



وزارة البحث العلمي والتعليم العالي  
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE  
LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
جامعة عبد الحميد بن باديس مستغانم  
Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem  
كلية العلوم والتكنولوجيا  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE



N° d'ordre : M...../GE/2021

## MEMOIRE

Présenté pour obtenir le diplôme de

### MEMOIRE DE FIN D'ETUDES DE MASTER ACADEMIQUE

**Filière :** Télécommunications

**Spécialité :** Systèmes des télécommunications

Par

**Nom et Prénom :** Benguenab benyoucef

### Thème

Détection d'activité dans les signaux EMG

Soutenu le 14/10/ 2021 devant le jury composé de :

|                |                     |            |                          |
|----------------|---------------------|------------|--------------------------|
| Président :    | YAGOUBI Benabdellah | Professeur | Université de Mostaganem |
| Examinatrice : | BERROUACHEDI Naima  | MAA        | Université de Mostaganem |
| Rapporteur :   | OULD ALI Abdelaziz  | MCA        | Université de Mostaganem |
| Rapporteur :   | ABED Mansour        | MCA        | Université de Mostaganem |

Année Universitaire 2020/2021

# *Remerciements*

*Tout au long de la rédaction de cette thèse, j'ai reçu beaucoup de soutien et d'aide.*

*Je tiens tout d'abord à remercier mes directeurs de recherche, le professeur abdelaziz ouldali et abed mensour, dont l'expertise a été inestimable dans la formulation des questions de recherche et de la méthodologie. Vos commentaires perspicaces m'ont poussé à affiner ma réflexion et à amener mon travail à un niveau supérieur.*

*Je tiens particulièrement à souligner mon encadreur bengacemi Hichem. Je tiens à vous remercier pour votre soutien patient et pour toutes les opportunités qui m'ont été données pour faire avancer mon programme de recherche.*

*Je tiens également à remercier tous mes professeurs pour leurs précieux conseils tout au long de mes études. Vous m'avez fourni les outils dont j'avais besoin pour choisir la bonne direction et réussir ma thèse.*

*De plus, je tiens à remercier mes parents pour leurs conseils avisés et leur oreille bienveillante. Vous êtes toujours là pour moi. Enfin, je n'aurais pas pu terminer cette thèse sans le soutien de mes amis, yassin et mahdi, qui m'ont fourni des discussions stimulantes ainsi que de joyeuses distractions pour reposer mon esprit en dehors de mes recherches.*

# Dédicaces

*C'est avec un immense plaisir, un cœur ouvert et une joie immense que  
je dédie ce travail à :*

Mes chers parents, qui m'ont soutenu tout au long de ma vie, et qui  
ont fait plus que les parents ne pouvaient faire pour que leurs enfants  
suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études.

A mes frères et sœurs.

A mes amis et collègues.

À tous les enseignants et professeurs dans mon parcours éducatif.

Aux personnes qui m'ont aidé et encouragé.

Aucun dévouement ne peut exprimer l'amour, l'estime, le dévouement  
et le respect que j'ai toujours eu pour vous.

# Table des matières

|  |    |
|--|----|
| Introduction générale.....                                     | 01 |
| Chapitre I: Aperçu général sur les muscles et les signaux EMG  | 03 |
| I.1 Introduction.....  | 04 |
| I.2 Anatomie musculaire.....                                   | 04 |
| I.2.1 Définition.....  | 04 |
| I.2.2 Muscle squelettique.....                                 | 05 |
| I.2.3 Fibres musculaires squelettiques .....                   | 07 |
| I.2.4 Interaction des muscles squelettiques dans le corps..... | 08 |
| I.3 Électromyographie.....                                     | 09 |
| I.3.1 Définition.....  | 09 |
| I.3.2 Avantages typiques de l'EMG.....                         | 10 |
| I.3.3 Le signal EMG « brut ».....                              | 11 |
| I.3.4 Facteurs influençant le signal EMG.....                  | 12 |
| I.3.5 Résolution A/N.....                                      | 14 |
| I.3.6 Taux d'échantillonnage A/N.....                          | 14 |
| I.3.7 Considérations générales.....                            | 15 |
| I.3.8 Procédures de préparation de la peau.....                | 16 |
| I.3.9 Électrodes de surface de peau.....                       | 16 |
| I.3.10 Utilisation de fils-électrodes fins.....                | 17 |
| I.4 Procédures de vérification du signal.....                  | 19 |
| I.4.1 Preuve de la validité du signal EMG.....                 | 19 |
| I.4.2 Essai d'impédance .....                                  | 19 |
| I.4.3 Contrôle de qualité de ligne de base de l'EMG brut.....  | 20 |
| I.4.3.1 Bruit de ligne de base.....                            | 20 |
| I.4.3.2 Décalage de la ligne de base.....                      | 21 |
| I.5 Conclusion.....  | 22 |
| Chapitre II: Méthodes ALED pour la détection d'activité        | 23 |
| II.1 Introduction .....  | 24 |
| II.2 Energie d'une trame et valeur du seuil .....              | 24 |
| II.2.1 Energie d'une trame.....                                | 24 |

|  |    |
|--|----|
| II.2.1 Calcul du seuil dans la méthode LED.....  | 25 |
| II.3Méthode ALED.....  | 25 |
| II.4MéthodeM-ALED.....   | 27 |
| II.4.1 Utilisation du TKEO : Amélioration du SNR et apparition d'un caractère impulsif | 27 |
| II.4.2Médiane comme statistique d'ordre.....   | 28 |
| II.4.3Principe de la méthode M-ALED.....   | 28 |
| II.5 Méthode FM-ALED.....  | 29 |
| Chapitre III: Résultats et performances  | 32 |
| Conclusion générale.....   | 41 |
| Annexe: ALED et M-ALED.....  | 42 |
| Bibliographie.....   | 44 |

## List des figures

|   |    |
|---|----|
| Figure I.1: Les trois types de tissus musculaires   | 05 |
| Figure I.2: Les trois couches conjonctives du tissu   | 06 |
| Figure I.3: Fibre musculaire squelettique   | 08 |
| Figure I.4: Moteur principal et synergistes   | 09 |
| Figure I.5: Le signal électrique émis par les muscles                                       | 10 |
| Figure I.6: Vue directe sur le corps/fonction musculaire                                    | 11 |
| Figure I.7: L'enregistrement EMG brut de 3 salves de contractions du muscle biceps brachial | 11 |
| Figure I.8: L'influence de l'épaisseur variable des couches de tissu sous les électrodes    | 13 |
| Figure I.9: Enregistrement de l'EMG brut avec de fortes interférences ECG                   | 13 |
| Figure I.10: Effet de la fréquence d'échantillonnage A/N sur un signal numérisé             | 15 |
| Figure I.11: Sélection d'électrodes EMG spéciales et d'électrodes ECG classiques            | 17 |
| Figure I.12: Schéma d'un fil-électrode fin  | 17 |
| Figure I.13: d'insertion des fils fins dans le tissu musculaire                             | 18 |
| Figure I.14: Enregistrement EMG brut à fil fin du muscle tibial postérieur                  | 18 |
| Figure I.15: Testeur d'impédance d'électrode EMG  | 20 |
| Figure I.16: Évaluation visuelle de la qualité de la ligne base de l'EMG                    | 21 |
| Figure I.17: Évaluation numérique de l'EMG  | 21 |
| Figure I.19: Exemple pour une ligne de base décalée   | 22 |
| Figure II.1: Signal EMG et sa transformée TKEO  | 28 |
| Figure II.2 : Performances de M-ALED et FM-ALED   | 29 |
| Figure II.3: Organigramme de la méthode FM-ALED   | 30 |
| Figure III.1.a : Signal EMG sans bruit  | 34 |
| Figure III.1.d : Signal EMG sans bruit  | 31 |
| Figure III.1.b : Signal EMG bruité (SNR=20 dB)  | 34 |
| Figure III.1.e : Signal EMG bruité (SNR=20 dB)  | 34 |
| Figure III.1.b : Signal EMG bruité (SNR=20 dB)  | 34 |
| Figure III.1.c : Activité EMG correcte par ALED   | 34 |
| Figure III.1.f : Activité EMG incorrect par ALED  | 34 |
| Figure III.2.a : Signal EMG sans bruit  | 36 |

|  |    |
|--|----|
| Figure III.3.b : Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 2$ .     | 36 |
| Figure III.3.c : Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 3$ .     | 36 |
| Figure III.3.d : Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 5$ .     | 36 |
| Figure III.4.a : Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 1.5$ .    | 37 |
| Figure III.4.b : Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 2$ .      | 37 |
| Figure III.4.c : Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 3$ .      | 37 |
| Figure III.4.d : Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 5$ .      | 37 |
| Figure III.5.a : Signal EMG sans bruit   | 38 |
| Figure III.5.c : Signal EMG bruité   | 38 |
| Figure III.5.c : Une activité EMG obtenue par ALED                                 | 38 |
| Figure III.6.a : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 1.5$ . | 39 |
| Figure III.6.b : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 2$ .   | 39 |
| Figure III.6.c : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 3$ .   | 39 |
| Figure III.6.d : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et $\lambda = 5$ .   | 39 |
| Figure III.7.a : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 1.5$ .  | 40 |
| Figure III.7.b : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 2$ .    | 40 |
| Figure III.7.c : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 3$ .    | 40 |
| Figure III.7.d : Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et $\lambda = 5$ .    | 40 |

## List des tableaux

Tableau I.1 : Recommandations des plages d'électrode/impédance de peau **20**

Tableau II.1 : Détermination du pas d'adaptation de la technique ALED ; **26**

$$R = \sqrt{\text{var}_{\text{current}} / \text{var}_{\text{old}}}$$



## Introduction générale

De tout temps, l'homme a toujours fait face à de nombreux problèmes qui menaçaient directement son existence tels que : les guerres et les maladies contagieuses (épidémie ou pandémie) ou non. Nous soulignons au passage que les maladies sont généralement les problèmes qui impactent le plus souvent la vie quotidienne.

Pour faire face aux maladies, l'homme a commencé par le développement des médicaments à partir d'herbes. Toutefois, avec l'évolution de la science, l'homme a fabriqué des médicaments chimiques qui peuvent guérir de nombreuses maladies. Malheureusement, avec les nouveaux modes de vie faisant appel à beaucoup de produits chimiques, de nouvelles maladies apparaissent qui nécessitent, malheureusement, des investissements onéreux rendant difficile la recherche de nouveaux traitements devenus, une fois apparus, par corollaire très chers et difficiles d'accès pour une large frange de la population mondiale (traitement du cancer, VIH, la lèpre et maladies orphelines).

Pour cela, l'homme a toujours cherché de nouveaux modes d'identification et de percement des secrets de ces nouvelles maladies. Cela se fait, en outre, en développant de nouvelles machines très performantes utilisées par ailleurs dans le domaine du biomédical. Celles-ci sont utilisées tout particulièrement pour le diagnostic des maladies, la détection précoce des maladies et fabrication de nouvelles molécules pour le traitement des maladies.

De toutes les technologies développées, l'électronique est celle qui a aidé à donner des mesures détaillées et des résultats sous forme numérique qui ont permis de faire des analyses médicales plus approfondies afin de trouver une solution directe, sans étapes inutiles (multiples expériences) qui permet de donner la bonne quantité nécessaire pour le médicament. Par ailleurs, il faut souligner que ces nouvelles analyses font généralement appel à des capteurs qui convertissent un phénomène physique en un signal analogique ou numérique lisible par l'homme ou transmis pour lecture ou traitement ultérieur.

Avec le développement scientifique, l'homme a pu découvrir de nouvelles causes qui ont un effet nocif indésirable sur le corps humain, telles que les maladies neuromusculaires qui affectent les muscles et les nerfs directement ou indirectement, provoquant une fatigue ou d'autres symptômes qui nécessitent l'utilisation d'une technique d'électrodiagnostic communément appelée « Électromyographie (EMG) » objet d'intérêt de ce mémoire. Cette

technique est utilisée pour diagnostiquer l'état d'un muscle, en analysant les signaux enregistrés à partir d'une structure musculaire saine ou malade, afin de le traiter ou d'effectuer dessus des travaux de recherche.

Dans ce mémoire, nous nous intéressons à l'EMG et tout particulièrement à quelques méthodes de traitement du signal utilisées dans ce domaine. Le présent mémoire est articulé autour de trois chapitres principaux et une conclusion générale :

- Dans le premier chapitre, nous nous intéressons à l'anatomie musculaire et l'EMG. Plus précisément, la première partie propose un bref aperçu sur le système musculaire et la deuxième partie traite de l'EMG et de ses différents aspects.
- Le chapitre deux est consacré à la présentation des méthodes du traitement du signal utilisées dans l'analyse de l'activité musculaire à savoir : détecteur linéaire adaptatif basé sur l'énergie « Adaptive Linear Energy-Based Detector (ALED) », ALED modifié (M-ALED), le M-ALED affiné (FM-ALED) et les statistiques d'ordre M-ALED (OM-ALED).
- Le troisième chapitre présente les principaux résultats obtenus en appliquant les méthodes citées précédemment.
- Enfin, dans la conclusion générale nous présentons des commentaires et des remarques sur le présent travail et nous présentons des recommandations pour de futurs travaux.

# **Chapitre**

## **I**

**Aperçu général sur les muscles et les signaux EMG**

## I.1 Introduction

Le corps humain contient environ plus de 600 muscles de la tête aux pieds. Ces muscles travaillent en coopération pour créer différents mouvements sans aucune interférence ni chevauchement avec d'autres rôles musculaires. Par exemple, pour sourire, nous allons déplacer au moins 10 muscles.

Les muscles, en revanche, ne se limitent pas seulement à déplacer le corps, mais aussi à déplacer les organes internes pour la digestion et la respiration. Même le cœur est considéré comme un muscle d'une manière particulière, il est malheureusement sensible aux maladies, comme toute autre partie de l'être humain telles que les myopathies inflammatoires, la polymyosite et la dermatomyosite, **la dystrophie musculaire**, la myasthénie grave, la sclérose latérale amyotrophique, la rhabdomyolysis et la cardiomyopathie, entre autres.

Pour diagnostiquer la structure musculaire ou ses conditions, les médecins demandent généralement d'effectuer un type de diagnostic appelé **Electromyographie**. Ce dernier fournira des données détaillées qui seront comparées aux données existantes appartenant aux muscles sains.

## I.2 Anatomie musculaire

### I.2.1 Définition

Le muscle est une bande ou un faisceau de tissu fibreux dans un corps humain ou animal qui a la capacité de se contracter, de produire un mouvement ou de maintenir la position de certaines parties du corps [1]. D'autre part, le muscle est l'un des quatre principaux tissus du corps. Il contient trois types de tissus musculaires : le muscle squelettique, le muscle cardiaque et le muscle lisse (Figure I.1). Ces trois tissus ont une propriété en commun : Ils présentent tous une qualité appelée excitabilité car leurs membranes plasmiques peuvent changer leurs états électriques (de polarisé à dépolarisé) et envoyer une onde électrique appelée potentiel d'action sur toute la longueur de la membrane. Alors que le système nerveux peut influencer dans une certaine mesure l'excitabilité des muscles cardiaques et lisses, le muscle squelettique dépend entièrement des signaux du système nerveux pour fonctionner correctement. D'autre part, les muscles cardiaques et lisses peuvent répondre à d'autres stimuli, tels que les hormones et les stimuli locaux [2].

