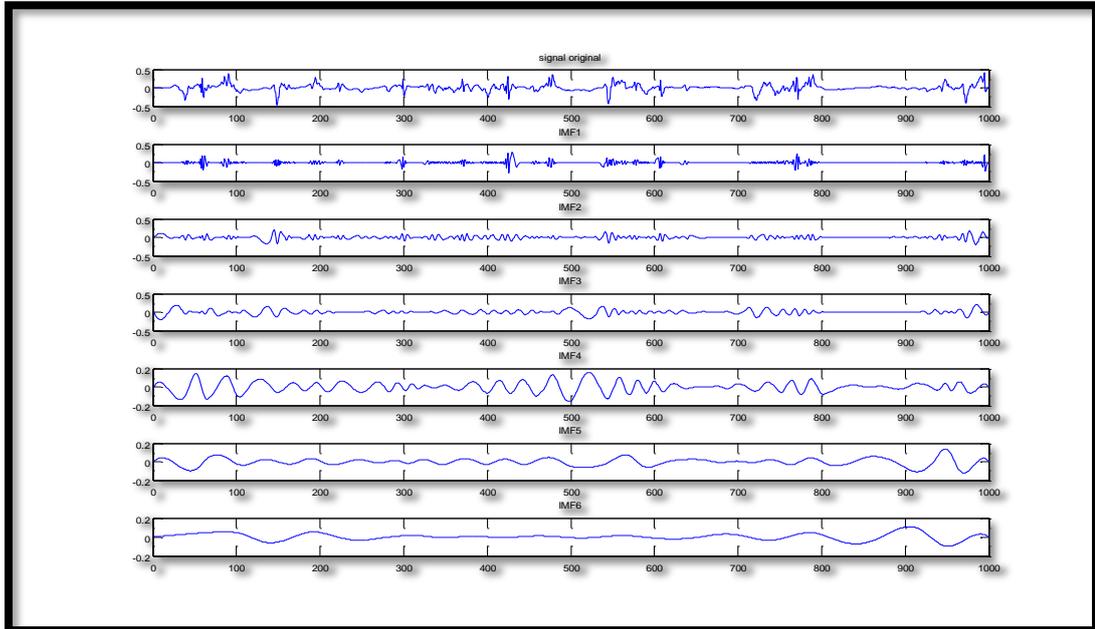


Figure III.4 : Estimation des IMF de la décomposition du signal HEALTHY.

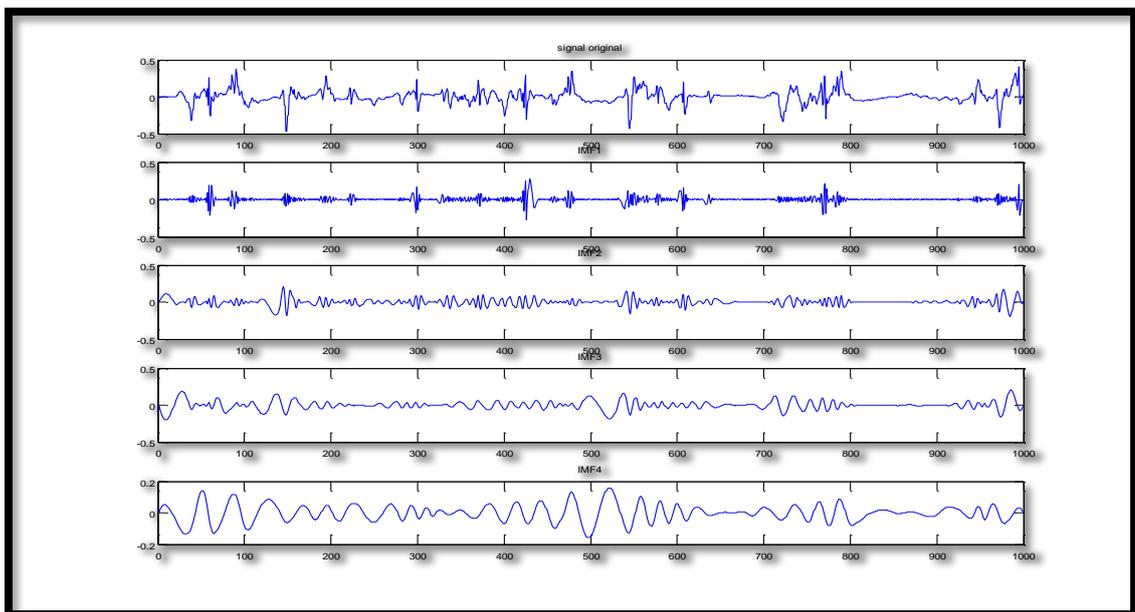


Figure III.5 : Estimation des IMF de la décomposition du signal MYOPATHY.

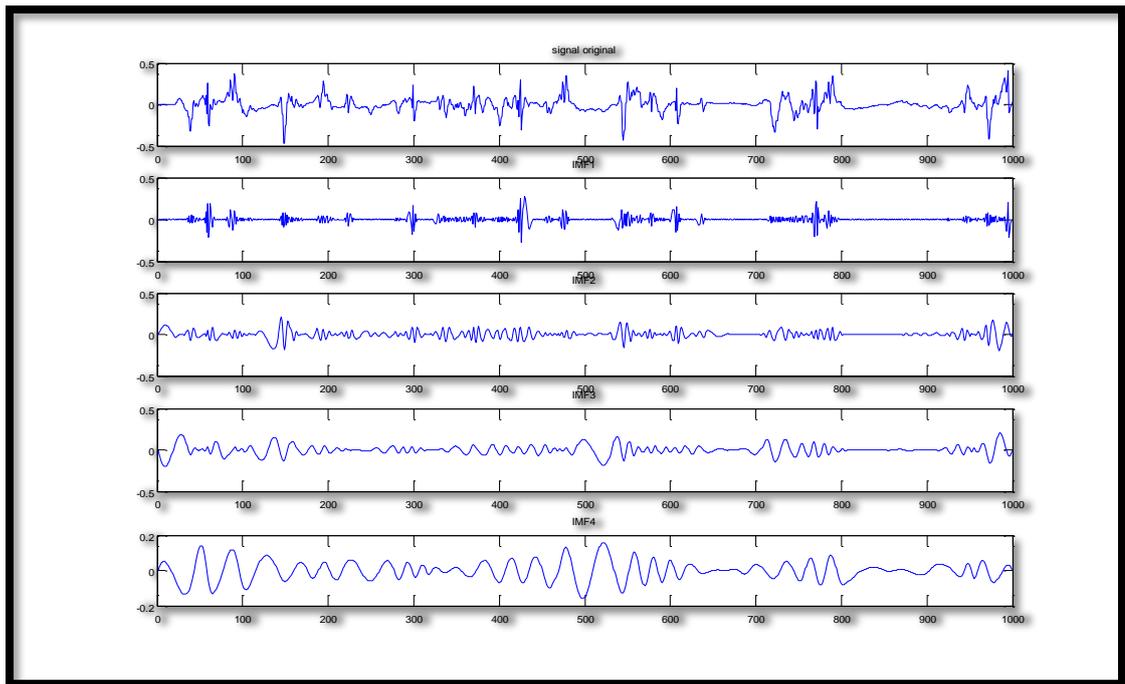


Figure III.6 : Estimation des IMF de la décomposition du signal NEUROPATHY.

