



وزارة البحث العلمي والتعليم العالي
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPEREUR 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

N° d'ordre : M...../GE/2022

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 : AMMOUR ABDELMALEK

HAKKOUMI YUCEF

Thème

analyse des performances de la méthode
M-ALED dans le cadre des signaux EMG

Soutenu le 26/06/ 2022 devant le jury composé de :

Président :	YAGOUBI Benabdellah	Professeur	Université de Mostaganem
Examineur :	DAOUD Mohamed	MCA	Université de Mostaganem
Rapporteur :	OULD ALI Abdelaziz	MCA	Université de Mostaganem
Rapporteur :	ABED Mansour	MCA	Université de Mostaganem

Remerciement

En premier lieu on remercie dieu pour nous avoir donné la force pour continuer ce travail, On remercie chaleureusement notre encadreur « Mr ould ali abdelaziz » et « Mr abed mansour » pour nous avoir dirigés et guidés tout le long de ce travail avec ses conseils et remarques constructifs qui étaient très bénéfiques pour notre travail, Son soutien permanent ainsi que sa disponibilité pour

L'achèvement de ce travail nous ont été très favorable. Nous sommes particulièrement reconnaissantes à Messieurs les membres des jurys en acceptant de lire et de juger ce mémoire. On les remercie sincèrement pour le temps qu'ils ont consacré à la lecture et l'évaluation de notre travail, Nous exprimons par ailleurs toute notre sympathie aux étudiants de la Promotion Master 2 systèmes de télécommunications de l'année universitaire 2021-2022.

Nous gardons en fin un remerciement chaleureux pour nos familles, qui nous ont constamment soutenus et encouragés.

Dédicace

J'ai le grand plaisir de dédier ce modeste travail

A ma très chère mère, qui me donne toujours l'espoir de réussir et qui n'a jamais cessé de prier pour moi.

A mon très cher père, pour ses encouragements, son soutien, surtout son amour et son sacrifice afin que rien n'entrave le déroulement de mes études.

*A mes sœurs, « **ilhem** », et « **yasmine** » pour l'amour qu'elles me réservent, je leur souhaite une vie pleine du bonheur et de succès.*

A tous mes amis en honneur à la grande amitié qui nous unit, aux souvenirs et moments agréables passés ensemble.

*En fin, je remercie mon binôme « **youcef** » qui a contribué à la réalisation de ce travail.*

Abdelmalek

Dédicace

Je dèdie ce travail

A ma famille ,elle qui m'adotè d'une èducation digne son amoura

fait de moi ce que je suis aujourd'hui :

Particulièrement à mon mère et mon père pour le gout à lèffort

qu'il a suscité en moi,de par sa rigueur.

A vous mes frères (Moussa et Badr)et sœurs(Lamis et Sara)qui m'avez toujours soutenu et encouragè durant ces années d'études.

En fin,je remercie mon binôme Abdelmalek qui a contribué a la réalisation de ce travail.

Youcef

Table des matières

Introduction générale	01
Chapitre1 : Généralités sur les muscles et l'électromyographie.....	03
1.1 Introduction.....	04
1.2 Anatomie musculaire.....	04
1.2.1 Définition.....	04
1.2.2 Muscle squelettique	05
1.2.3 Fibres musculaires squelettiques.....	06
1.3 Électromyographie.....	08
1.3.1 Définition.....	08
1.3.2 Utilisations des EMG.....	08
1.3.3 Objectifs de L'EMG.....	09
1.3.4 Risques et obstacles	09
1.3.5 Électromyographie de surface	09
1.3.6 Réduction dimensionnelle.....	11
1.3.7 Indication	11
1.4 conclusion.....	11
Chapitre2 : Les versions aled.....	12
2.1Introduction	13
2.2 La méthode ALED	13
2.3 Méthode M-ALED.....	14
2.4 Principe de la méthode M-ALED.....	16
Chapitre 03 : Analyse des performances de la méthode M-ALED	18
Conclusion	34
Bibliographies.....	35