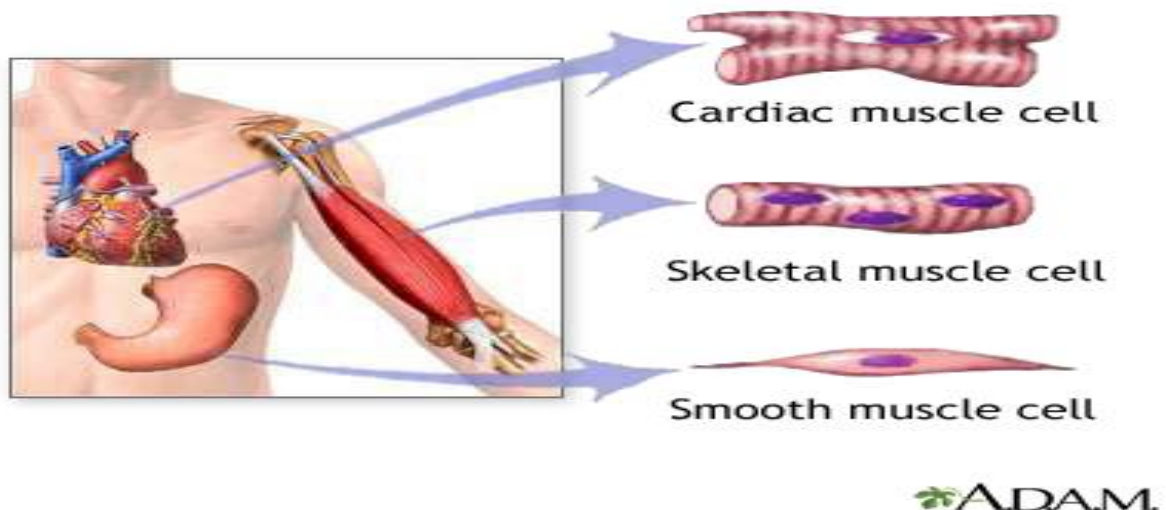


Figure I.1: Les trois types de tissus musculaires [34]

Parce que chaque type de muscle a son propre mode de diagnostic, nous n'étudierons que le muscle squelettique car il utilise l'électromyographie dans son diagnostic.

### I.2.2 Muscle squelettique

La caractéristique la plus connue du muscle squelettique est sa capacité à se contracter et à provoquer des mouvements. Les muscles squelettiques agissent non seulement pour produire un mouvement, mais aussi pour l'arrêter, comme résister à la gravité pour maintenir la posture. De petits ajustements constants des muscles squelettiques sont nécessaires pour maintenir un corps droit ou équilibré dans n'importe quelle position. Les muscles empêchent également les mouvements excessifs des os et des articulations, maintenant la stabilité du squelette et prévenant les dommages ou la déformation de la structure du squelette. Les articulations peuvent se désaligner ou se disloquer entièrement en tirant sur les os associés ; les muscles squelettiques sont situés dans tout le corps sur les ouvertures des voies internes pour contrôler le mouvement de diverses substances.

Les muscles squelettiques contribuent aussi au maintien de l'homéostasie dans le corps en générant de la chaleur. La contraction musculaire nécessite de l'énergie, et lorsque l'adénosine triphosphate (ATP) est décomposée, la chaleur est très perceptible pendant l'exercice : Lorsqu'un mouvement musculaire soutenu fait augmenter la température corporelle, et en cas de froid extrême, lorsque les frissons produisent une contraction aléatoire des muscles squelettiques pour générer de la chaleur.

Chaque muscle squelettique est un organe composé de divers tissus intégrés comprenant les fibres musculaires squelettiques, les vaisseaux sanguins, les fibres nerveuses et le tissu

conjonctif. Chaque muscle squelettique a trois couches conjonctives du tissu (appelées « mysie ») qui l'entourent et structurent le muscle dans son ensemble, et compartimentent également les fibres musculaires à l'intérieur du muscle (Figure I.2). Chaque muscle est enveloppé dans une gaine de tissu conjonctif dense et irrégulier appelé **épimysie**, qui permet à un muscle de se contracter et de bouger puissamment tout en maintenant son intégrité structurelle. L'épimysie sépare également le muscle des autres tissus et organes de la région, permettant au muscle de se déplacer indépendamment.

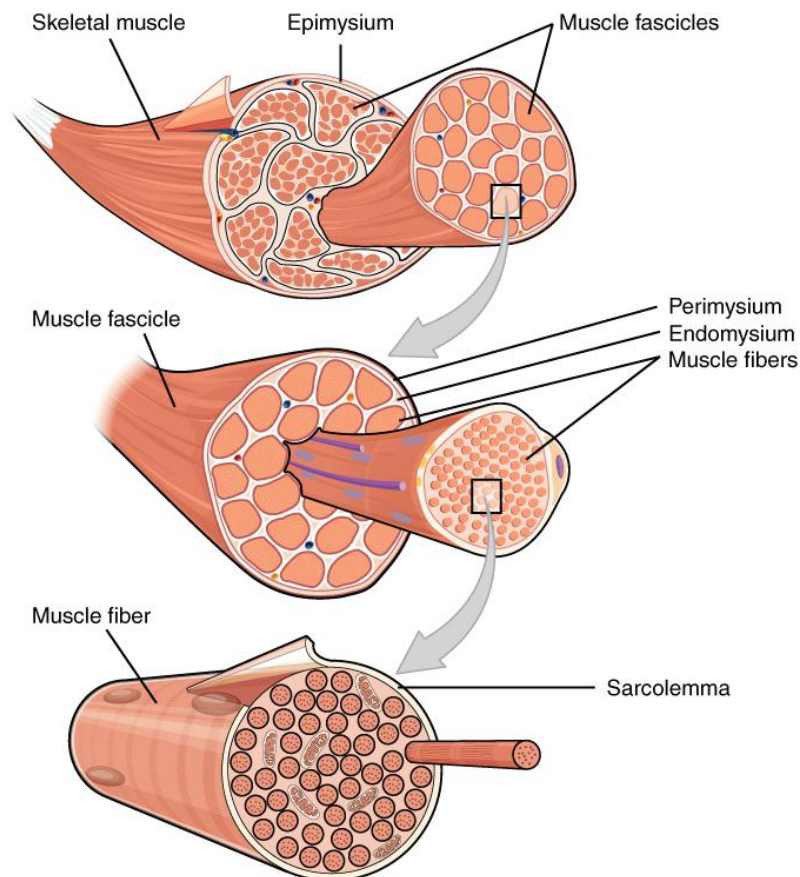


Figure I.2: Les trois couches conjonctives du tissu [3]

À l'intérieur de chaque muscle squelettique, les fibres musculaires sont organisées en faisceaux individuels ; chacun appelé un **fascicule**, par une couche intermédiaire conjonctive de tissu appelée périmysium. Cette organisation fasciculaire est courante dans les muscles des membres et permet au système nerveux de déclencher un mouvement spécifique d'un muscle en activant un sous-ensemble de fibres musculaires au sein du fascicule du muscle. À l'intérieur de chaque fascicule, chaque fibre musculaire est enfermée dans une fine couche conjonctive de tissu, de collagène et de fibres réticulaires appelée endomysium qui contient le liquide extracellulaire et les nutriments pour soutenir la fibre musculaire. Ces nutriments sont fournis par le sang au tissu musculaire.

Dans les muscles squelettiques qui travaillent avec les tendons pour tirer sur les os, le collagène des trois couches tissulaires (la Mysia) s'entremêle avec le collagène d'un tendon. À l'autre extrémité du tendon, il fusionne avec le périoste qui recouvre l'os. La tension créée par la contraction des fibres musculaires est ensuite transférée à travers la mysie, au tendon, puis au périoste pour tirer sur l'os pour le mouvement du squelette. Dans d'autres endroits, le Mysia peut fusionner avec une large feuille tendineuse appelée aponévrose, ou au fascia, le tissu conjonctif entre la peau et les os. La large feuille de tissu conjonctif dans le bas du dos dans laquelle fusionnent les muscles latissimus dorsi (les «lats») est un exemple d'aponévrose.

Chaque muscle squelettique est également richement approvisionné par des vaisseaux sanguins pour se nourrir, fournir de l'oxygène et éliminer les déchets. De plus, chaque fibre musculaire d'un muscle squelettique est alimentée par la branche axonale d'un motoneurone somatique, qui signale à la fibre de se contracter. Contrairement aux muscles cardiaques et lisses, le seul moyen de contracter fonctionnellement un muscle squelettique est de transmettre des signaux au système nerveux [3].

### I.2.3 Fibres musculaires squelettiques

Parce que les cellules musculaires squelettiques sont longues et cylindriques, elles sont communément appelées fibres musculaires. Les fibres musculaires squelettiques peuvent être assez grandes pour les cellules humaines, avec des diamètres allant jusqu'à 100  $\mu\text{m}$  et une longueur allant jusqu'à 30 cm dans le Sartorius de la partie supérieure de la jambe. Au début du développement, les myoblastes embryonnaires, chacun avec son propre noyau, fusionnent avec des centaines d'autres myoblastes pour former les fibres musculaires squelettiques multinuclées. Des noyaux multiples signifient de multiples copies de gènes, permettant la production de grandes quantités de protéines et d'enzymes nécessaires à la contraction musculaire.

Une autre terminologie associée aux fibres musculaires trouve ses racines dans le grec sarco, qui signifie « chair », la membrane plasmique des fibres musculaires est appelée le **sarcolemme** ; le cytoplasme est appelé **sarcoplasme** et le réticulum endoplasmique lisse spécialisé, qui stocke, libère et récupère les ions calcium ( $\text{Ca}^{++}$ ) est appelé réticulum sarcoplasmique (SR) (Figure I.3) [4].



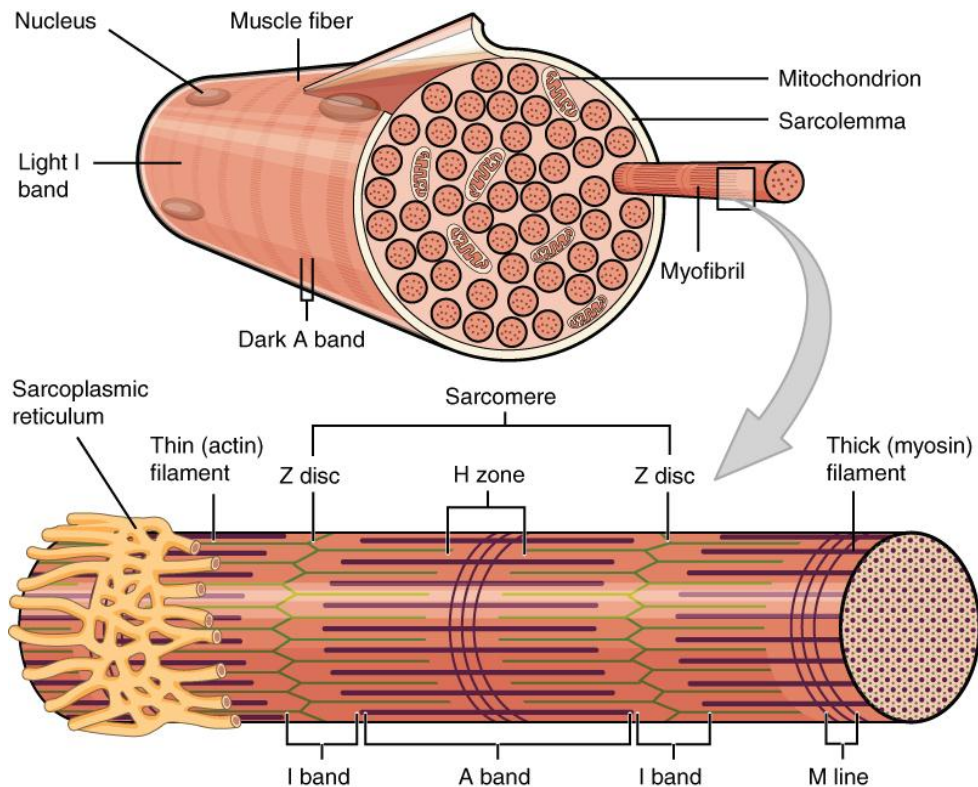


Figure I.3: Fibre musculaire squelettique [4].

### I.2.4 Interaction des muscles squelettiques dans le corps

Pour tirer un os, c'est-à-dire modifier l'angle de son articulation synoviale, qui déplace essentiellement le squelette, un muscle squelettique doit également être attaché à une partie fixe du squelette. L'extrémité mobile du muscle qui s'attache à l'os tiré s'appelle l'**insertion** du muscle et l'extrémité du muscle attachée à un os fixe (stabilisé) s'appelle l'origine.

Bien qu'un certain nombre de muscles puissent être impliqués dans une action, le muscle principal impliqué est appelé le **moteur principal** ou **agoniste**. Pour soulever une tasse, un muscle appelé biceps brachial est en fait le principal moteur ; cependant, parce qu'il peut être assisté par le brachial, le brachial est appelé un **synergiste** dans cette action (Figure I.4). Un synergiste peut également être un **fixateur** qui stabilise l'os qui est l'attache de l'origine du moteur principal.



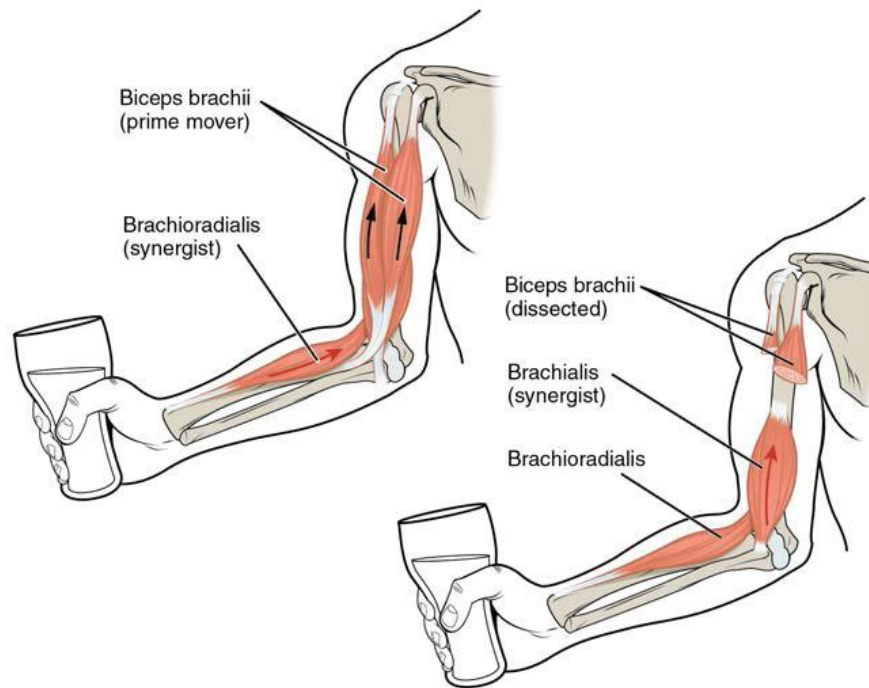


Figure I.4: Moteur principal et synergistes [5].

Un muscle avec l'action opposée du moteur principal est appelé un **antagoniste**. Les antagonistes jouent deux rôles importants dans la fonction musculaire : (1) ils maintiennent la position du corps ou des membres, par exemple en tenant le bras tendu ou en se tenant debout ; et (2) ils contrôlent les mouvements rapides, comme dans le shadow boxing sans frapper un coup de poing ou la capacité de vérifier le mouvement d'un membre.

Il existe également des muscles squelettiques qui ne tirent pas contre le squelette pour les mouvements. Par exemple, il y a les muscles qui produisent les expressions faciales. Les insertions et les origines des muscles faciaux se situent dans la peau, de sorte que certains muscles individuels se contractent pour former un sourire ou un froncement de sourcils, à partir de sons ou de mots, et lèvent les sourcils [5].

## I.3 Électromyographie

### I.3.1 Définition

L'**électromyographie** (EMG) est une technique expérimentale concernant le développement, l'enregistrement et l'analyse de signaux myoélectriques. Ces signaux sont formés par des variations physiologiques de l'état des membranes des fibres musculaires (Figure I.5).



Figure I.5: Le signal électrique émis par les muscles [6].

Contrairement à l' **EMG neurologique** classique , où une réponse musculaire artificielle due à une stimulation électrique externe est analysée dans des conditions statiques, l' **EMG kinésiologique** peut être décrit comme l'étude de l'activation neuromusculaire des muscles dans les tâches posturales, les mouvements fonctionnels, les conditions de travail et le traitement. /régimes d'entraînement [6].