Afin d'obtenir le signal qui s'approche du signal original, nous avons procédé comme suit :

$$residue = Signal\ bruité - \sum imf(i) \quad (II.2)$$

- 1) **Signal HEALTHY :** Seulement la premier IMF est supprimée du signal original (Figure III.7)

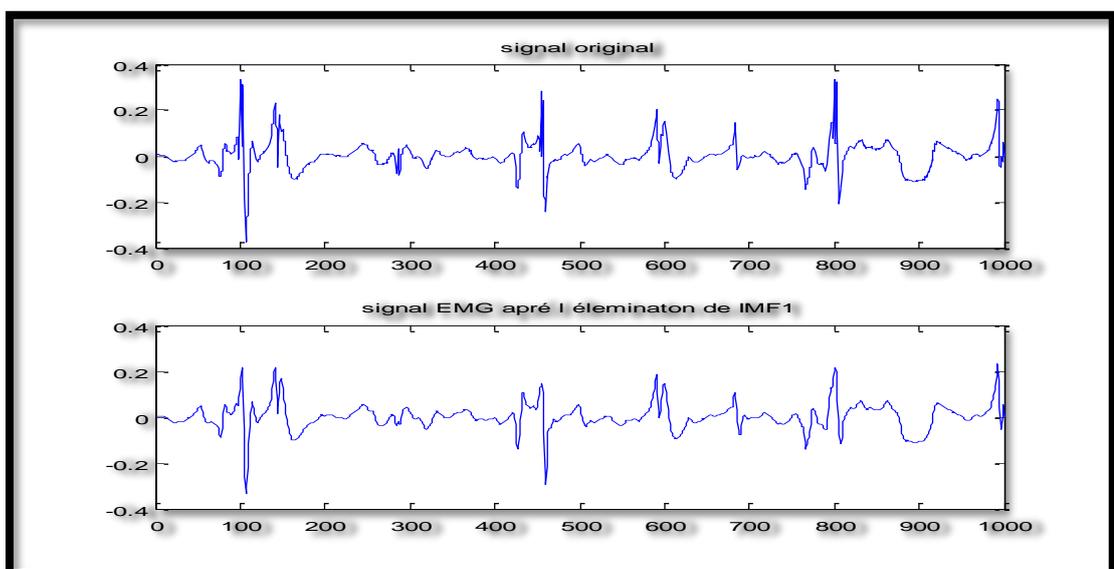


Figure III.7 : L'élimination de la première IMF du signal HEALTHY.

Dans la figure III.8, nous montrons le signal EMG obtenu après élimination de l'imf1 et 2.

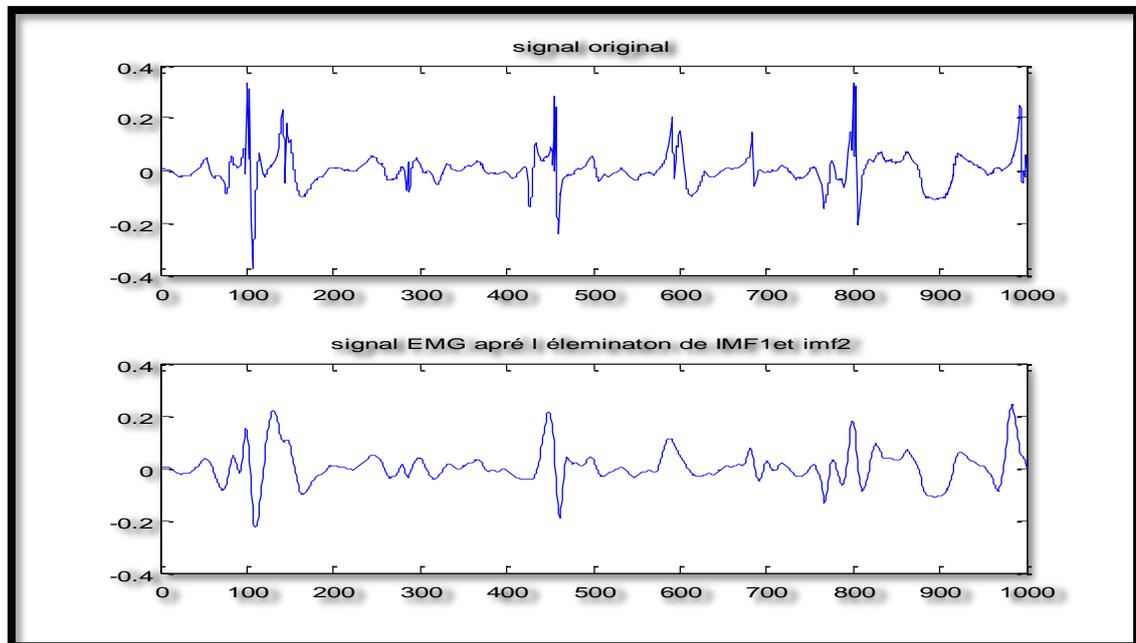


Figure III.8 L'élimination des deux premiers IMF (Cas normal).

Les meilleurs résultats sont obtenus après élimination des deux premiers IMF.

2) Signal MYOPATHY :