Listes des figures

Figure 1.1: Les trois types de tissus musculaires	05
Figure 1.2: Muscle squelettique	06
Figure 1.3: Structure de la fibre musculaire squelettique.....	07
Figure 1.4 Mouvements du poignet et de la main.....	09
Figure 1.5 : Électromyographie de surface	10
Figure 1.6 : Un signal EMG de surface brut enregistré a partir du muscle.....	10
Figure 2.1 – (a) Signal EMG de surface et sa transformée TKEO, (b) nature d’impulsivité de la transformée TKEO du signal.....	16
Figure 3.1: résultat de l’addition d’un bruit additif au signal EMG pour SNR=02 dB ...	19
Figure 3.2: résultat de l’addition d’un bruit additif au signal EMG pour SNR=05 dB ...	20
Figure 3.3: résultat de l’addition d’un bruit additif au signal EMG pour SNR=10 dB ...	20
Figure 3.4: résultat de l’addition d’un bruit additif au signal EMG pour SNR=20 dB ...	21

Liste des tableaux :

Table 2.1 – Détermination du pas d'adaptation de la méthode ALED.....	14
Tableau 1 Résultats pour SNR= 100 dB	22
Tableau 2 : Résultats pour SNR = 50 dB	25
Tableau 3 Résultats pour SNR = 20 dB.....	27
Tableau 4 Résultats pour SNR = 2 dB	29
Tableau 5-1 Résultats pour SNR = 100dB et N = 2000.....	31
Tableau 5-1 Résultats pour SNR = 20dB et N = 2000.....	31
Tableau 6 Résultats pour différentes résolutions.....	32

Liste des abréviations

EMG: Electromyographie

MU: Motor Unit

PAUM: Potentiel d'Action de l'Unité Motrice

PIL: Power Line Interference

SNR: Signal Noise Rate

LED: Linear Energy-Based Detector

ALED: Adaptive Linear Energy-Based Detector

PD: Probabilité de Détection

IDA: Instant de Début d'Activité

PFA : Probabilité de Fausse Alarme

IFA : Instant de Fin d'Activité

Introduction Générale

Introduction générale

Tout au long de l'histoire, l'homme a dû faire face à de nombreuses difficultés qui ont affecté son niveau de vie, dont les plus dangereuses concernaient sa santé.

Depuis le Moyen Âge, de nombreuses maladies graves sont apparues, dont le cancer et les maladies infectieuses de toutes sortes, Afin d'affronter et d'éliminer ces maladies, l'homme a fait un grand effort pour découvrir des médicaments pour réduire son danger, et la première arme en sa possession était les herbes médicinales, qui ont un rôle majeur dans la lutte contre les maladies et les épidémies et ont sauvé des millions d'humanité.

Après de nombreuses années de recherches et d'études, l'homme a atteint la technologie moderne, et l'homme peut découvrir la maladie à ses débuts, avant son développement, Et il existe des dispositifs médicaux de différentes tailles et spécialités, parmi lesquels nous citons les capteurs qui convertissent les phénomènes physiques en signaux multiformes qui aident la personne à les lire ,La recherche scientifique, après de longues recherches, a révélé que les maladies ont un impact significatif sur le système neuromusculaire de l'homme, Et Ils affectent les nerfs qui contrôlent les muscles volontaires et sont les muscles du corps qu'une personne peut contrôler, tels que les muscles des bras et des jambes.

Pour diagnostiquer ces maladies, une technique médicale appelée électromyographie a été développée, dont nous parlerons plus en détail dans notre mémoire.

Dans ce mémoire, nous abordons l'étude des EMG et une méthode de traitement du signal dédiée :

-Dans le premier chapitre, nous présentons un aperçu sur l'anatomie musculaire, les schémas électriques et le fonctionnement du système.

-Dans le deuxième chapitre, nous présentons quelques outils de traitement du signal utilisées pour l'analyse des signaux EMG. Il s'agit tout particulièrement de différentes versions de la technique ALED : adaptive linear energy detector. Une attention particulière est accordée à une version modifiée de cette technique. Il s'agit de la méthode M-ALED : modified adaptive linear energy detector.