### I.3.2 Avantages typiques de l'EMG

L'utilisation de l'EMG commence par la question de base : « Que font les muscles ? » Les avantages typiques sont :

- L'EMG permet de « regarder » directement dans le muscle,
- Il permet de mesurer les performances musculaires,
- Aide à la prise de décision avant et après la chirurgie,
- Documente les régimes de traitement et de formation,
- Aide les patients à « trouver » et à entraîner leurs muscles,
- Permet l'analyse pour améliorer les activités sportives,
- Détecte la réponse musculaire dans les études ergonomiques [7].



Figure I.6: Vue directe sur le corps/fonction musculaire : EMG synchronisé avec la vidéo et d'autres capteurs de mouvement. Capture d'écran du logiciel MyoResearch XPTM - NORAXON INC. USA

### I.3.3 Le signal EMG « brut »

Un signal non filtré et non traité détectant les Potentiels d'action multi-unités (Multi Unit Action Potentials (MUAP)) superposés est appelé signal EMG brut. Dans l'exemple donné ci-dessous (Figure I.7), un enregistrement EMG brut de surface (sEMG) a été réalisé pour trois contractions statiques du muscle biceps brachial.

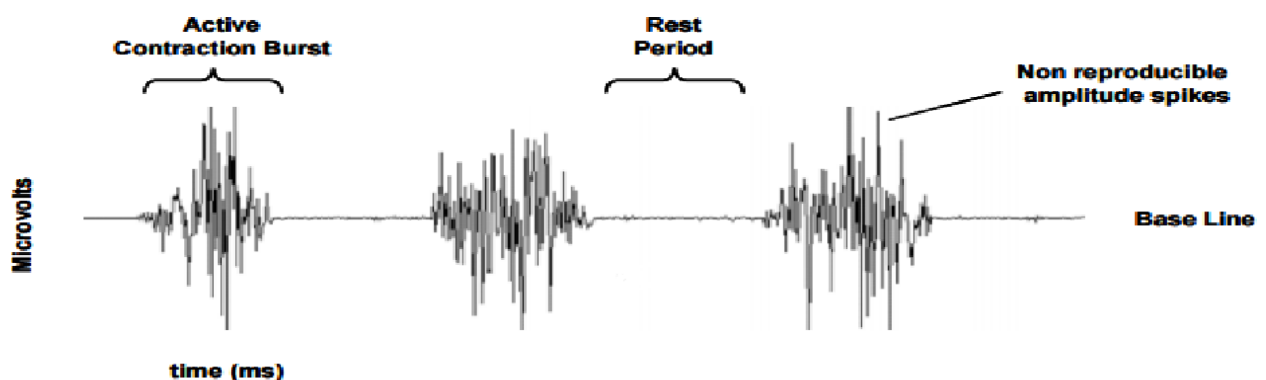


Figure I.7: L'enregistrement EMG brut de 3 salves de contractions du muscle biceps brachial [8].

Lorsque le muscle est détendu, une **ligne de base** EMG plus ou moins **bruitée** peut être observée. Le bruit de base EMG brut dépend de nombreux facteurs, en particulier de la qualité de l'amplificateur EMG, du bruit ambiant et de la qualité de la condition de détection donnée. En

supposant des performances d'amplificateur de pointe et une préparation appropriée de la peau, le bruit de base moyen ne doit pas être supérieur à 3 à 5 microvolts, 1 à 2 microvolts doit être la cible. L'examen de la qualité de base de l'EMG est un point de contrôle très important de chaque mesure EMG. Il est extrêmement important de ne pas interpréter les bruits parasites ou les problèmes au sein de l'appareil de détection comme une activité de base « augmentée » ou un (hyper-) tonus musculaire.

Le muscle détendu ne montre aucune activité EMG significative en raison du manque de dépolarisation et de potentiel d'action. Par nature, les pics du signal EMG sont de **forme aléatoire**, ce qui signifie que la forme exacte d'un salve d'enregistrement brut ne peut être reproduite avec précision. Cela est dû au fait que l'ensemble réel d'unités motrices change constamment à travers la matrice/le diamètre des unités motrices disponibles : Si parfois deux unités motrices ou plus tirent en même temps et qu'elles sont situées près des électrodes, elles produisent un fort pic de superposition. En appliquant un algorithme de lissage ou en sélectionnant un paramètre d'amplitude approprié, le **contenu non reproductible** du signal est éliminé ou au moins minimisé.

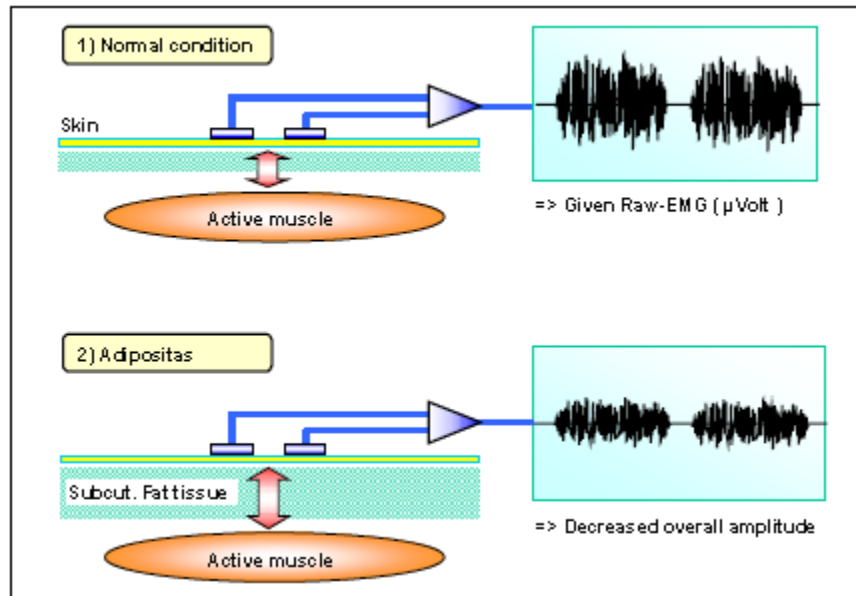
L'enregistrement sEMG peut varier entre +/- 5000 microvolts (athlètes) et le contenu de fréquence est typiquement compris entre 6 et 500 Hz, montrant la plus grande puissance spectrale entre ~ 20 et 150 Hz [8].

### **I.3.4 Facteurs influençant le signal EMG**

Sur son chemin de la membrane musculaire jusqu'aux électrodes, le signal EMG peut être influencé par plusieurs facteurs externes altérant sa forme et ses caractéristiques. Ils peuvent essentiellement être regroupés en :

#### *1) Caractéristiques des tissus*

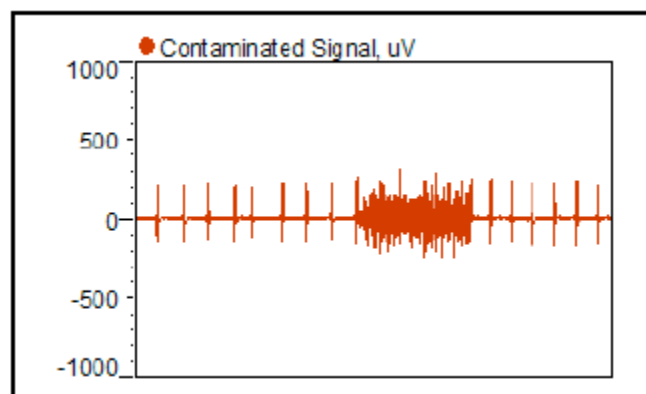
Le corps humain est un bon conducteur électrique, mais malheureusement la conductivité électrique varie selon le type de tissu, son épaisseur (Figure I.8), les changements physiologiques et la température. Ces conditions peuvent fortement varier d'un sujet à l'autre (et même au sein d'un sujet) et empêchent une comparaison quantitative directe des paramètres d'amplitude EMG calculés sur le signal EMG non traité.



**Figure I.8: L'influence de l'épaisseur variable des couches de tissu sous les électrodes : Etant donné la même quantité d'électricité musculaire, la condition 1 produit une plus grande amplitude EMG en raison de la plus petite distance entre le muscle et les électrodes [9].**

## 2) Diaphonie physiologique

Les muscles voisins peuvent produire une quantité importante d'EMG qui est détectée par le site d'électrode local. Typiquement, cette diaphonie ne dépasse pas 10 % à 15 % du contenu global du signal ou n'est pas disponible du tout. Cependant, des précautions doivent être prises pour les arrangements étroits au sein des groupes musculaires. Les signaux ECG peuvent interférer avec l'enregistrement EMG (Figure I.9), en particulier ce dernier est effectué sur les muscles supérieurs du tronc et des épaules. Ces interférences sont faciles à constater et de nouveaux algorithmes sont développés pour les éliminer.



**Figure I.9: Enregistrement de l'EMG brut avec de fortes interférences ECG [9].**

### 3) Modifications de la géométrie entre le ventre du muscle et le site de l'électrode

Tout changement de distance entre l'origine du signal et le site de détection modifiera la lecture EMG. C'est un problème inhérent à toutes les études de mouvement dynamique et peut également être causé par une pression externe.

### 4) Bruit externe

Des précautions particulières doivent être prises dans les environnements électriques très bruyés. Le plus exigeant est l'interférence directe du bourdonnement de puissance, généralement produit par une mise à la terre incorrecte d'autres appareils externes.

### 5) Électrode et amplificateurs

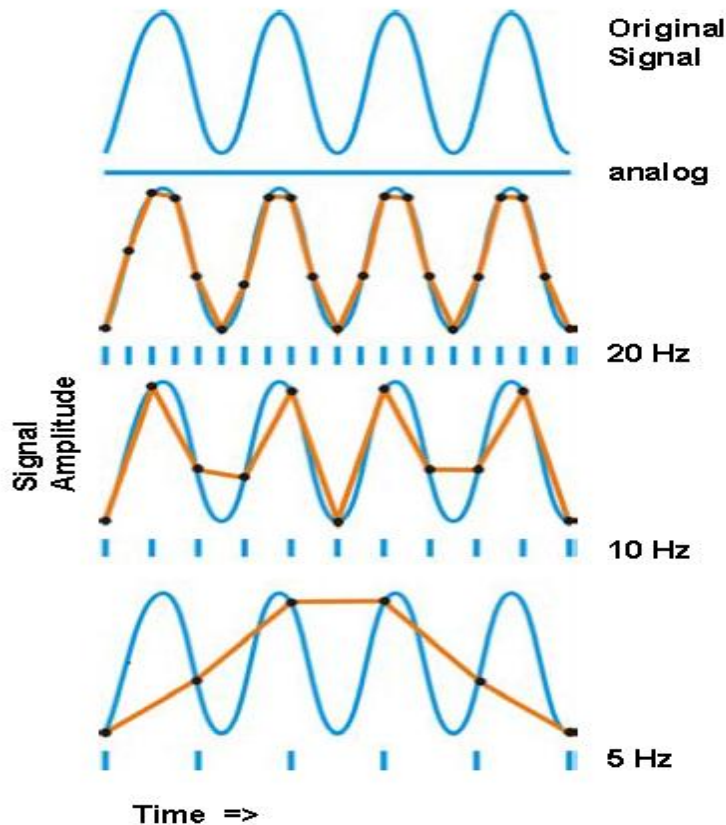
La sélection/qualité des électrodes et le bruit de l'amplificateur interne peuvent ajouter des contenus du signal à la ligne de base de l'EMG. Le bruit interne de l'amplificateur ne doit pas dépasser 5 Vrms. La plupart de ces facteurs peuvent être minimisés ou contrôlés par une préparation et une vérification précises des conditions de la pièce ou le laboratoire de l'enregistrement du signal EMG [9].

## I.3.5 Résolution A/N

Avant qu'un signal puisse être affiché et analysé dans l'ordinateur, il doit être converti d'une tension analogique en un signal numérique (conversion A/N). La **résolution** des cartes de mesure A/N doit convertir correctement la plage d'amplitude attendue (par exemple +/- 5 Volts). Une carte A/N de 12 bits peut séparer la plage de tension du signal d'entrée en 4095 intervalles ( $2^{12}=4096$  niveaux =4095 intervalles). Ceci est suffisant pour la plupart des configurations.. De très petits signaux peuvent nécessiter une amplification plus élevée pour obtenir une meilleure résolution d'amplitude [10].

## I.3.6 Taux d'échantillonnage A/N

L'autre élément technique important est la sélection d'une **fréquence d'échantillonnage** appropriée. Afin de « traduire » avec précision le spectre de fréquences complet d'un signal, la fréquence d'échantillonnage à laquelle la carte A/N détermine la tension du signal d'entrée doit être au moins deux fois plus élevée que la fréquence maximale attendue du signal. Cette relation est décrite par le **théorème d'échantillonnage de Nyquist/Shannon** : Échantillonner un signal à une fréquence trop faible entraîne des **effets de repliement** (voir la Figure I.10). Pour les signaux EMG, la quasi-totalité de la puissance du signal se situe entre 10 et 250 Hz et les recommandations scientifiques (SENIAM, ISEK) exigent un réglage de la bande d'amplification de 10 à 500 Hz. Cela se traduirait par une fréquence d'échantillonnage d'au moins **1000 Hz** (double bande d'EMG) voire 1500 Hz pour éviter la perte de signal [11].



**Figure I.10: Effet de la fréquence d'échantillonnage A/N sur un signal numérisé. Des fréquences trop basses entraînent une perte importante d'informations sur le signal [11].**

### I.3.7 Considérations générales

La qualité d'une mesure EMG dépend fortement d'une bonne préparation de la peau et du positionnement des électrodes. La principale stratégie de préparation de la peau est un contact stable avec les électrodes et une faible impédance cutanée. La plupart des amplificateurs EMG modernes sont conçus pour des niveaux d'impédance de peau compris entre 5 et 50 kOhm (entre les paires d'électrodes). Il est généralement nécessaire d'effectuer une certaine préparation de la peau avant de pouvoir appliquer les électrodes. Il n'y a pas de règles générales pour cela et il existe plusieurs possibilités pour atteindre un bon état de la peau pour les mesures EMG. Surtout pour les débutants, il serait très utile de vérifier la qualité de la méthode choisie en mesurant la résistance d'impédance réelle entre les électrodes avec un multimètre ordinaire ou des impédance-mètres spécialisés.

Une autre considération importante est la condition de test ciblée et l'exercice. Si un mouvement quelque peu statique ou au ralenti est prévu (par exemple un test clinique de la fonction musculaire) et que l'idée d'analyse de base est qualitative (changements d'amplitude en termes de plus/moins), un simple nettoyage à l'alcool peut suffire. Si des conditions très



dynamiques avec risque d'artefacts de mouvement (par exemple, marche rapide, course ou autres mouvements très accélérés sont prévues), une préparation très approfondie est impérative [12].

### **I.3.8 Procédures de préparation de la peau**

Les procédures suivantes peuvent être considérées comme des étapes pour préparer l'application de l'électrode :

#### *1) Enlever les poils*

Ceci est nécessaire pour améliorer l'adhérence des électrodes, en particulier dans des conditions humides ou pour les peaux moites et/ou des conditions de mouvement dynamique.

#### *2) Nettoyage de la peau*

##### **Méthode A :**

Des pâtes nettoyantes abrasives et conductrices spéciales sont disponibles qui éliminent les cellules mortes de la peau (elles produisent une impédance élevée) et nettoient la peau de la saleté et de la sueur.

##### **Méthode B :**

Alternativement, un papier de verre très fin peut être utilisé. Une pression douce et contrôlée en 3 ou 4 passages suffit généralement pour obtenir un bon résultat. Il est important d'éviter tout dommage à la peau en frottant trop fort. L'utilisation de papier de verre doit être combinée avec un tampon d'alcool.

##### **Méthode C :**

L'utilisation pure d'alcool peut être une autre alternative si elle est utilisée avec une serviette textile (qui permet un frottement doux). Cette dernière méthode peut être suffisante pour les tests de fonction musculaire statique dans des conditions faciles.

Quelle que soit la méthode de préparation de la peau et la technique d'application des électrodes utilisées, lorsqu'elles sont effectuées correctement, la peau prend généralement une couleur rouge claire. Cela indique une bonne condition d'impédance cutanée [13].