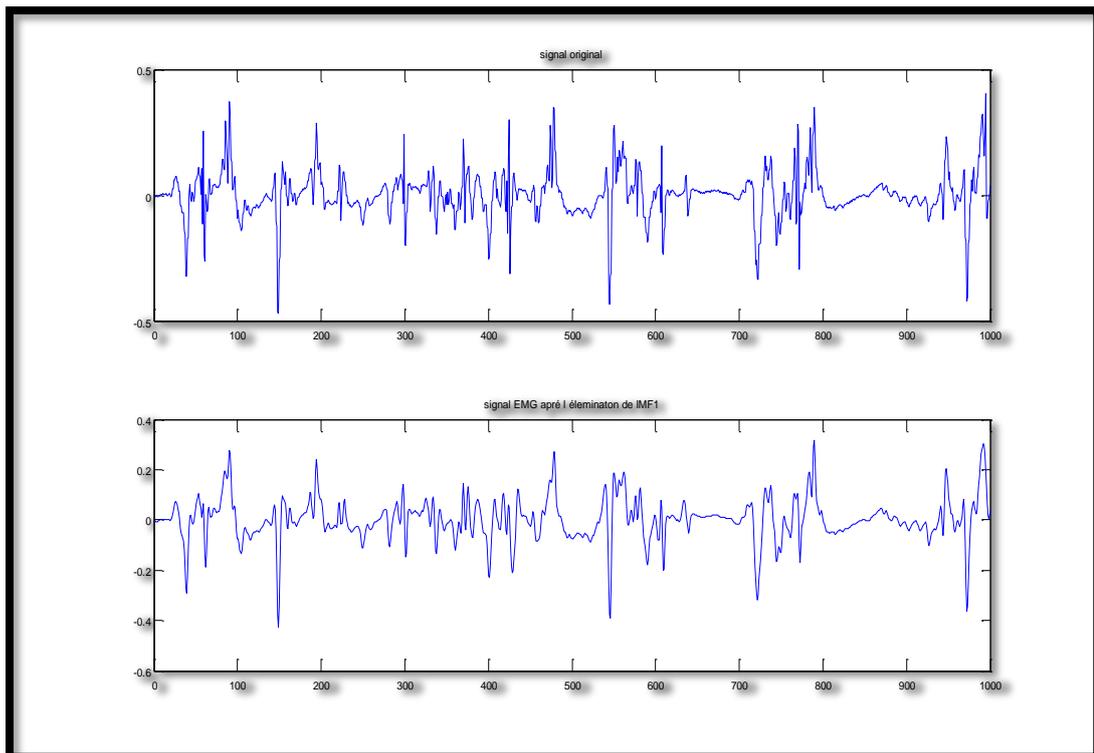


Figure III.9 : L'élimination de la première IMF du signal MYOPATHY.

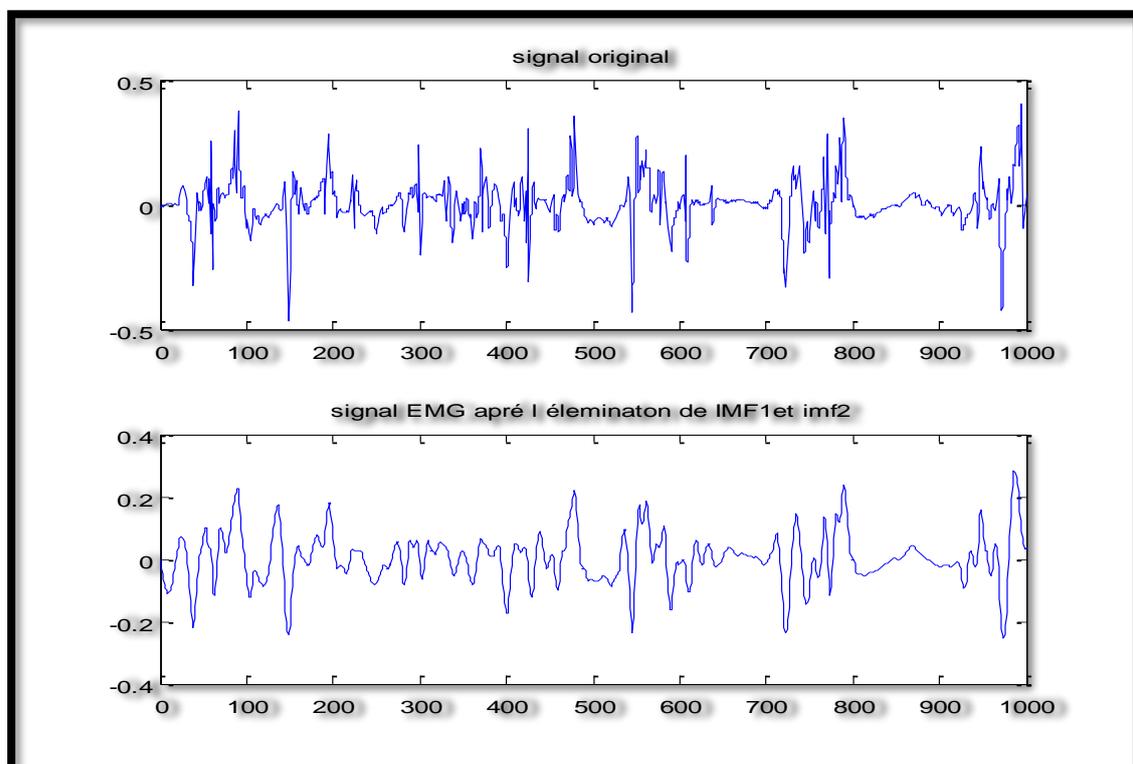


Figure III.10 : L'élimination des deux premiers IMF signal MYOPATHY.

3) Signal NEUROPATHY :

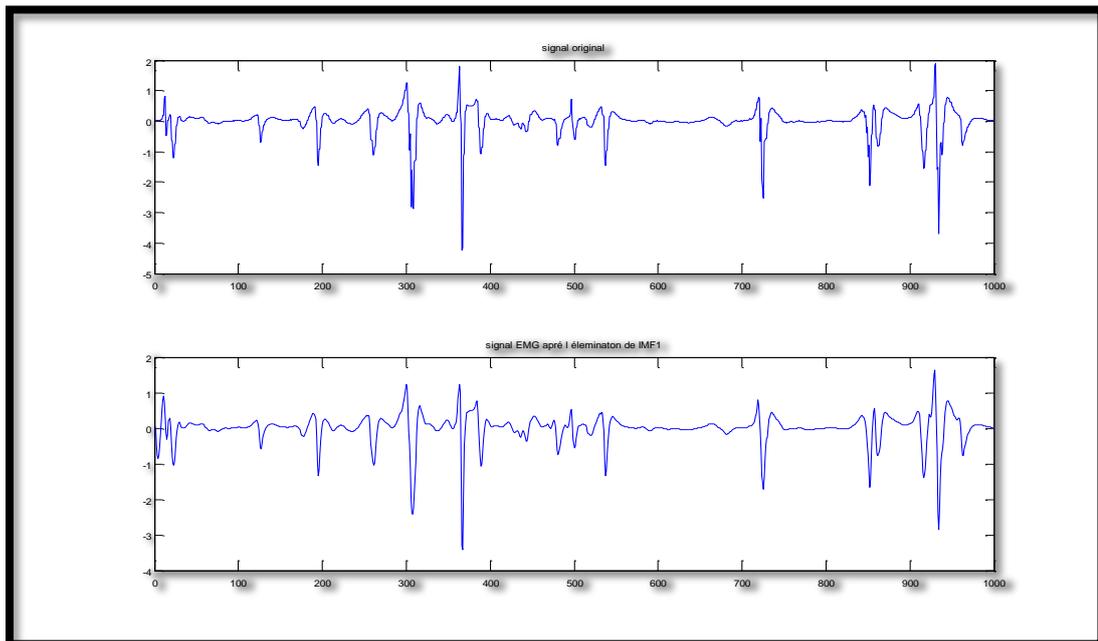


Figure III.11 : L'élimination de la première IMF du signal NEUROPATHY.