-Dans le troisième chapitre, nous présentons les résultats de simulations numériques pour évaluer les performances de M-ALED.

- la conclusion générale clôt le présent mémoire. Nous y présentons les principaux résultats et remarques obtenus. Nous y donnons aussi quelques à investir dans les prochains travaux de recherche.

Chapitre
1
Généralités sur
Les muscles et l'électromyographie

Introduction

Le corps humain se compose d'environ 600 muscles. Ces muscles fonctionnent de manière intégrée les uns avec les autres

Il existe également des muscles involontaires. Ces muscles sont également appelés muscles lisses. La raison pour laquelle ils sont appelés muscles involontaires est que leur mouvement de contraction et de relaxation n'est pas sous le contrôle de l'homme. Ils sont présents dans les vaisseaux sanguins tels que les artères, et de nombreux organes internes, y compris Le tube digestif et l'utérus. Ces muscles sont disposés en couches qui se contractent avec un certain rythme.

Même le cœur est un muscle. Le muscle cardiaque est similaire au muscle squelettique en ce sens qu'il apparaît sous la forme de fils au microscope, mais il en diffère par le fait que le muscle cardiaque se contracte et se détend sans conscience ni perception humaine.

Les muscles, comme toute partie du corps humain, sont sensibles aux maladies, telles que les infections musculaires : Poly myosite, dermatomyosite, dystrophie musculaire, myasthénie grave, maladie latérale atrophique, rhabdo myolyse et cardiomyopathie

Pour diagnostiquer la structure ou les conditions musculaires, les médecins pratiquent l'électromyographie, qui est une procédure de diagnostic pour évaluer la santé des muscles et des cellules nerveuses qui les contrôlent.

Anatomie musculaire

Définition

Le muscle est un tissu fibreux caractérisé par la capacité de se contracter et de se détendre, et d'assurer le mouvement de l'organisme. Il est constitué de filaments protéiques que sont l'actine et la myosine. Le muscle est divisé en trois sections [1]:

1. le muscle squelettique strié, qui est un muscle constitué d'un faisceau de fibres fines comme les muscles de la tête, du tronc et des extrémités, qui permet le mouvement et est appelé muscle volontaire,
2. le muscle lisse, qui se compose de cellules ou fibres rectangulaires, qui ne sont pas reliées au squelette, telles que les muscles striés, qui entourent les organes creux tels que les intestins, la trachée et les vaisseaux sanguins appelés muscles involontaires

3. le muscle cardiaque C'est aussi un muscle involontaire, mais il a une structure plus proche du muscle squelettique et ne se trouve que dans le cœur. Nous étudierons le muscle squelettique car il utilise l'électromyographie dans son diagnostic.