### **I.3.9 Électrodes de surface de peau**

En raison de leur caractère non invasif, dans la plupart des cas, les électrodes de surface sont utilisées dans les études kinésiologiques (Figure I.11). Outre l'avantage d'une manipulation aisée, leur principale limitation est que seuls les muscles de surface peuvent être détectés. Pour les muscles plus profonds (couverts par les muscles de surface ou les os), les électrodes à fil fin ou à aiguille sont inévitables. Dans le meilleur des cas, une sélection libre de tout type d'électrode est prise en charge par un pré-amplificateur EMG. La sélection d'un type d'électrode dépend fortement de l'investigation et de l'état donné, un type d'électrode ne peut pas couvrir toutes les exigences possibles.



Pour les électrodes de surface, les électrodes pré-gélifiées argent/chlorure d'argent sont les électrodes les plus souvent utilisées et recommandées pour l'usage général (SENIAM). Outre une manipulation simple et rapide, les aspects hygiéniques ne sont pas un problème lors de l'utilisation de ce type d'électrode jetable. Le diamètre de l'électrode (zone conductrice) doit être dimensionné à 1 cm ou moins.

Les électrodes jetables commerciales sont fabriquées sous forme d'électrodes à gel humide ou d'électrodes à gel adhésif. Généralement, les électrodes à gel humide ont de meilleures conditions de conduction et d'impédance que les électrodes à gel adhésif. Ces derniers ont l'avantage de pouvoir être repositionnés en cas d'erreurs [14].

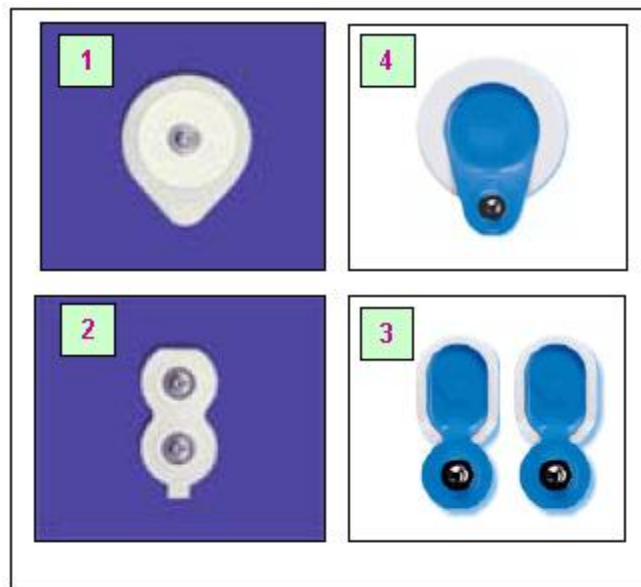


Figure I.11: Sélection d'électrodes EMG spéciales (1, 2 NORAXON INC.usa) et d'électrodes ECG classiques (3, 4 AMBU-Blue sensor) [14].

### I.3.10 Utilisation de fils-électrodes fins

En raison des mouvements musculaires dans les études kinésiologiques, les électrodes à fil fin minces et flexibles sont le choix préféré pour l'application d'électrodes invasives dans les couches musculaires plus profondes (Figure I.12).

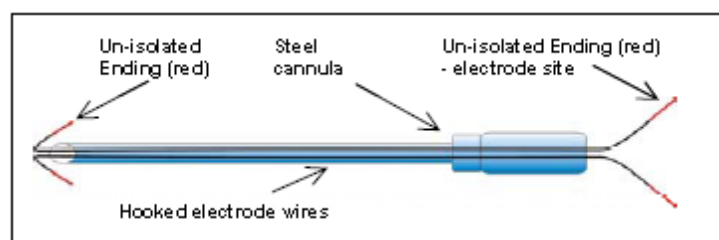


Figure I.12: Schéma d'un fil-électrode fin [15].

Les fils à crochets stérilisés appariés ou simples sont insérés par des aiguilles creuses et leur bonne localisation peut être testée par des électro-stimulateurs ou une imagerie ultrasonore (Figure I.13).

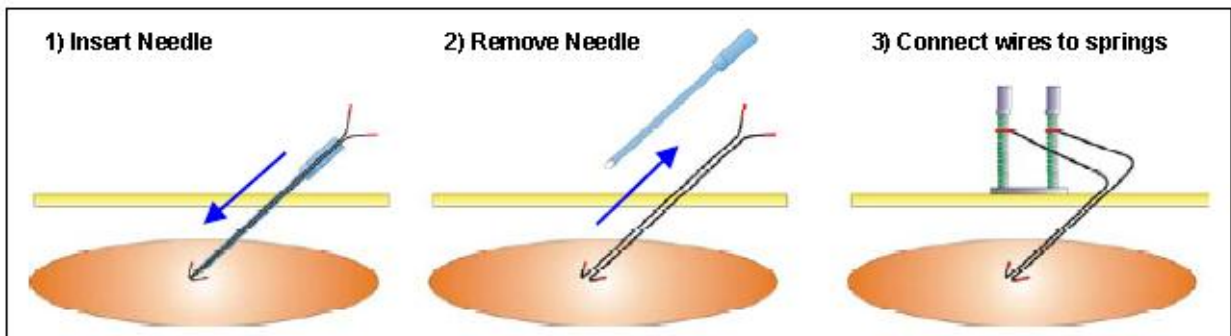


Figure I.13: Procédure d'insertion des fils fins dans le tissu musculaire. Après avoir retiré l'aiguille, les extrémités distales des fils sont connectées [15].

Les signaux sont mesurés et traités comme des signaux EMG de surface réguliers. Il peut être utile ou nécessaire d'appliquer un filtre passe-haut à 20 Hz (au lieu de 10 Hz) pour éliminer les décalages de la ligne de base qui apparaissent généralement à cause des artefacts de mouvement du fil dans le tissu musculaire (Figure I.14) [15].

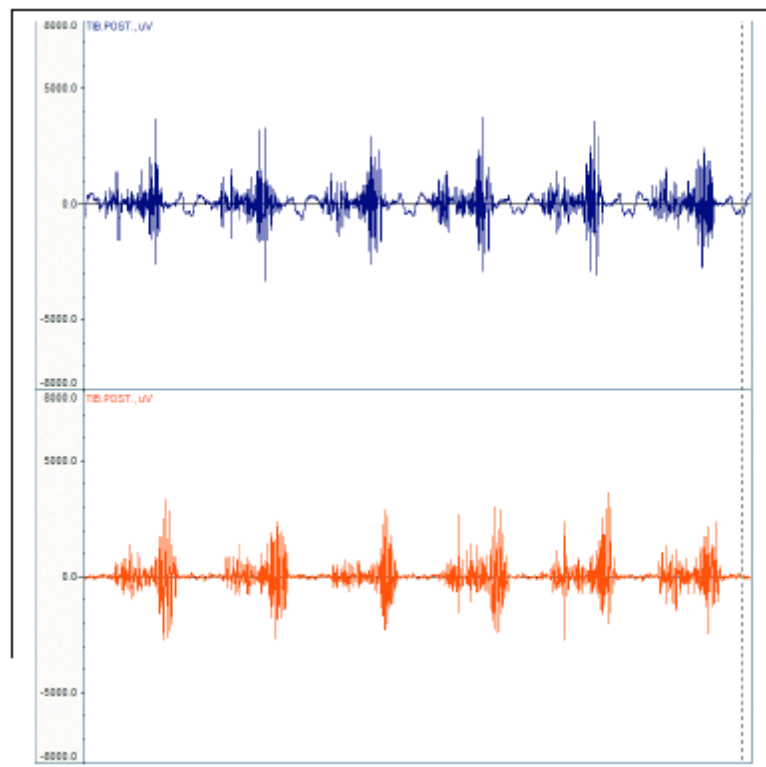


Figure I.14: Enregistrement EMG brut à fil fin du muscle tibial postérieur (trace bleue supérieure) lors de la marche sur tapis roulant. Les décalages de la ligne de base indiquent des artefacts de mouvement. La ligne de base peut être stabilisée en appliquant un filtre passe-haut à 20 Hz (courbe rouge inférieure) [15].

## **I.4 Procédures de vérification du signal**

C'est une procédure importante dans toutes les investigations EMG pour vérifier la validité et la qualité des signaux EMG indépendamment de la méthode de préparation de la peau et de la technique d'application des électrodes utilisées. Plusieurs étapes doivent être envisagées ici [16].

### **I.4.1 Preuve de la validité du signal EMG**

Ce point de contrôle répond aux questions de base : Avons-nous mesuré le bon muscle et pouvons-nous voir des signaux valides ? Très souvent, même si cela semble évident, il existe un risque d'échanger accidentellement les extrémités des câbles, par exemple le fil désigné pour un muscle est mélangé à un autre. Vérifier à nouveau toutes les connexions peut confirmer le signal EMG par un test de fonction musculaire spécifique pour ce muscle particulier. Plus tard, dans le cadre du contrôle de qualité de la ligne de base EMG, on peut également vérifier la sensibilité d'un site d'électrode par rapport au mouvement du câble, aux mouvements des membres et à la pression locale (par exemple, lorsqu'on est assis sur des électrodes). Les sites de détection sur du tissu adipeux sous-cutané très gras (par exemple, plus de 4 cm) peuvent signifier qu'aucun signal EMG n'est visible du tout ou que le rapport EMG sur la ligne de base est trop faible. Les contractions de tests statiques explicites/isolées basées sur des tests de fonction musculaire nous permettent de comprendre clairement si l'enregistrement EMG révélera des données valides et/ou si le sujet est capable d'activer le muscle [17].

### **I.4.2 Essai d'impédance**

Si la préparation de la peau a été effectuée correctement, la peau prend généralement une couleur rouge claire. Cela indique un bon état d'impédance de la peau. Pour le vérifier, la résistance Ohm - entre la paire d'électrodes peut être mesurée (Figures I.15). Cette étape est particulièrement recommandée pour les débutants et pour les études de recherche sophistiquées (certaines revues exigent le contrôle de la condition d'impédance cutanée typique). Habituellement, la zone d'application a besoin d'environ 5 minutes pour atteindre un état électrique stable : Dans la première minute, on peut observer une diminution de la résistance électrique de plus de 50 %, principalement en raison de changements chimiques dans les couches de la peau. Les plages d'impédance de la peau peuvent être classées comme indiqué dans le Tableau I.1 [18].



Figure I.15: Testeur d'impédance d'électrode EMG [18].

Tableau I.1 : Recommandations des plages d'électrode/impédance de peau [18].

| Impedance range (KOhm) | Recommendation  |
|------------------------|---|
| 1 - 5                  | -very good condition                                  |
| 5 - 10                 | - good and recommended if feasible                    |
| 10 - 30                | - acceptable for easy conditions                      |
| 30 - 50                | - less good, attention is needed (see next chapter)   |
| > 50                   | - should be avoided or requires a second cleaning run |

### I.4.3 Contrôle de qualité de ligne de base de l'EMG brut

L'inspection visuelle de la ligne de base du signal EMG brut est l'étape la plus importante et ne peut être remplacée par aucune autre méthode (Figure I.16). L'amplificateur doit capter un signal ne dépassant pas quelques microvolts. Par conséquent, ce signal sensible peut facilement être influencé par d'autres sources externes (artefacts) s'il n'est pas correctement traité. Après avoir connecté les électrodes à l'amplificateur, démarrez le moniteur de signal PC et zoomez sur la trace de l'EMG brut de chaque canal pour permettre une inspection détaillée. Nous devons demander au sujet de se détendre complètement. Dans le meilleur des cas, nous devons laisser le sujet s'allonger sur un banc de thérapie ou une position similaire qui permet une véritable relaxation. L'inspection de la ligne de base de l'EMG se concentre sur ces trois facteurs majeurs [19] :

#### I.4.3.1 Bruit de ligne de base

Un enregistrement complet sans bruit est impossible : Des pics de faible amplitude ou de nature aléatoire peuvent être visibles mais ils ne doivent pas dépasser 10 à 15 microvolts. Le

niveau de bruit moyen, présentant l'amplitude moyenne EMG du signal EMG brut rectifié pendant 5 secondes, doit être situé à 1 (=excellent) à 3,5 microvolts. Un test de distribution de fréquence est une deuxième possibilité objective de vérifier la qualité de la ligne de base (Figure I.17) [20].

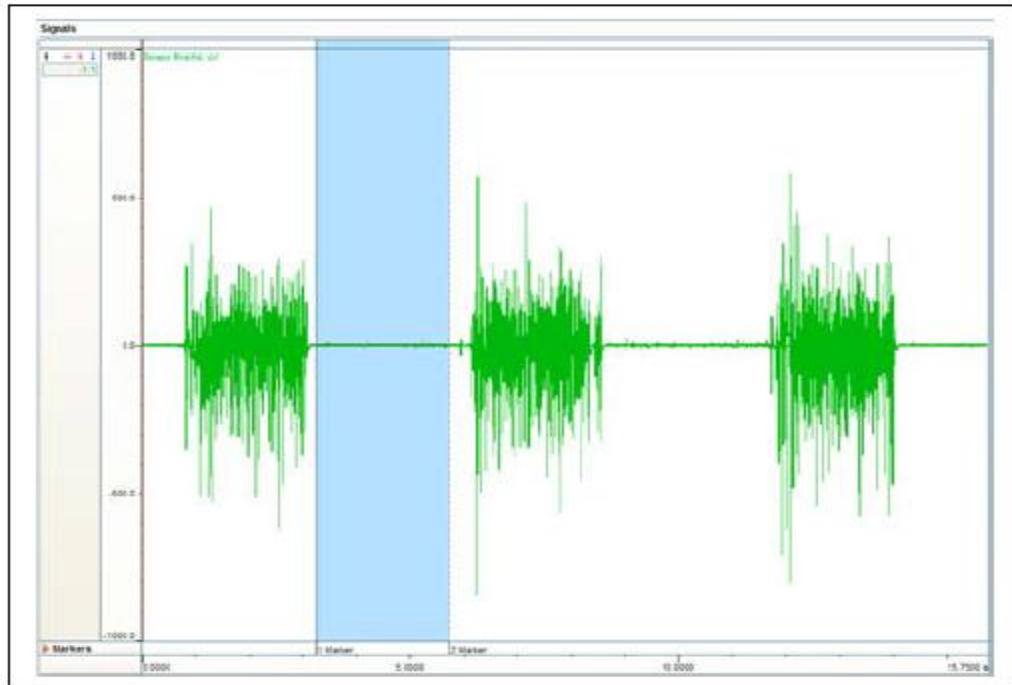


Figure I.16: Évaluation visuelle de la qualité de la ligne base de l'EMG [20].

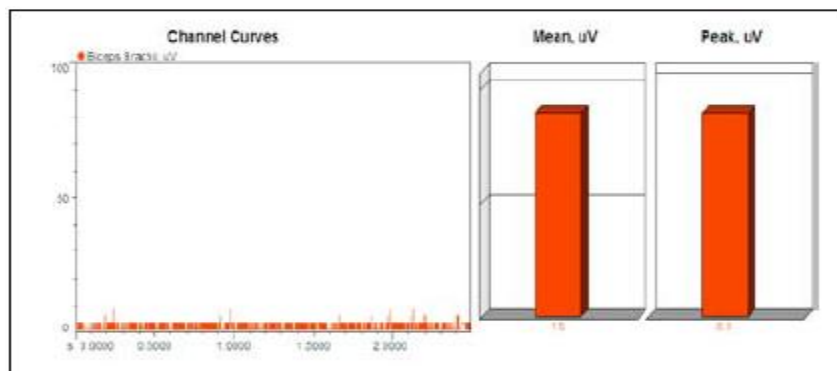


Figure I.17: Évaluation numérique de l'EMG [20].

#### I.4.3.2 Décalage de la ligne de base

La plupart des amplificateurs fonctionnent avec une correction de décalage automatique. Cependant, il est possible que la ligne de base EMG s'éloigne de la vraie ligne zéro (Test : valeur moyenne du signal EMG  $\neq$  zéro, voir Figure I.19). S'ils ne sont pas identifiés et corrigés, tous les calculs basés sur l'amplitude sont invalides pour cet enregistrement [21].