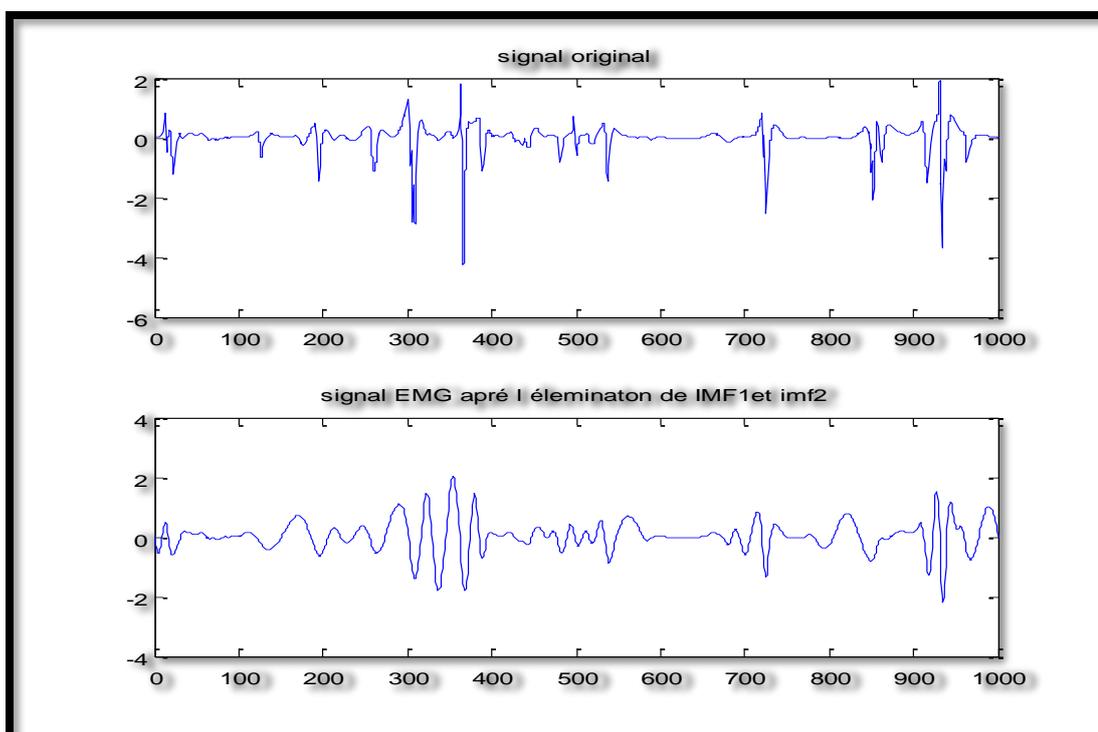


Figure III.12 : L'élimination des deux premiers IMF signal NEUROPATHY.

D'après les résultats obtenus, nous pouvons remarquer que l'élimination du premier IMF conduit à une conservation du signal désirée.

1) Cas normal :

L'énergie de signal originale est $3.4839 \times 10^{+03}$

Les paramètres \ le résidu	Elimination de IMF1	Elimination de IMF2	Elimination de IMF3
L'énergie	$1.4571 \times 10^{+03}$	$1.8366 \times 10^{+03}$	$1.8236 \times 10^{+03}$

Tableau III.4 : résultats obtenu pour l'analyse de signal HEALTHY par EMD

2) Signal MYOPATHY

L'énergie du signal original : $3.9726 \times 10^{+03}$

Les paramètres \ le résidu	Elimination de IMF1	Elimination de IMF2	Elimination de IMF3
L'énergie	$3.3038 \times 10^{+03}$	$3.5372 \times 10^{+03}$	$4.4303 \times 10^{+03}$

Tableau III.5 : résultats obtenu pour l'analyse de signal MYOPATHY par EMD

3) Signal NEUROPATHY :

L'énergie de signal originale : $5.3072 * 10^{+04}$

Les paramètres \ le résidu	Elimination de IMF1	Elimination de IMF2	Elimination de IMF3
L'énergie	$5.1605 * 10^{+04}$	$1.3026 * 10^{+05}$	$1.1470 * 10^{+05}$

Tableau III.6 : résultats obtenu pour l'analyse de signal NEUROPATHY par EMD

Cette deuxième partie contient notre test de la décomposition modale empirique sur les signaux EMG, Ce test évalue le comportement des IMF pour ces signaux bruités ; après avoir décomposé le signal en différents modes, on lui soustrait les IMF correspondant au bruit (les 2 à 3 premières), cela permet de débruiter le signal, dans ce cas on a trouvé que l'élimination de deux premières IMF donne les meilleurs résultats présentés dans les figures et les tableaux ci-dessus.

III.4. comparaison entre les deux méthodes

Les tests qu'on a été fait permettent d'extraire certaines caractéristiques de chaque méthode soit la TOD ou l'EMD sur le signal EMG. Un débruitage est effectué ensuite pour pouvoir comparer entre eux.

- Dans la première partie on a étudié la TOD ; on a fait une analyse de plusieurs ondelettes mères analysante, on a constaté que l'ondelette "bior2.6" c'est la meilleur parmi les autres, et pour l'analyse par la méthode d'EMD ce fait par l'élimination de deux premières IMF après la décomposition afin de débruiter le signal.

Comme c'est montré dans les figures précédents, la TOD éliminé les bruits avec la conservation de l'allure du signal original.

Ajouté à cela une erreur de reconstruction très faible (presque négligeable).

Dans l'analyse par EMD, la morphologie du signal résultante de la décomposition suit l'allure de signal original avec une énergie conservée.

Dans la deuxième partie, un débruitage du signal par application des deux méthodes la transformée en ondelette et la décomposition modale empirique est réalisée.

Etape préliminaire (ajout de bruit)

Le signal original présenté sera bruité à des niveaux allant de 1dB à 30dB. Pour réaliser cette opération, on ajoute un bruit blanc suivant la formulation suivante :

$$EMGB(n) = EMG(n) + B(n) \quad (III.3)$$

Le rapport signal sur bruit comme définit dans la littérature, est donné par la formule suivante :

$$SNR1 = (S/B)_{dB} = 20 \log_{10} \left(\frac{E(EMG(n))}{E(B(n))} \right) \quad (III.4)$$

Avec :

$$E(EMG(n)) = \sum_{i=1}^N |EMG(n)|^2 \quad (III.5)$$

Et :

$$E(EMGB(n)) = \sum_{i=1}^N |EMGB(n)|^2 \quad (III.6)$$

1) Débruitage par EMD :

Après l'ajout du bruit au signal EMG original, le signal EMGB(n) sera analysé en utilisant l'EMD après l'élimination de deux premières IMF (signal de cas normal) :

Les résultats obtenus sont représentés dans le tableau suivant:

Le bruit (dB)	5	10	15	20	30
SNR	4.1356	9.1923	14.2936	18.6870	28.8745

Tableau III.7 : résultats obtenu pour le débruitage par EMD

2) Débruitage par TOD :

Après l'ajout du bruit au signal EMG original, le signal EMGB(n) sera analysé en utilisant la transformée en ondelette discrète.