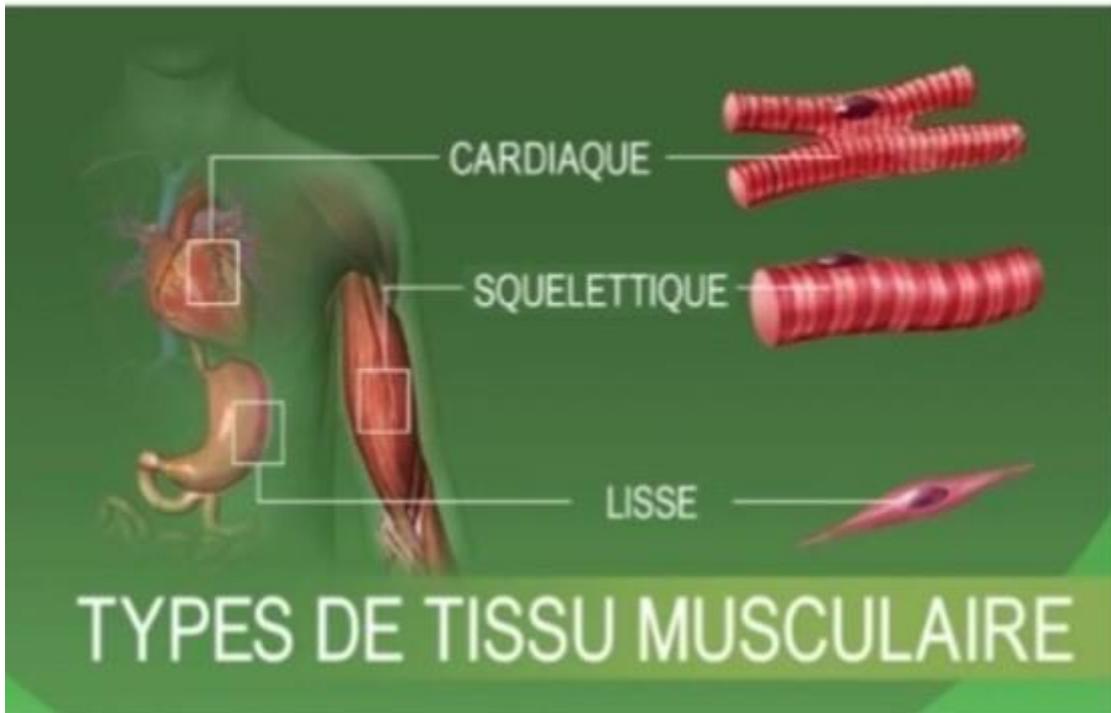


Figure 1.1: Les trois types de tissus musculaires [2]

Muscle squelettique

Le muscle squelettique est le moteur principal du corps humain et comprend la plupart des muscles du corps humain ; Il représente 40% du poids corporel Il y a environ 475 muscles squelettiques différents dans le corps et leur fonction est de déplacer les os du squelette et de contrôler la position de chacun. Les muscles sont reliés aux os par des tendons et chaque muscle est divisé en deux parties principales, selon l'emplacement de son attache à l'os: l'origine et l'implant.

L'origine est l'endroit sur l'os auquel se rattache l'extrémité du muscle et près de l'origine de l'os En anatomie, l'origine de tout organe est en relation avec le cœur. L'autre s'appelle la "partie distale" (par exemple, dans la comparaison entre l'humérus et la paume dans l'une des extrémités supérieures, l'humérus est la partie proximale par rapport à la paume, et la paume est distale par rapport à l'humérus).L'origine du muscle peut également être définie comme l'endroit où le muscle s'attache à la partie la plus stable de l'os.

l'implant musculaire est l'endroit où l'extrémité du muscle est attachée à l'os à partir de la partie distale de celui-ci. Il est l'endroit où le muscle est relié à la partie la plus mobile de l'os. Lorsque les deux os se rapprochent, le muscle est appelé muscle fléchisseur, et lorsque la contraction du muscle fait diverger les deux os, le muscle est appelé un extenseur. Par exemple, la contraction du biceps rapproche l'avant-bras de l'humérus et constitue donc le muscle fléchisseur tandis que la contraction du triceps entraîne une divergence entre l'avant-bras et l'humérus et constitue donc le muscle extenseur.[3]