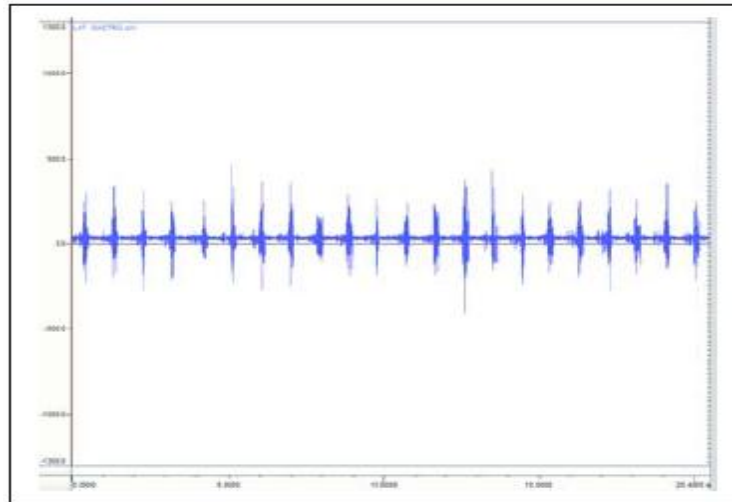


Figure I.19: Exemple pour une ligne de base décalée. Des fonctions spéciales d'édition après enregistrement doivent être appliquées afin de corriger le décalage [21].

## I.5 Conclusion

Au cours de la réalisation de ce chapitre, nous avons pu en apprendre davantage sur une partie du corps humain, à savoir le muscle squelettique. Nous avons également appris sa structure ainsi que la procédure de fonctionnement du dit muscle.

En complément de la première partie, nous avons aussi appris le protocole médical dédié à l'examen du muscle squelettique ainsi que la préparation et le matériel nécessaire à ce genre de test nommé Electromyographie (EMG).

# **Chapitre**

## **II**

### **Méthodes ALED pour la détection d'activité**

## II.1 Introduction

La coordination des muscles est souvent étudiée en utilisant les signaux EMG et plus précisément grâce à des méthodes de détection automatique du début et de la fin de l'activité musculaire. De façon générale, bon nombre de ces méthodes sont basées sur l'utilisation de la notion d'un seuil déterminé à l'aide d'un critère.

La première idée qui passe par l'esprit est la comparaison entre les amplitudes du signal EMG et un seuil donné, c'est-à-dire la présence d'une activité musculaire est décidée lorsque les amplitudes du signal EMG dépassant ce seuil. Ce dernier est déterminé par exemple à l'aide d'un critère statistique basé sur la distribution des amplitudes du signal EMG. Néanmoins, cette manière de procéder n'est pas assez robuste et a été vite abandonnée [22]. Une autre approche, empruntée au traitement de la parole, s'est avérée particulièrement intéressante [23] [24] [25]. Il s'agit du détecteur linéaire basé sur l'énergie (en anglais *linearenergybased detector* : LED) et de ses différentes déclinaisons à savoir [22] [24] : Le LED adaptatif (en anglais *adaptive LED* : ALED), le ALED modifié (en anglais *modified ALED* : M-ALED), le M-ALED affiné (en anglais *Fine M-ALED* : FM-ALED) et enfin le M-ALED basé sur les statistiques d'ordre (en anglais *Orderstatistics M-ALED* : OM-ALED).

Dans ce chapitre, nous allons présenter un bref aperçu des méthodes ALED, M-ALED, et FM-ALED. Toutefois, avant d'aborder l'ensemble de ces points, nous allons commencer par les notions suivantes utilisées ultérieurement à savoir :

- l'énergie d'une trame
- la valeur du seuil.

## II.2 Energie d'une trame et valeur du seuil

### II.2.1 Energie d'une trame

L'énergie d'un signal est une représentation utile qui reflète l'amplitude du signal. Par exemple dans le traitement de la parole, l'énergie d'une fenêtre, ou trame du signal, renseigne sur la présence éventuelle de données vocales. Plus précisément, lorsque l'amplitude du signal de parole varie de manière significative avec le temps, l'amplitude du segment de silence est généralement bien inférieure à celle des segments sonores. [25]

Soit  $x(k)$  un signal de longueur  $P$ . ce dernier est divisée en  $L$  trames ou séquences de longueur  $N$ . Alors, l'énergie de la  $j^{\text{ème}}$  trame de longueur  $N$  est donnée par [22] :

$$E_j = \frac{1}{N} \cdot \sum_{(j-1)N+1}^{jN} x^2(i) \quad (\text{II.3})$$



### II.2.1 Calcul du seuil dans la méthode LED

Dans la méthode LED, la valeur du seuil est donnée par [24]:

$$E_{r_{\text{new}}} = (1-p) E_{r_{\text{old}}} + p E_{\text{silence}} \quad (\text{II.1})$$

où  $E_{r_{\text{new}}}$  est la valeur seuil mise à jour,  $E_{r_{\text{old}}}$  est le seuil d'énergie précédent et  $E_{\text{silence}}$  est l'énergie de la trame de bruit la plus récente.

Il faut souligner au passage que la mise à jour de  $E_r$  est effectuée sous la forme d'une combinaison convexe de l'ancien seuil et de la mise à jour par les paramètres du bruit de la trame la plus récente (c'est le bruit de fonctionnement). Par conséquent, le paramètre  $p$  doit être compris entre 0 et 1 ( $0 < p < 1$ ) et il est choisi en fonction de la nature du signal et de l'expérience [24].

**Remarque 2.1 :** *L'initialisation du seuil de départ est importante. Bien qu'un choix arbitraire initial puisse être adopté selon le contexte et l'expérience, il peut entraîner malheureusement de mauvaises performances. Dans [25], les auteurs proposent deux méthodes pour ce faire.*

### II.3 Méthode ALED

La méthode LED est handicapé par le paramètre  $p$ , donné dans l'équation (II.1). Ce dernier s'avère être insensible aux statistiques de bruit [25]. Une solution possible à ce problème est de rendre le choix de  $p$  adaptatif en fonction des trames traitées. La méthode ALED répond à ce souci et est basée sur le niveau d'énergie du signal et se déroule comme suit [26, 27, 28] :

1. Organisation du signal  $x(n)$  avec une taille uniforme ( $L$  échantillons) par trame. La  $j^{\text{ème}}$  trame considérée peut être représentée alors dans le domaine temporel par :

$$\text{Frame}_j = \{x((j-1)L+1), x((j-1)L+2), \dots, x(jL)\} \quad (\text{II.6})$$

2. Estimation de la puissance  $E_j$  de la  $j^{\text{ème}}$  trame considérée selon:

$$E_j = \frac{1}{L} \sum_{i=(j-1)L+1}^{jL} x^2(i) \quad (\text{II.7})$$

3. Estimation du seuil initial (variance du bruit initial) en moyennant les puissances  $E_j$   $j \in \{1, 2, \dots, v\}$  des premières  $v$  trames (en effet, en général les premières trames ne contiennent que du bruit) comme suit :

$$Th = \frac{1}{v} \sum_{j=1}^v E_j \quad (\text{II.8})$$

4. Pour chaque nouvelle trame d'analyse (c'est-à-dire à partir de  $j = v+1$ ), appliquer la règle ALED pour décider de l'état d'activité de la trame considérée :

$$\begin{cases} \text{if } E_j > \lambda Th, \lambda > 1 & \text{The frame presents an EMG activity} \\ \text{Else} & \text{The frame presents no EMG activity} \end{cases} \quad (\text{II.9})$$

où  $\lambda Th$  est la valeur de seuil utilisée dans la prise de décision et  $\lambda$  permet de contrôler le compromis entre les probabilités de fausse alarme et de détection

- La valeur seuil est un paramètre important pour distinguer l'absence d'activité EMG (bruit) des signaux actifs. Si aucune décision d'activité n'est prise, alors elle est utilisée pour réévaluer le seuil de variance du bruit selon la règle d'actualisation suivante :

$$Th_{New} = (1 - P)Th_{Previous} + PTh_{Current} \quad (II.10)$$

où  $Th_{New}$  est la valeur mise à jour de  $Th$  (niveau de puissance de bruit),  $Th_{Previous}$  est sa valeur précédente et  $Th_{Current}$  est l'estimation de la variance de la trame actuelle.  $P$  est l'indice de pas (ou paramètre d'oubli) du processus d'adaptation (pris dans l'intervalle  $[0, 1]$ ).

Ce processus qui s'avère être adaptatif est bien entendu appliqué lorsqu'aucune décision d'activité n'est prise. Autrement, si une décision d'activité est prise, l'estimation de la variance du bruit est maintenue inchangée et utilisée pour tester la trame suivante.

Les performances de la technique ALED dépendent fortement de la valeur de l'indice de pas  $P$  [26, 27, 28]. Dans [24, 31], les auteurs proposent la règle heuristique suivante pour le choix de  $P$  et elle est résumée dans le tableau II.1 :

**Tableau II.1 : Détermination du pas d'adaptation de la technique ALED ;**

$$R = \text{var}_{current} / \text{var}_{old} [31]$$

| Classification          | $P$  |
|-------------------------|------|
| $R \geq 1.25$           | 0.25 |
| $1.25 \geq R \geq 1.10$ | 0.20 |
| $1.10 \geq R \geq 1.00$ | 0.15 |
| $1.00 \geq R$           | 0.10 |

où  $\text{var}_{current}$  est la variance de l'erreur d'estimation de la trame de bruit courante et  $\text{var}_{old}$  est la variance de l'erreur d'estimation des trames de bruit précédemment traitées. Celles-ci sont données par [24, 26, 27, 28, 31] :

$$\text{var}_{current} = \frac{1}{L} \sum_{i=(j-1)L+1}^{jL} (x^2(i) - E_j)^2 \quad (II.11)$$

$$\text{var}_{old} = \frac{1}{N_r L} \sum_{i \in I} (x^2(i) - Th)^2 \quad (II.12)$$

où  $I$  est l'indice d'ensemble de taille  $NrL$  correspondant aux  $Nr$  trames de bruit les plus récemment utilisées pour évaluer  $Th$ .

**Remarque 2.2 :** *d'après le tableau II.1, le choix de la valeur  $P$  est tel que, dans la règle de mise à jour, nous attribuons un poids élevé à l'estimation d'énergie de trame courante lorsque sa variance énergétique est élevée ce qui caractérise le haut niveau du caractère aléatoire d'un processus de bruit [31].*

## II.4 Méthode M-ALED

Nous présentons dans ce paragraphe une première améliorations importante apportée à ALED. Celle est basée sur [22] [25] [27]:

1. le conditionnement du signal EMG à l'aide de l'opérateur d'énergie de Teager-Kaiser (en anglais *Teager-Kaiser energy operator* : TKEO) afin de réduire l'effet de bruit de fond et d'améliorer le rapport signal sur bruit (SNR)
2. l'utilisation, après le conditionnement, des statistiques d'ordre pour mieux gérer les valeurs aberrantes et robustifier la détection.

Cette approche est désignée par M-ALED.

### II.4.1 Utilisation du TKEO : Amélioration du SNR et apparition d'un caractère impulsif

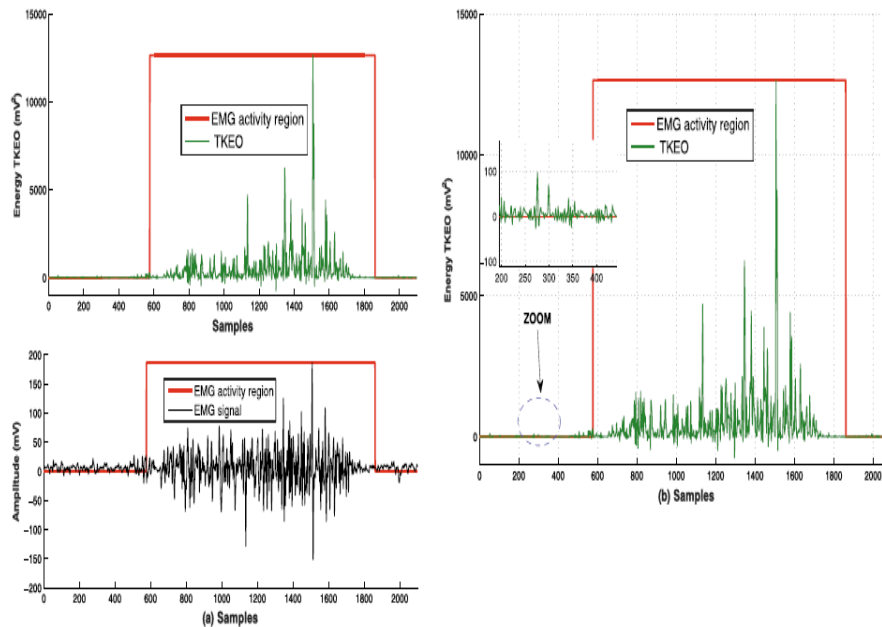
Soit un signal  $x(n)$  un signal à temps discret, l'opérateur  $z(n)$  TKEO est donné par [22] :

$$z(n) = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad (\text{II.13})$$

Le TKEO est un outil généralement utilisé par exemple dans le traitement de la parole (analyse, classification etc. ...), pour l'estimation des signaux non stationnaires (par exemple : AM-FM) et pour les signaux EMG [22] [29] [30]. Dans cette dernière application, l'utilisation du TKEO permet de minimiser le plus possible les erreurs dans le processus de détection de l'activité musculaire lors des contractions qui produisent inéluctablement des variations très rapides en amplitude et en fréquence. En effet, comme le TKEO lié à l'activité musculaire est plus important que le TKEO du bruit nous pouvons alors facilement faire la différence entre la zone relative à l'activité musculaire et celle relative au repos [22] [30]. En d'autres termes, le TKEO permet d'améliorer le SNR. Néanmoins, en améliorant le SNR, le TKEO produit généralement un signal impulsif [22] [30]. La figure II.1 illustre un gain d'environ 4 dB pour le SNR après application du TKEO (figure II.1.a) mais met aussi en évidence le caractère impulsif du résultat obtenu après utilisation du TKEO (figure II.1.b) [22].

Le caractère impulsif obtenu par le TKEO ne milite pas pour l'utilisation de la moyenne comme outil d'estimation de l'énergie (la moyenne n'est plus efficace comme estimateur)[22]

[?]. Pour résoudre ce problème, des auteurs proposent d'utiliser les statistiques d'ordre pour une estimation robuste de l'énergie [30][?] [?].



**Figure II.1 :** *Signal EMG et sa transformée TKEO. a) Signal EMG et b) Nature impulsive du signal transformé par TKEO [32].*

#### II.4.2 Médiane comme statistique d'ordre

Dans ce paragraphe, nous allons utiliser la médiane (au lieu de la moyenne) comme statistique d'ordre pour l'estimation de l'énergie. Néanmoins, celle-ci est appliquée sur le signal  $z(n)$  donné par l'équation (II.13) au lieu et place du signal d'origine  $x(n)$ . L'estimation de l'énergie de la  $j^{\text{ème}}$  trame est alors donnée par [22] [24] [25] :

$$E_j = \text{médiane}(\{|z(i)|, (j-1)L + 1 \leq i \leq Lj\}) \quad (\text{II.14})$$

#### II.4.3 Principe de la méthode M-ALED

Comme souligné au préalable, la première phase de la méthode M-ALED est basée sur l'utilisation du TKEO, appliqué aux données du signal EMG, suivi de l'estimation de l'énergie de la trame par la médiane. Toutefois, le reste du processus de détection dans la méthode M-ALED est conservé comme pour la méthode ALED d'origine [22] [23] [24]. En résumé, la méthode M-ALED aide à améliorer les performances de détection en réduisant l'effet des signaux de bruit.

## II.5 Méthode FM-ALED

Les méthodes ALED et M-ALED admettent, dans leur principe, l'hypothèse d'une région connue sans activité. Dans [22], les auteurs proposent de s'affranchir de cette contrainte puis de zoomer à l'intérieur des trames de transition dans le but d'affiner l'estimation des instants de transition (début et fin) en utilisant un détecteur de niveau « échantillon » basé sur la technique de détection appelée méthode du taux de fausses alarmes constant (en anglais *constant false alarm rate* : CFAR) pour améliorer le pouvoir de résolution. Il faut rappeler au passage que la précision de l'estimation, dans les deux méthodes ALED précédemment citées, des deux instants de transition dépend grandement de la taille des trames considérées. En effet, la première trame active, qui suit une période de non-activité, est le plus souvent une trame mixte contenant à la fois des échantillons de bruit et de signal. La figure suivante illustre les bonnes performances de détection de cette approche par rapport aux autres [32].