Le bruit (dB)	5	10	15	20	30
SNR	2.1849	6.1021	10.5472	15.2367	17.1485

Tableau III.8 : résultats obtenu pour le débruitage par TOD

Les résultats de débruitage montrent que la décomposition modale empirique donne des meilleurs résultats que TOD.

La figure III.13 montre les résultats de débruitage obtenus par application des deux méthodes sur le signal EMG.

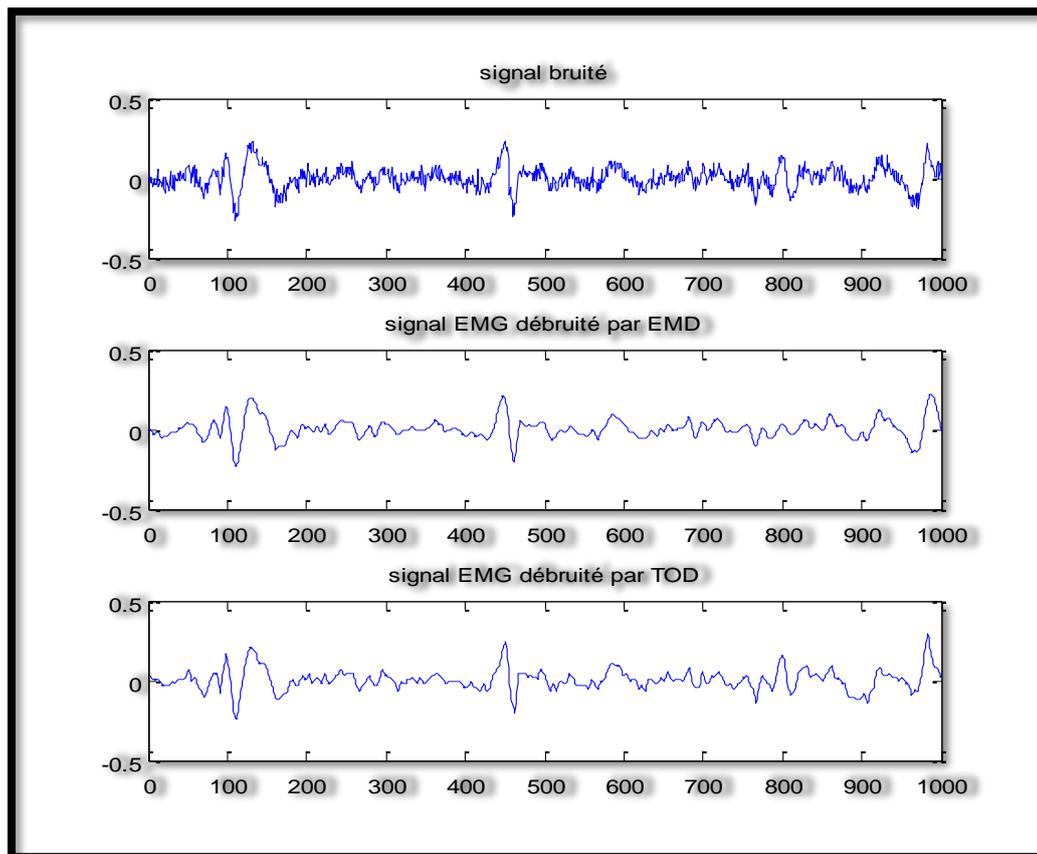


Figure III.13 : comparaison entre les deux méthodes TOD et EMD

D'après les résultats montrés sur la figure III.13, nous pouvons clairement voir que la morphologie est mieux conservée par application de l'EMD.

III.5 Conclusion

Dans ce chapitre, on a implémenté et testé les deux méthodes TOD et EMD pour l'analyse de nos signaux EMG.

Les résultats obtenu montrent que l'EMD est efficace dans l'analyse du signal EMG par rapport à la transformée en ondelettes discrètes.

Dans le chapitre suivant ; nous réalisera une interface graphique qui présente tous les applications avec ces différents résultats sur notre base de données.

Chapitre IV : Réalisation de l'interface graphique

IV.1. Introduction :

Dans ce chapitre, une interface graphique dédiée à l'analyse du signal EMG est réalisée. Les différentes applications réalisées sont programmées à l'aide du langage de programmation MATLAB.

IV.2. Présentation de l'interface graphique

IV.2.1. Page de garde

Cette page comporte :

- Les informations concernant l'université et la faculté dont le projet a été concrétisé ;
- La filière et la spécialité ;
- Le thème de projet ;
- Les noms et prénoms de binôme qui fait le travail ;
- Le nom de l'encadreur ;
- Un bouton « suivant » pour aller vers la fenêtre suivant « plan » ;

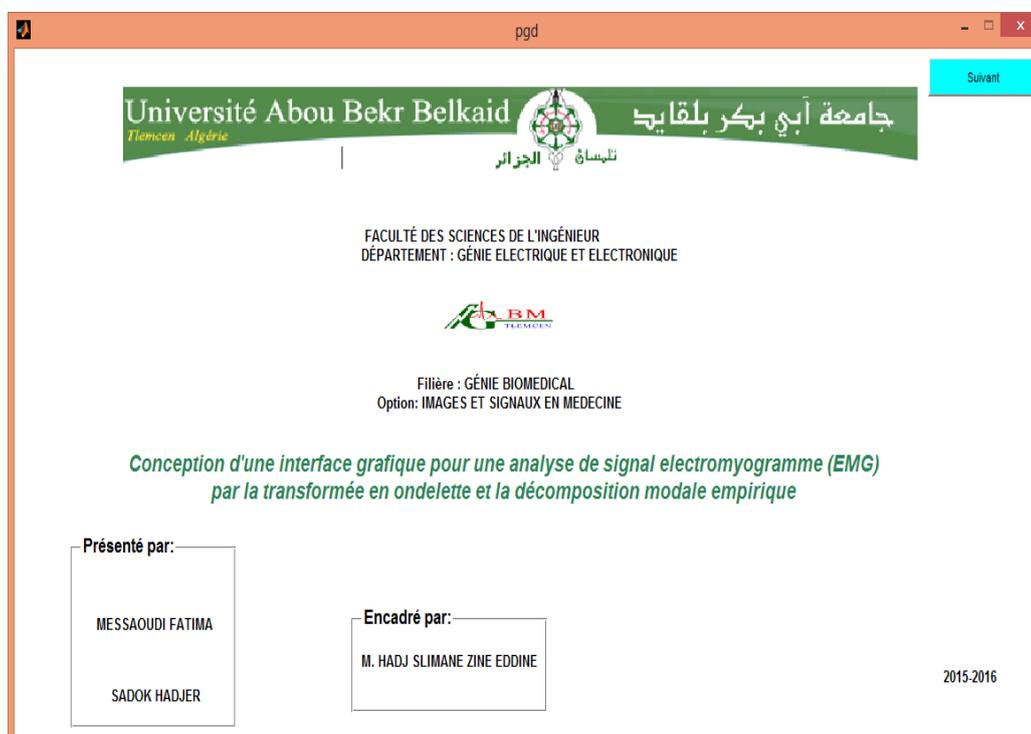


Figure IV.1 : Page de garde.