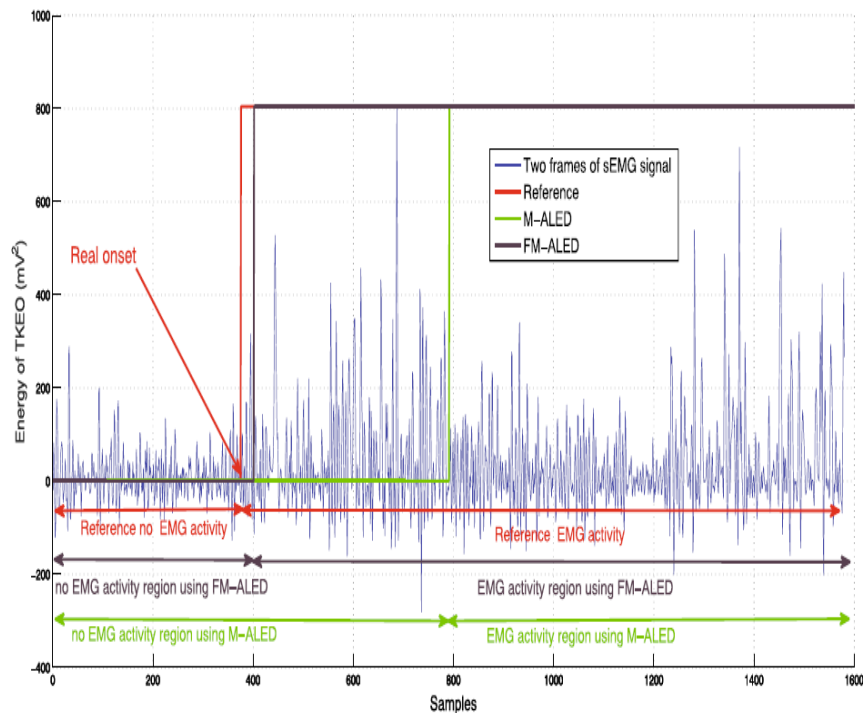


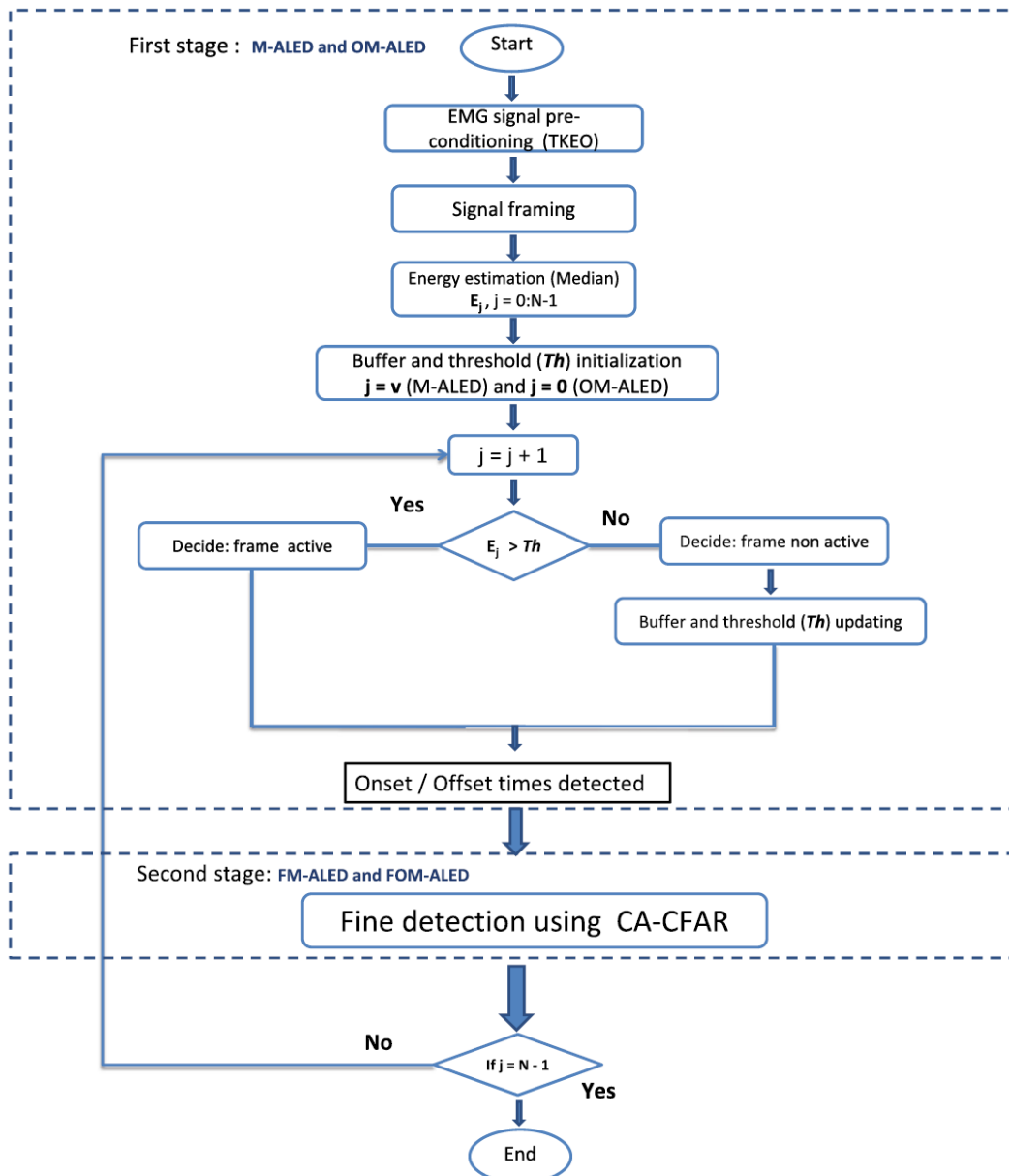
Figure II.2 : Performances de M-ALED et FM-ALED [32].

Plus précisément, la méthode FM-ALED propose d'ajouter les étapes suivantes à la méthode M-ALED[31] :

- Pour la détection de l'instant du début de l'activité, la méthode FM-ALED applique le principe du CFAR (ou ses différentes versions du CFAR) aux échantillons issus du signal de la trame de transition détectée et de celui de la trame précédente. Cette dernière est utilisée pour traiter le cas où le début de l'activité commence près de la fin de cette trame déclarée comme non active.

- Pour la détection de l'instant de la fin d'activité, la méthode FM-ALED applique le CFAR (ou ses différentes versions du CFAR) aux échantillons issus du signal de la trame de transition détectée et cette fois-ci de celui de la trame suivante et non pas la précédente comme cela est le cas pour le début de l'activité. Néanmoins, il faut préciser que dans cette seconde phase un retournement temporel est effectué sur le signal obtenu.

Dans la figure II.3, nous fournissons l'organigramme qui résume les étapes de la méthode FM-ALED [32].



**Figure II.3 :** Organigramme de la méthode FM-ALED (et de OM-ALED non présentée dans ce mémoire) [32].

**Remarque 2.3 :** Dans le prochain chapitre nous présenterons les résultats de simulation des méthodes ALED et M-ALED uniquement.

# **Chapitre**

## **III**

### **Résultats et performances**

Dans ce chapitre, nous allons étudier les performances des méthodes ALED et M-ALED en fonction du SNR et du seuil  $\lambda$  de décision. Plus précisément, nous utilisons, sauf précision, un signal EMG avec  $N = 4200$  échantillons, le nombre de trames  $n = 21$  contenant chacune  $T = 200$  échantillons. Les instants de début et de fin d'activité correspondent respectivement à 1600 et 2400

**Simulation 1 :** dans cette première simulation, nous considérons un signal EMG affecté par un bruit additif tel que le SNR = 20dB. Nous présentons dans la figure III.1 les performances de la méthode ALED obtenues. Les figures III.1.a et III.1.d montrent deux exemples de signal EMG non bruité. En revanche, les figures III.1.b et III.1.e montrent deux signaux EMG bruités. Enfin, la figure III.1.c montre que les instants de début et de fin d'activité sont correctement obtenus. En revanche, nous présentons dans la figure III.1.f une situation assez rare dans laquelle la période d'activité EMG n'est pas correctement obtenue.

**Simulation 2 :** dans cette seconde simulation, nous considérons un signal EMG affecté par un bruit additif mais avec un bruit plus important que dans la première. En effet, le SNR = 0 dB. Les résultats de la méthode ALED sont présentés dans la figure III.2. Les figures III.2.a et III.2.d montrent deux exemples de signal EMG non bruité. En revanche, les figures III.2.b et III.2.e montrent deux signaux EMG bruités. Nous présentons dans la figure III.2.f une situation assez rare dans laquelle la période d'activité EMG est correctement obtenue. Enfin, la figure III.2.c montre que la période en question n'est pas bien estimée.

**Simulation 3 :** dans cette autre simulation nous voulons étudier les performances de la méthode ALED pour la détection des instants de début et de fin de l'activité EMG en fonction des valeurs du seuil de décision  $\lambda$  : 1.5, 2, 3 et 5 et cela pour SNR = 20 dB et SNR = 0 dB. Pour cela, nous procédons, pour chaque valeur du seuil, à la réalisation de 5000 expériences aléatoires indépendantes de Monte Carlo. Les performances de la méthode sont présentées dans la figure III.3 (respectivement figure III.4) pour SNR = 20 dB (respectivement SNR = 0 dB). D'une manière générale, les figures III.3 et III.4 montrent qu'en moyenne la probabilité de détection de l'instant de début l'activité est très bonne et tend vers 1 quelque soit la valeur du SNR considérée alors que la probabilité de détection de l'instant de fin de l'activité se dégrade lorsque  $\lambda$  est différent de 2. Cette valeur s'avère donc être très intéressante et à prendre en considération dans les futurs algorithmes à développer

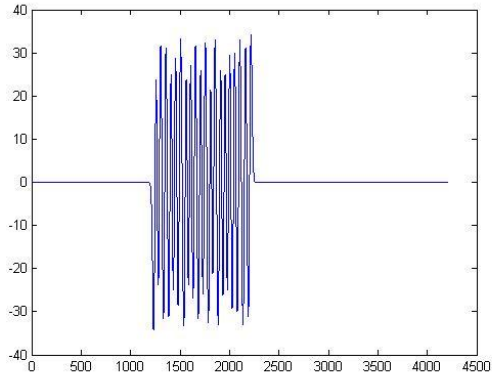
**Simulation 3 :** dans cette autre simulation nous voulons étudier les performances de la méthode ALED pour la détection des instants de début et de fin de l'activité EMG en fonction des valeurs



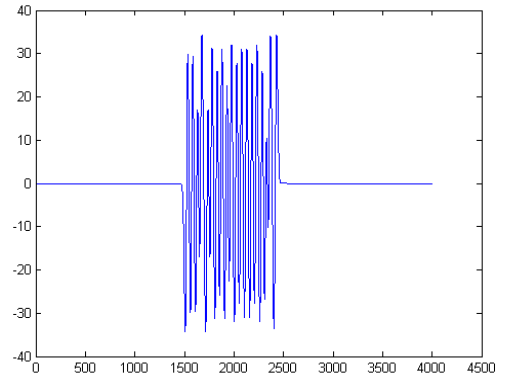
du seuil de décision  $\lambda$  : 1.5, 2, 3 et 5 et cela pour SNR = 20 dB et SNR = 0 dB. Pour cela, nous procédons, pour chaque valeur du seuil, à la réalisation de 5000 expériences aléatoires indépendantes de Monte Carlo. Les performances de la méthode sont présentées dans la figure III.3 (respectivement figure III.4) pour SNR = 20 dB (respectivement SNR = 0 dB). D'une manière générale, les figures III.3 et III.4 montrent qu'en moyenne la probabilité de détection de l'instant de début l'activité est très bonne et tend vers 1 quelque soit la valeur du SNR considérée alors que la probabilité de détection de l'instant de fin de l'activité se dégrade lorsque  $\lambda$  est différent de 2. Cette valeur s'avère donc être très intéressante et à prendre en considération dans les futurs algorithmes à développer.

**Simulation 4 :** dans cette nouvelle simulation, nous considérons un signal EMG composé de deux périodes d'activité. Ce signal EMG est affecté par un bruit additif tel que le SNR = 20 dB. Les résultats de cette simulation sont présentés dans la figure III.5. La figure III.5.a montre le signal EMG non bruité. En revanche, la figure III.5.b montre le signal EMG bruité. Enfin, la figure III.5.c présente un exemple des périodes d'activité EMG obtenues.

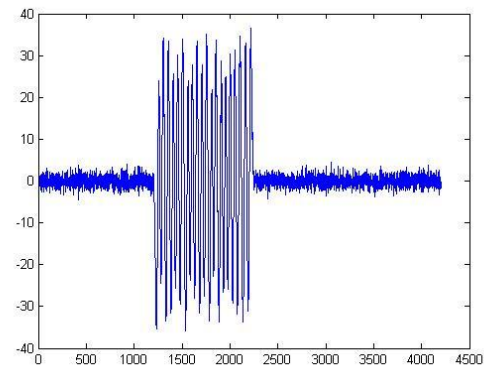
**Simulation 5 :** dans cette simulation nous voulons étudier les performances de la méthode M-ALED pour la détection des instants de début et de fin de l'activité EMG en fonction des valeurs du seuil de décision  $\lambda$  : 1.5, 2, 3 et 5 et cela pour SNR = 20 dB et SNR = 0 dB. Pour cela, nous procédons, pour chaque valeur du seuil, à la réalisation de 5000 expériences aléatoires indépendantes de Monte Carlo. Les performances de la méthode sont présentées dans la figure III.6 (respectivement figure III.7) pour SNR = 20 dB (respectivement SNR = 0 dB). D'une manière générale, la figure III.6 montre qu'en moyenne la probabilité de détection de l'instant de début l'activité est très bonne et tend vers 1 quelque soit la valeur du SNR considérée alors que la probabilité de détection de l'instant de fin de l'activité se dégrade lorsque  $\lambda$  est différent de 3. En revanche, les performances se dégradent lorsque pour SNR = 0 dB telles qu'illustrées dans la figure III.7.



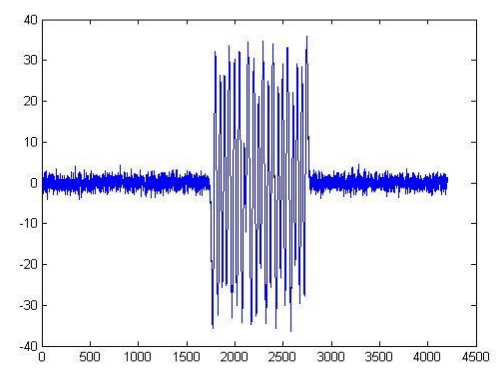
**Figure III.1.a :** *Signal EMG sans bruit*



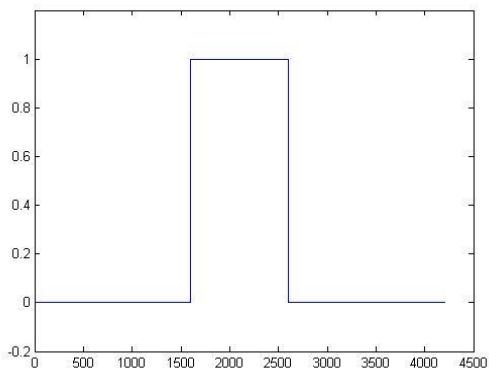
**Figure III.1.d :** *Signal EMG sans bruit*



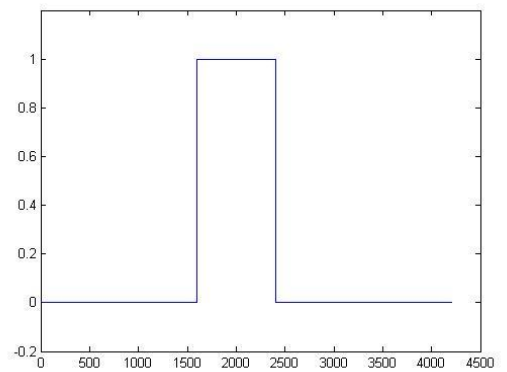
**Figure III.1.b :** *Signal EMG bruité (SNR=20 dB)*



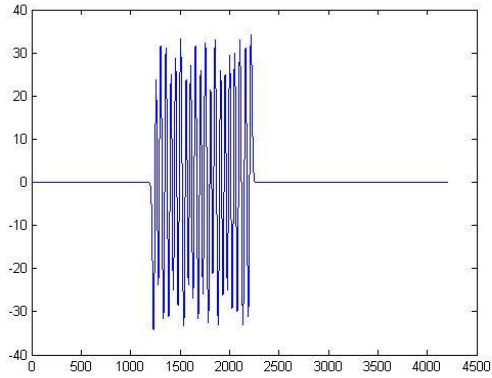
**Figure III.1.e :** *Signal EMG bruité (SNR=20 dB)*



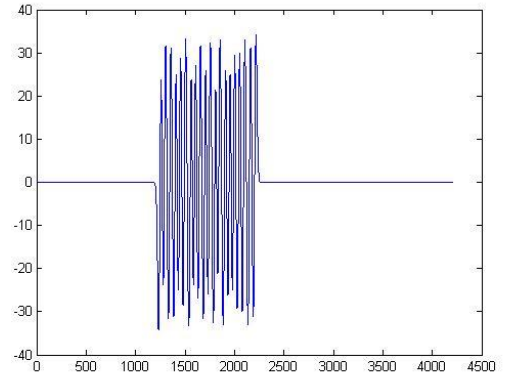
**Figure III.1.c :** *Activité EMG correcte par ALED*



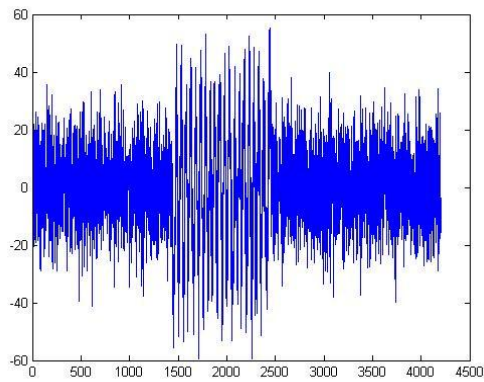
**Figure III.1.f :** *Activité EMG incorrecte par ALED*



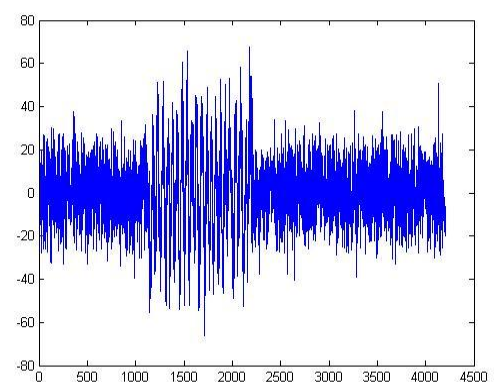
**Figure III.2.a :** *Signal EMG sans bruit*



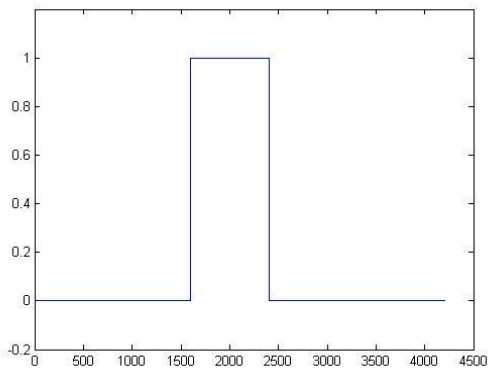
**Figure III.2.d :** *Signal EMG sans bruit*



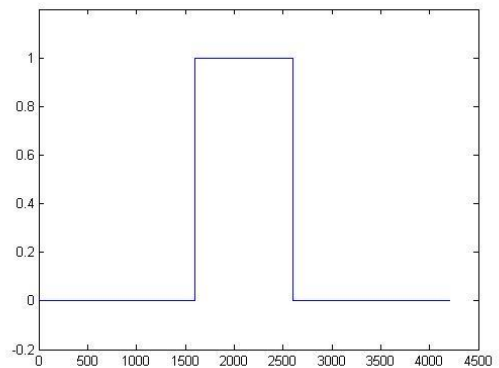
**Figure III.2.b :** *Signal EMG bruité (SNR=0 dB)*



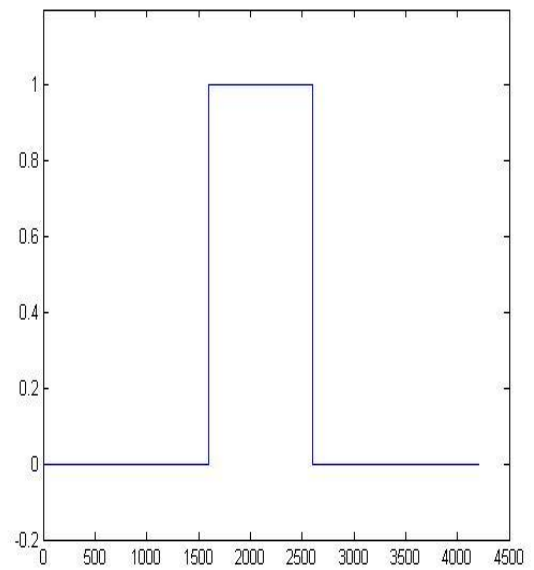
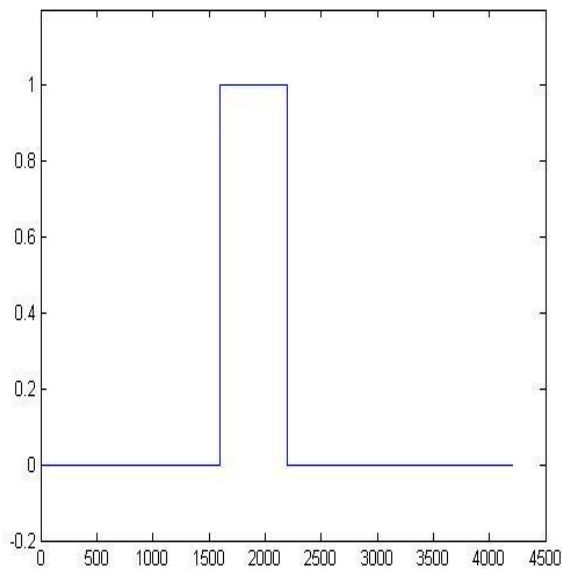
**Figure III.2.e :** *Signal EMG bruité (SNR=0 dB)*



**Figure III.2.c :** *Activité EMG incorrecte par ALED*

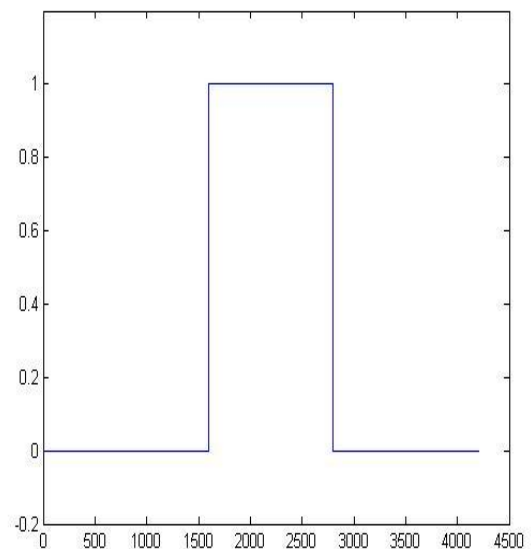
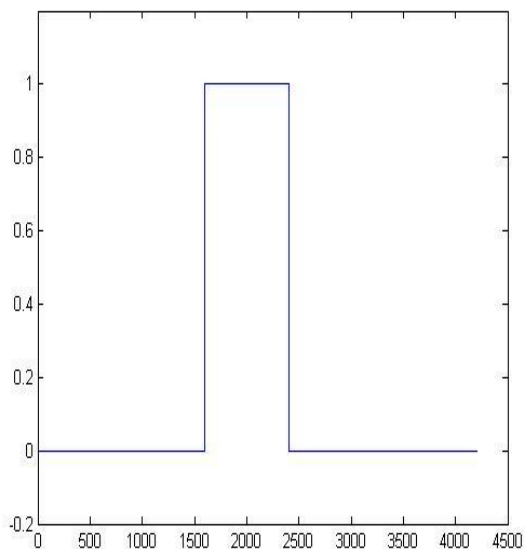


**Figure III.2.f :** *Activité EMG correcte par ALED*



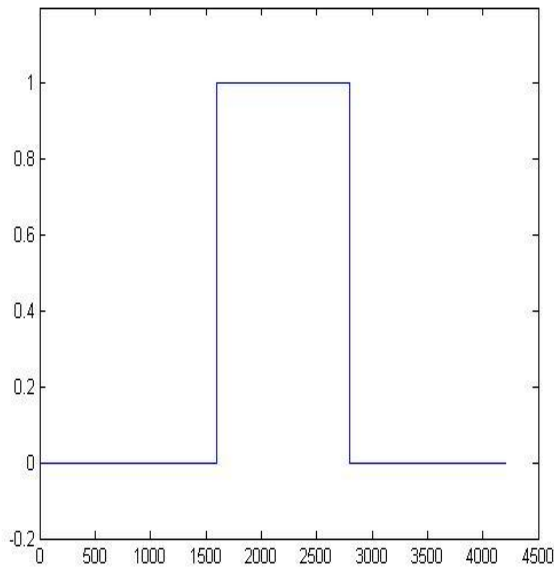
**Figure III.3.a :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 1.5$ .*

**Figure III.3.b :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 2$ .*

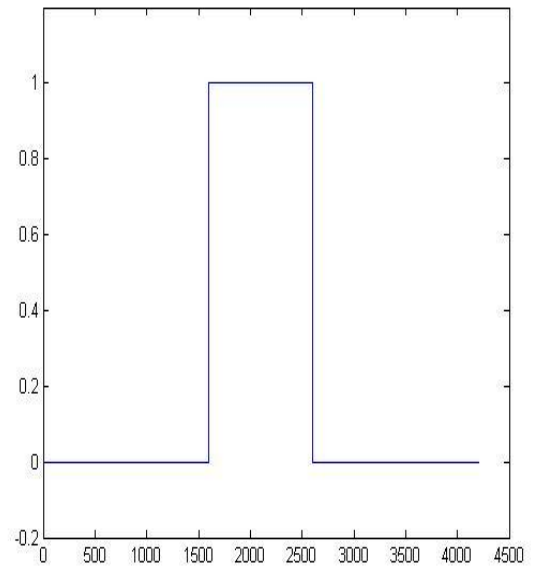


**Figure III.3.c :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 3$ .*

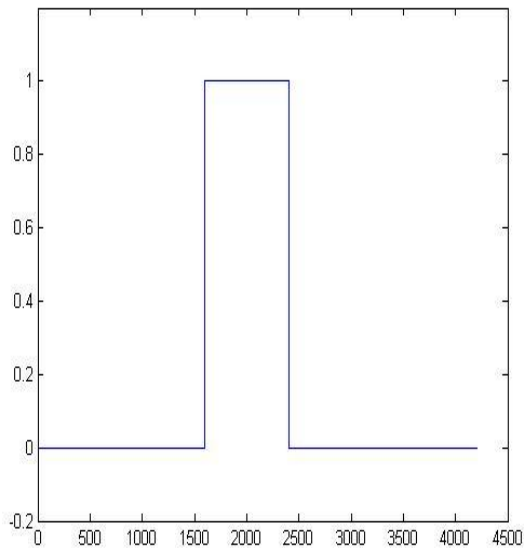
**Figure III.3.d :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 5$ .*



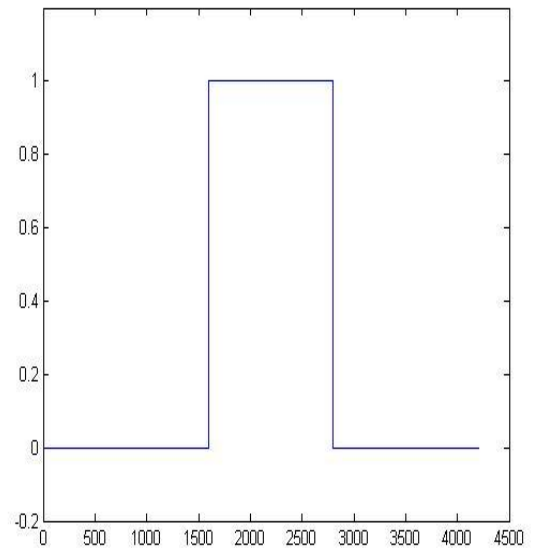
**Figure III.4.a :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 1.5$ .*



**Figure III.4.b :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 2$ .*



**Figure III.4.c :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 3$ .*



**Figure III.4.d :** *Activité moyenne par ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 5$ .*

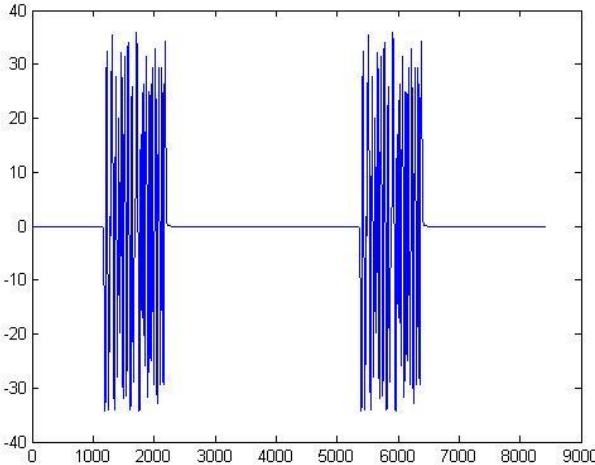


Figure III.5.a : Signal EMG sans bruit

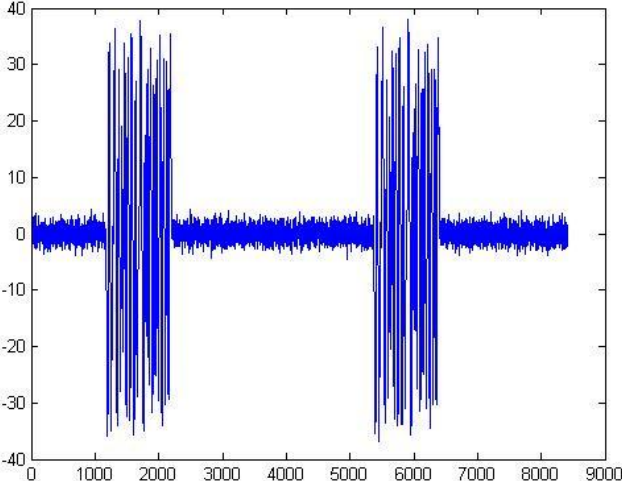


Figure III.5.c : Signal EMG bruité

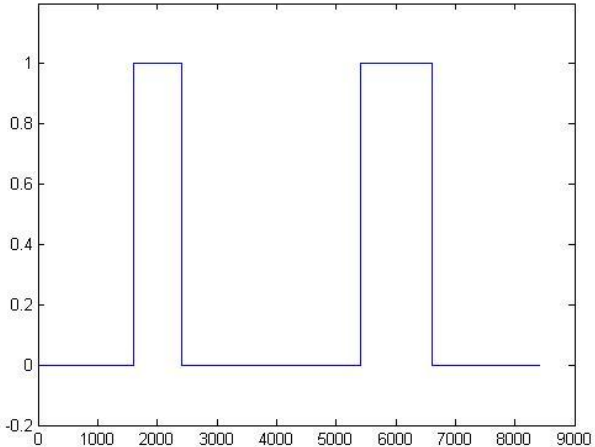
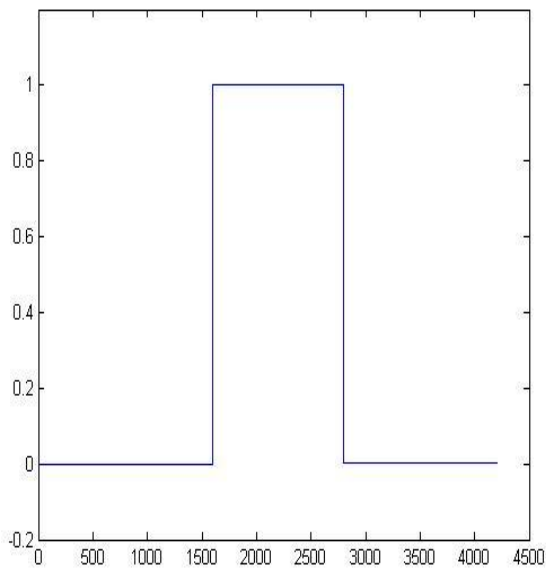
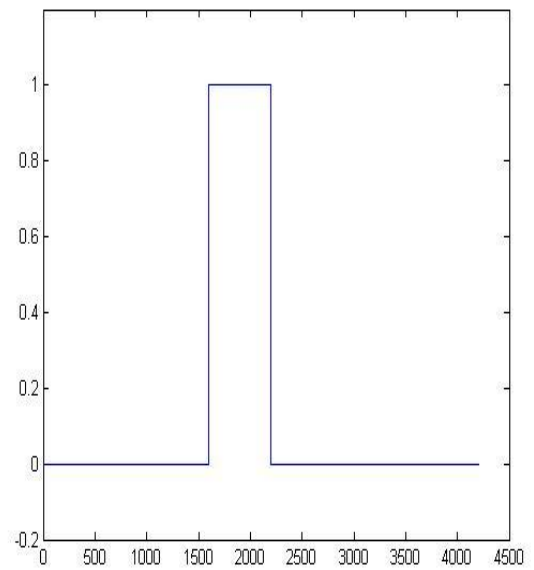