IV.2.2. fenêtre de plan de travail

Cette fenêtre contient quatre boutons, chaque bouton permet d'aller vers la fenêtre correspondante.

- Bouton pour aller vers la fenêtre d'analyse de signal électromyogramme (EMG) par la transformée en ondelette discret (TOD).
- Bouton pour aller vers la fenêtre d'analyse le signal électromyogramme (EMG) par la décomposition modale empirique (EMD).
- Bouton pour aller vers la fenêtre de la comparaison entre les deux méthodes.
- Bouton pour aller vers la courbe de comparaison.
- Bouton retour à la fenêtre précédente « page de garde ».



Figure IV.2 : Plan de travail

IV.2.3 Fenêtre d'analyse le signal électromyogramme (EMG) par la transformé en ondelette discret (TOD).

Cette fenêtre permet :

- De choisir la taille de signal à analyser.
- De Charger et afficher le signal.
- De choisir le niveau de la transformé en ondelette discret.
- De choisir le type d'ondelette.
- De choisir l'approximation et le détail à afficher.
- De calculer et afficher la valeur de l'énergie et l'erreur selon le type et le niveau d'ondelette.

Et deux boutons « Retour » et « Suivant » pour se déplacer vers la fenêtre précédente ou suivante.

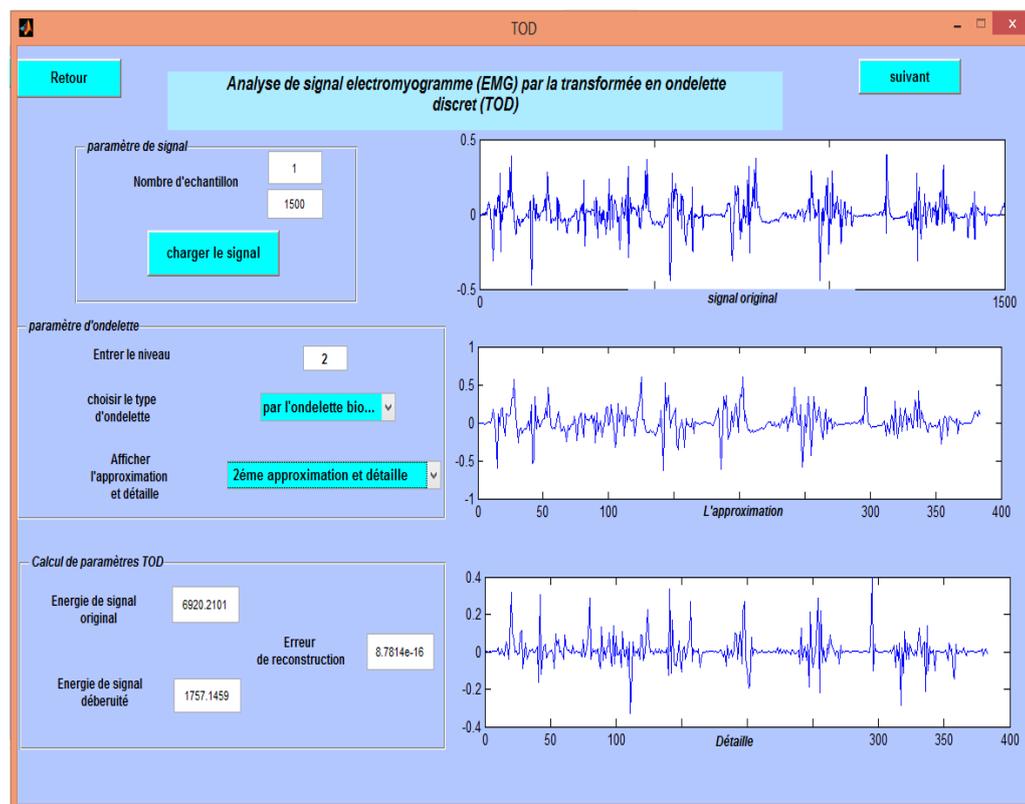


Figure IV.3 : Analyse le signal électromyogramme (EMG) par la transformé en ondelette discret (TOD).

IV.2.4 Fenêtre d'analyse le signal électromyogramme (EMG) par la décomposition modale empirique

Cette fenêtre permet de :

- De choisir la taille de signal à analyser.
- De Charger et afficher le signal.
- De Choisir et afficher l'IMF.
- De Choisir et afficher le résidu
- De calculer et afficher la valeur de l'énergie.

Et deux boutons « Retour » et « Suivant » pour déplacer vers la fenêtre précédente ou suivante.

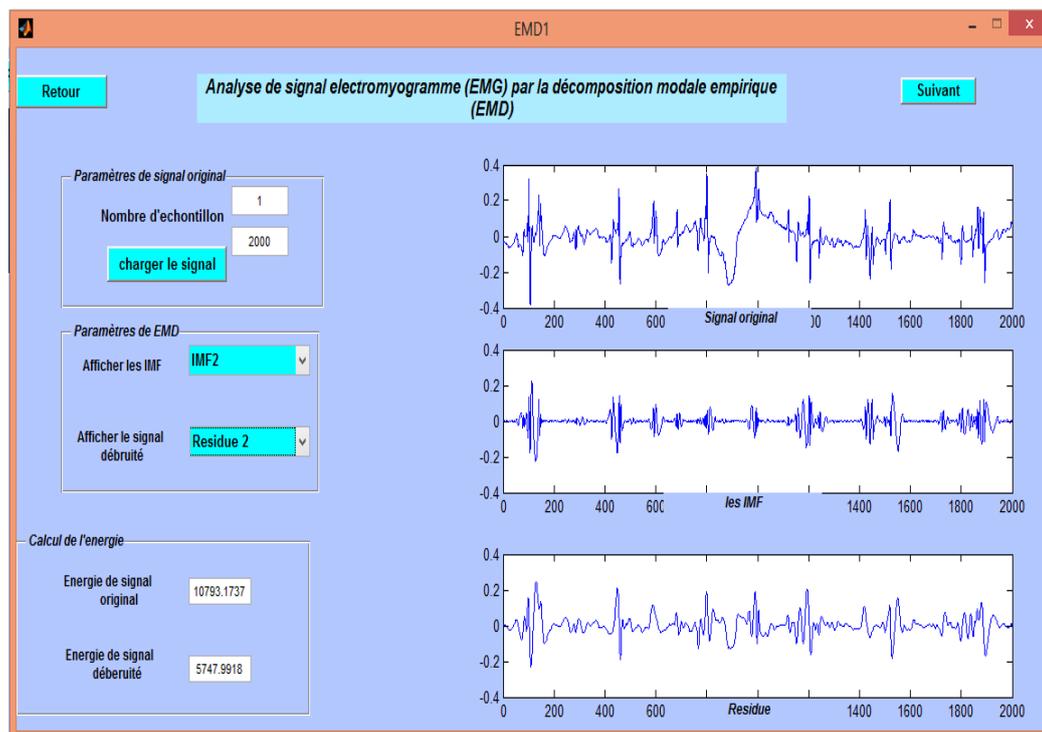


Figure IV.4 : Analyse le signal électromyogramme (EMG) par la décomposition modale empirique.

IV.2.5. fenêtre de comparaison entre la méthode de la transformé en ondelette discret (TOD) et la méthode de la décomposition modale empirique (EMD)

On va fait dans cette fenêtre une comparaison entre les deux méthodes d'analyse, par l'addition de bruit (entre 5 et 30), et on applique l'EMD et la TOD sur le signal bruité et on calcul SNR (rapport signal sur bruit).

Cette fenêtre contient :

- Un bouton pour charger le signal;
- Un bouton pour afficher le signal analysé par EMD;
- Un bouton pour afficher le signal analysé par TOD ;
- Les calculs SNR et énergie de chaque méthode ;
- Deux boutons « Retour » et « Quitter » pour déplacer vers la fenêtre précédente ou quitter ;

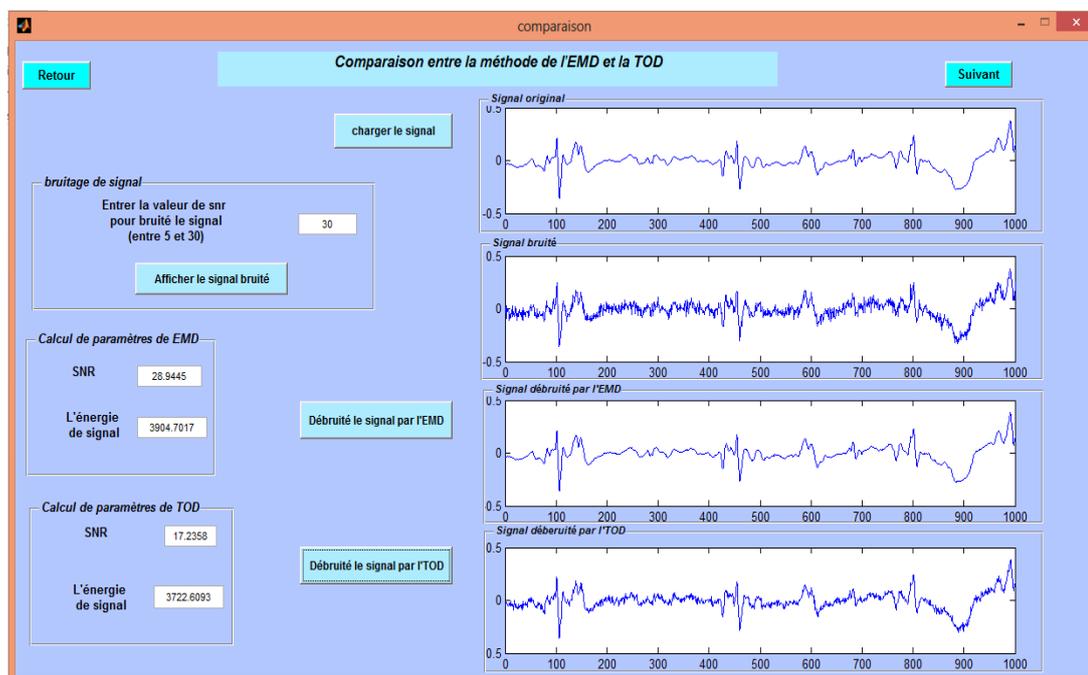


Figure IV.5 : Fenêtre de comparaison entre la TOD et EMD

IV.2.6. fenêtre de la courbe de comparaison

Cette fenêtre permet d'afficher la courbe de comparaison entre les deux méthodes, elle contient trois signaux {SNR1, SNR de EMD et SNR de TOD}

Cette fenêtre constitue de :

- Un bouton pour le tracé de la courbe ;
- Deux boutons « Retour » et « Quitter » ;

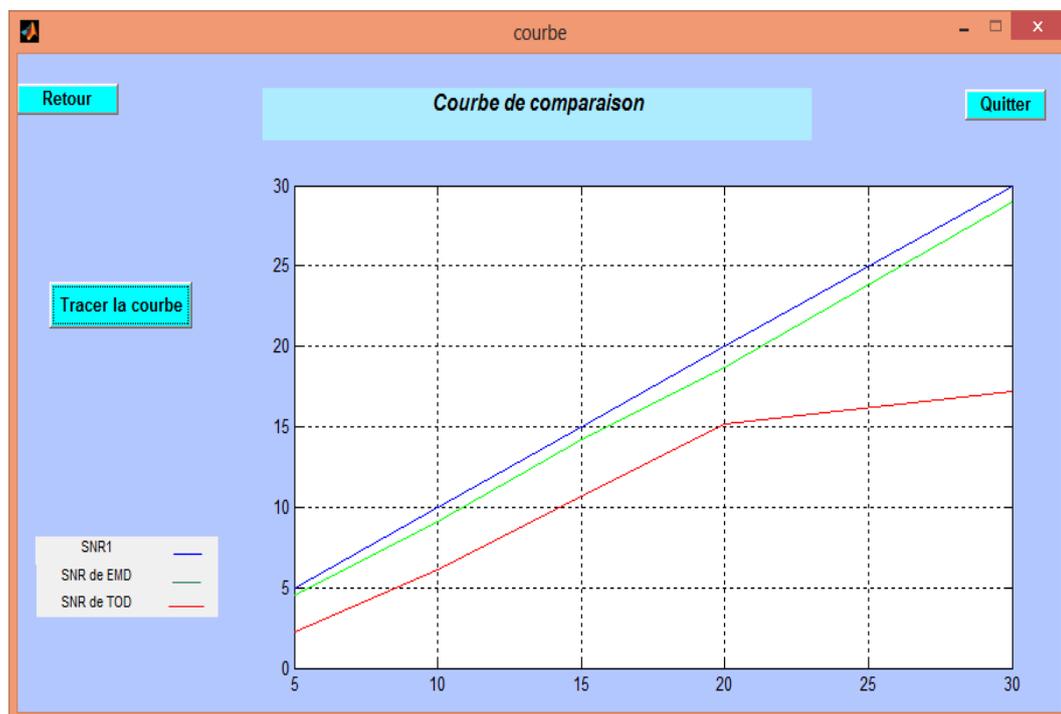


Figure IV.6 : Fenêtre de la courbe de comparaison.