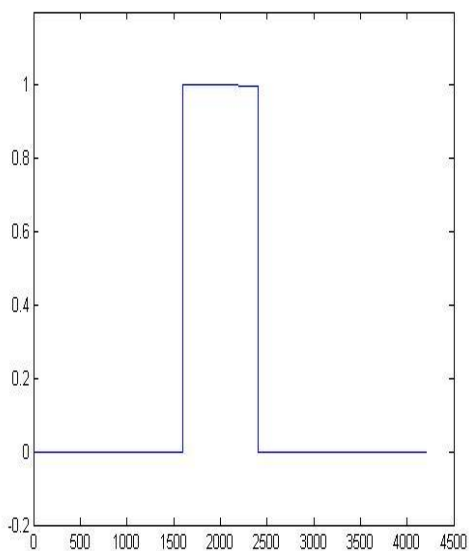
Figure III.5.c : Une activité EMG obtenue par ALED



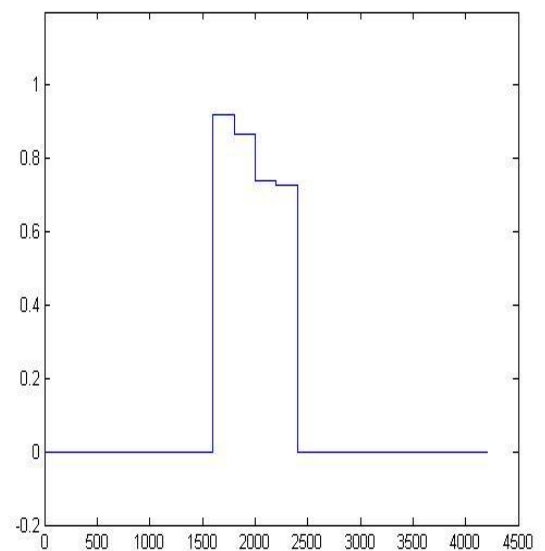
**Figure III.6.a :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 1.5$ .*



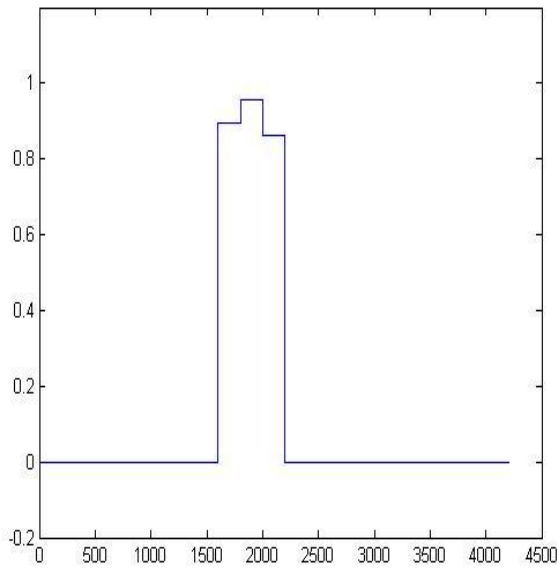
**Figure III.6.b :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 2$ .*



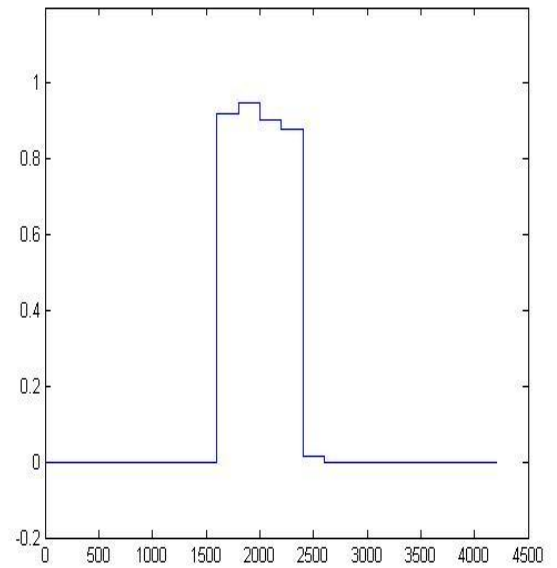
**Figure III.6.c :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 3$ .*



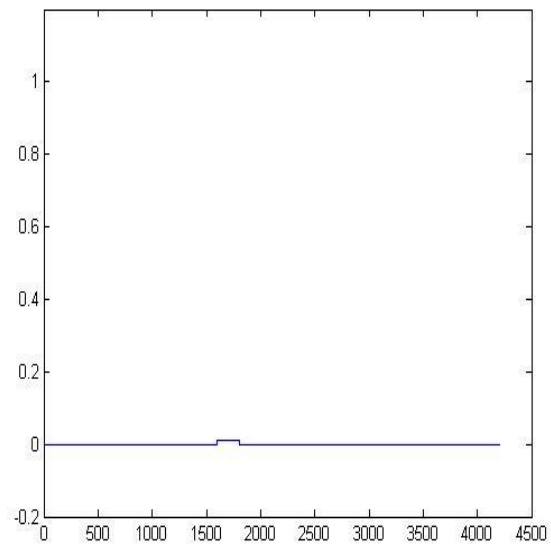
**Figure III.6.d :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 20 dB et  $\lambda = 5$ .*



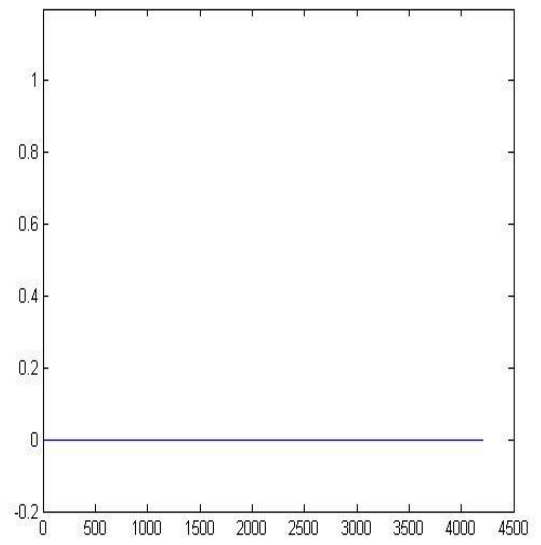
**Figure III.7.a :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 1.5$ .*



**Figure III.7.b :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 2$ .*



**Figure III.7.c :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 3$ .*



**Figure III.7.d :** *Activité moyenne par M-ALED pour SNR = 0 dB et  $\lambda = 5$ .*



# Conclusion générale

Le présent thème a consisté en l'étude d'une étape très importante dans le domaine médical et plus spécifiquement l'électromyographie plus communément appelée EMG. Cette étape est la détection des instants du début et de la fin de l'activité électromyographique utilisée pour le diagnostic de plusieurs maladies. Pour ce faire, différentes méthodes du traitement du signal peuvent être utilisées à savoir : le détecteur linéaire adaptatif basé sur l'énergie (ALED), le détecteur linéaire adaptatif modifié basé sur l'énergie (M-ALED) et le détecteur linéaire adaptatif modifié et affiné basé sur l'énergie (FM-ALED). Dans ce mémoire, nous nous sommes intéressés à l'évaluation préliminaire des méthodes ALED et M-ALED sur des signaux EMG synthétiques. Les résultats obtenus sont satisfaisants et militent pour la poursuite des travaux dans ce domaine en abordant les points suivants :

- Implantation de la FM-ALED
- Etude des performances des différentes méthodes en termes de variance de l'estimation des instants de début et de fin de l'activité électromyographique en fonction du SNR et en fonction du seuil  $\lambda$
- Etude des performances des différentes méthodes en termes de probabilités de détection et de fausse alarme en fonction du SNR et en fonction du seuil  $\lambda$
- Application sur des signaux réels

# Annexe : ALED et M-ALED

```

close all
clear all
load(S1)
SNR = 20;
RAPPORT =100;
Nb = 600 ;
Var_Sig = var(S1);
S1 = [zeros(1,Nb), S1, zeros(1,Nb)];
Var_Nois= Var_Sig/RAPPORT;%
Noise = sqrt(Var_Nois) * randn(1,length(S1));
emg = S1 + Noise;
figure;
plot(S1);
figure;
plot(emg);
s=emg;

%%s2=s.^2;
%%sn1=zeros(1,4201);
%%sn2=sn1;
%%sn1(1:4200)=emg(2:4201);
%%sn2(2:4201)=emg(1:4200);
%%z=s2-sn1.*sn2;

Tr=200;
v=8;
l=length(s);
n=floor(l/Tr);
Sm = s(1:n*Tr);

Mat_s = reshape(Sm,Tr,n)';
E = (1/Tr)*sum((Mat_s').^2)'; % ALED

%% for i=1:n
%%     sequence=z(1+(i-1)*Tr:i*Tr);
%%     E(i)=median(abs(sequence));
%% end

%% début du processus de détection
D = zeros(1,v);
Buf = E(1:v)';
Sold = var(Buf);
Snew =Sold;
Er = mean(Buf);
p = 0.1;
Lambda=1.5
SE=Er;

for j = v+1:n
if E(j) >Lambda * Er
    D=[D 1];
else
    D=[D 0];
Buf = [Buf; E(j)];
Snew = var(Buf);
Sp=Snew/Sold;
ifSp> 1.25
p=0.25;

```

## Annexe

---

```
elseif (1.10 <= Sp) && (Sp<= 1.25)
    p=0.20;
elseif (1 <= Sp) && (Sp<= 1.10)
    p=0.15;
elseif Sp<= 1
    p=0.10;
end
    Er=(1-p)*Er+(p*E(j));%% le mis à jour de sieul
SE=[SE Er];
    Sold=Snew;
end
end
```

## Bibliographies

- [1] Nancy A. Curtin, Robert E. Davies, Warren F. Walker, John Gergely, Robin Huw Crompton, John M. Newsom-Davis, David M. Warshaw, Robert McNeill Alexander, Norman R. Alpert, Bernard Wood, available at <https://www.britannica.com/science/muscle/additional-info#bibliography>.
- [2], [3], [4] Anatomy & Physiology, volume 1 of 3, OpenStax College, Rice University, 2013, chapter 10, muscle tissue, page 378 to 381.
- [5] Anatomy & Physiology, volume 1 of 3, OpenStax College, Rice University, 2013, chapter 11, the muscular system, page 416 to 417.
- [6] peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, introduction & definition, page 4.
- [7] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, use and Benefits of EMG, page 5.
- [8] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, Nature of the EMG signal, page 10.
- [9] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, the influence of detection condition, page 11.
- [10], [11] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, Computation of the EMG signal, page 13.
- [12][13][14] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, Skin preparation, page 14-15.
- [15] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, Fine wire electrodes, page 16.
- [16], [17], [18], [19],[20], [21] Peter konrad, the ABC of EMG, version 1.0 April 2005, Signal check procedures, page 21-22.
- [22] H. Bengacemi, A. Ouldali, Karim Abed-Meraim, Olivier Buttelli, A. Mesloub, "Burst sEMG Activity Detection using Modified Adaptive Linear Energy Detector", *International Conference on Image and Signal Processing and their Applications (ISPA 2017)*, **Dec 2017, Mostaganem, Algeria.**
- [23] Daniel Spulák, Roman Cmejla, Radka Bačáková, Bronislav Kračmar, Lenka Satrapová, Petr Novotný, available at <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24561347/> .
- [24] J H Abbink, A van der Bilt, H W van der Glas, available at <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9639161/> .
- [25] Petr Pollak, Pavel Sovka, and Jan Uhlir. Noise suppression system for a car. In Eurospeech, volume 93, pages 1073–1076, 1993.
- [26] R Venkatesha Prasad, Abhijeet Sangwan, HS Jamadagni, MC Chiranth, Rahul Sah, and Vishal Gaurav. Comparison of voice activity detection algorithms for voip. In Computers and Communications, 2002. Proceedings. ISCC 2002. Seventh International Symposium on, pages 530–535. IEEE, 2002.
- [27] Balbinot A, Corseti G, Balbinot A (2013) Adaptive and linear energy based detector for a virtual mouse control. In: International work-conference on bioinformatics and biomedical engineering, pp 147–154.

- [28] Prasad RV, Sangwan A, Jamadagni H, Chiranth M, Sah R, Gaurav V (2002) Comparison of voice activity detection algorithms for VoIP. In: Seventh International symposium on computers and communications, pp 530–535.
- [29] Sakhnov Kirill VE, Boris S (2009) Approach for energy-based voice detector with adaptive scaling factor. IAENG Int J Comput Sci 2009 36:4.
- [30] Solnik S, Rider P, Steinweg K, DeVita P, Hortobágyi T (2010) Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. Eur J Appl Physiol 110(3):489–498.
- [31] David HA, Nagaraja HN (2004) Order statistics. Encycloped Stat Sci 9:2004.
- [32] Hichem Bengacemi, Karim Abed-Meraim, Olivier Buttelli, Abdelaziz Ouldali, Ammar Mesloub, A new detection method for EMG activity monitoring, page 6 to 12.
- [33] Farina D, Merletti R (2001) A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes. IEEE Trans Biomed Eng 48(6):637–646.
- [34] Buttelli O (2012) Agence Nationale de la Recherche. [www. agence-nationale-recherche.fr/Projet-ANR-12-TECS-0020](http://www.agence-nationale-recherche.fr/Projet-ANR-12-TECS-0020).
- [35] medlineplus, Medical Encyclopedia, Types of muscle tissue, available at <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/19841.htm> .
- [36] What Is MATLAB? Available at <https://cimss.ssec.wisc.edu/wxwise/class/aos340/spr00/whatismatlab.htm>
- [37] Antonio Napolitano, in Cyclostationary Processes and Time Series, 2020 available at <https://www.sciencedirect.com/topics/computer-science/cyclostationary>
- [37] westcoastsci, soleus the forgotten muscle for runners, available at <https://westcoastsci.com/blog/soleus-the-forgotten-muscle-for-runners/>