IV.2. conclusion

Dans ce dernier chapitre, une interface graphique dédié à l'analyse du signal EMG utilisant la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique a été réalisée. Une étude comparative a aussi faite entre les deux méthodes citées ci-dessus.

Conclusion générale

Le travail que nous avons réalisé dans le cadre de ce mémoire porte essentiellement sur l'analyse des signaux électromyographiques (EMG) basé sur deux méthodes assez récentes qui sont la décomposition en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique.

Nous avons présenté dans les deux premiers chapitres des brèves descriptions du signal EMG et les deux méthodes utilisées pour nous donnent l'aide dans la description des résultats obtenus dans l'analyse.

Après l'étude théorique ; nous avons proposé dans le troisième chapitre un algorithme pour le test des ondelettes analysantes sur nos signaux pour le choix de la meilleure ondelette. L'analyse du signal par la décomposition en ondelette discrète (TOD) qui consiste à décomposer le signal EMG des niveaux d'échelles sur lesquels se traduira tout changement de fréquence ou d'énergie. Ces détail et approximations est présentés brièvement.

En suite ; nous avons appliquées une décomposition totalement adaptative est la décomposition modale empirique (EMD) qui consiste à décomposer le signal en une somme des IMF ; qui il est une méthode non paramétrique et attractive.

Des lectures de données de test de ces deux méthodes comme celui que nous avons utilisé ont été examinés par les yeux et les résultats ont été déterminés par estimation.

Dans notre projet ; l'objectif principale est comparer entre les deux méthodes transformé en ondelette discrète et la décomposition modale empirique pour cela nous avons ajouté une application de débruitage de signal résultat de la décomposition de l'un des 2 méthodes appliqués précédemment.

Globalement ; les résultats obtenu montre que la décomposition modale empirique donne les meilleur résultats :

- Pour l'EMD la morphologie et l'énergie de signal résultant presque les même par rapport au signal original (bonne conservation) ; au plus il est bien

débruité le signal avec des valeurs de SNR comparable mieux que l'autre méthode.

- Pour la TOD une bonne conservation de l'énergie ; mais une déformation de la morphologie de signal et mauvaise annulation des bruits vu sur les valeurs des SNR trouvés.

On termine notre travail par la réalisation d'une interface graphique résume tous les applications qu'on a appliquées concernant l'objectif de notre projet.

Bibliographie

[1] Bergeron-Fortin-Leclaire, pathologie médicale de l'appareil locomoteur, 2^{ème} édition, EDISEM, MALOINE.

[2] Agnès servant – Laval, Anatomie fonctionnelle, Psychomotricité deuxième année, Université Pierre et Marie Curie, 2006-2007.

[3] Hua CAO, modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire, Thèse de Doctorat obtenue de l'université de technologie de Compiègne, Spécialité Bio-ingénierie, Biomécanique, Biomatériaux, soutenue le 08 Janvier 2010.

[4] Brooke MH, and Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? Arch Neurol 1970 Oct; 23(4):369-79.

[5] Barbara Janson Cohen, Structures et fonctions du corps humain : anatomie et physiologie, Edition MALOINE.

[6] www.musculation.com/anatomie.htm.

[7] Si Salah Hammoudi, Le cours d'anatomie descriptive, topographique et fonctionnelle à l'usage des étudiants en sciences médicales. Université Abderrahmane Mira, Béjaia.

[8] <http://www.santepratique.fr/electromyographie.php>

[9] P. N. Eloundou, P. Ele, E. Tonye, Compression robuste du signal ElectroMyoGraphique (EMG) par la transformée avec les B-splines, CARI 2004 – HAMMAMET, Page 59.

- [10] <http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie-medicale/electromyogramme>
- [11] Samir Boukhanous, conditionnement et enregistrement du signal physiologique EMG, BIOMEDICAL ENGINEERING INTERNATIONAL CONFERENCE (BIOMEIC'12) – OCTOBER 10-11, 2012, TLEMEN (ALGERIA)
- [12] Jean-Daniel Coudé, Conception d'un électromyogramme, Projet de conception en ingénierie, Université du Québec à Chicoutimi.
- [13] <http://smpp.northwestern.edu/bmec66/weightlifting/emgback.html>
- [14] <http://douleurs-musculaires.comprendrechoisir.com/comprendre/emg>
- [15] W. Platzer, Atlas de poche, Anatomie : Appareil locomoteur, 4^{ème} édition, Médecine-Sciences, Flammarion.
- [16] Benzid Redha, Ondelettes et statistiques d'ordre supérieur appliquées aux signaux uni et bidimensionnels, Thèse de doctorat soutenue le 15 Septembre 2005, Université de Batna.
- [17] Henaoui Ahmed Amine, Meziane Mokhtar, Analyse de signal phonocardiogramme par paquets d'ondelettes, juin 2006.
- [18] A. Bouzida, O. Touhami, R. Abdelli, Application de la technique des ondelettes au diagnostic de défauts de la machine asynchrone à rotor à cage, Revue des Energies Renouvelables Vol. 17, No.4, (2014) 549-557.
- [19] Demaeyer Jonathan, Bebronne Michael et Forthomme Sébastien. "Les Ondelettes". Université Libre de Bruxelles, Faculté des Sciences, Département de

Physique : Deuxième Candidature en Sciences Physiques, Printemps des sciences
2003.

[20]<http://gwyddion.net/documentation/user-guide-fr/wavelet-transform.html>

[21] Thomas Oberlin, Approches mathématiques pour la décomposition modale empirique, Université Joseph Fourier, Grenoble, Master Recherche Mathématiques Appliquées. <http://www.ljk.imag.fr/membres/Thomas.Oberlin/files/m2r.pdf>

[22] Maud Kerebel, Luc Pellissier, Daniel Stan, L'Empirical Mode Decomposition, algorithmes et utilisations, Juin 2011

[23] MOULAY ABDALLAH Habiba et MOULAY ABDALLAH Zoulikha, Débruitage du signal phonocardiogramme par la transformée en ondelette discrète : Comparaison avec la décomposition modale empirique, MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES, Pour obtenir le Diplôme de MASTER en GENIE BIOMEDICAL, *Spécialité* : Signaux et Images en Médecine, Université de Tlemcen.

[24] Zhaohua Wu and Norden E. Huang, Ensemble Empirical Mode Decomposition: A Noise Assisted Data Analysis Method, Aout 2005

[25] Pawel Stepien, Sliding Window Empirical Mode Decomposition -its performance and quality, EPJ Nonlinear Biomedical Physics 201 2:14.