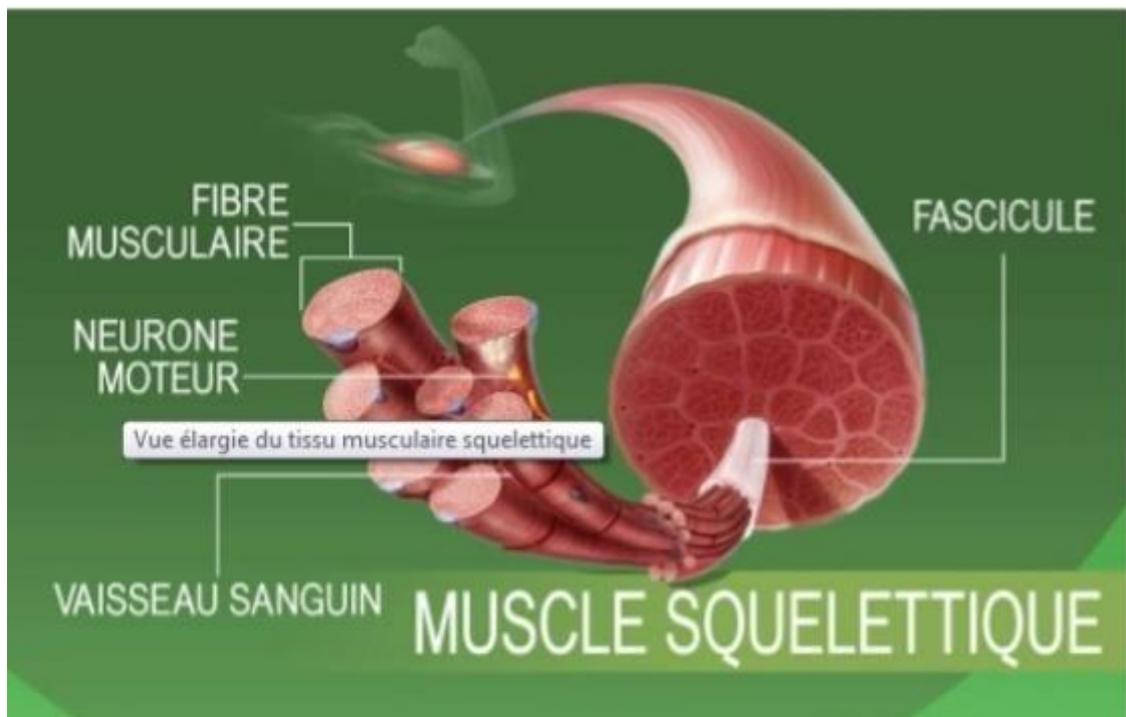


Figure 1.2: Muscle squelettique [4]

Fibres musculaires squelettiques

Les muscles consistent en un groupe de cellules musculaires, ou «fibres musculaires», qui sont de longues cellules cylindriques et contiennent plusieurs centaines de noyaux situés à la surface de la cellule où les noyaux sont terminaux et ne sont pas situés au centre. La cellule musculaire est le type cellulaire le plus long du corps et résulte de la fusion de plusieurs cellules musculaires au stade embryonnaire.

Les fibres musculaires sont disposées parallèlement dans le muscle, entourées de tissu conjonctif et les fibres se rassemblent en "faisceaux" et entre ces faisceaux se trouvent des fibres de collagène, des fibres élastiques, des vaisseaux sanguins et des nerfs. Le muscle dans

son ensemble est entouré de tissu conjonctif qui se connecte au tissu conjonctif entourant les fibres et les faisceaux, ainsi qu'aux tendons qui relient le muscle à l'os.

Les cellules musculaires, appelée myofibres, en particulier ont des **termes** différents des autres cellules. La membrane plasmique s'appelle quant à elle le sarcolemme. La fibre musculaire contient des myofibrilles, qui sont des protéines élastiques qui effectuent le processus de contraction. La fibre musculaire contient également un réseau endoplasmique lisse, différent de ceux trouvés dans les cellules normales, qui stocke le calcium jusqu'à ce qu'il soit nécessaire pour la contraction musculaires. Il y a aussi un réseau de tubules transversaux, appelés tubules en T. La rencontre des tubules transversaux avec le réticulum endoplasmique qui les entoure des deux côtés est appelée triade. La fonction la plus importante des tubules transversaux est le transfert de l'influx nerveux dans la fibre musculaire, ce qui contribue à la réponse du muscle dans son ensemble.

Le cytosol entre les myofibrilles contient du glycogène et des mitochondries. Le glycogène est la forme sous laquelle le glucose est stocké et fournit de l'énergie pour la contraction des fibres musculaires, tandis que les mitochondries fournissent la majeure partie de l'énergie nécessaire à la contraction des fibres musculaires par le biais de dommages oxydatifs.[5]

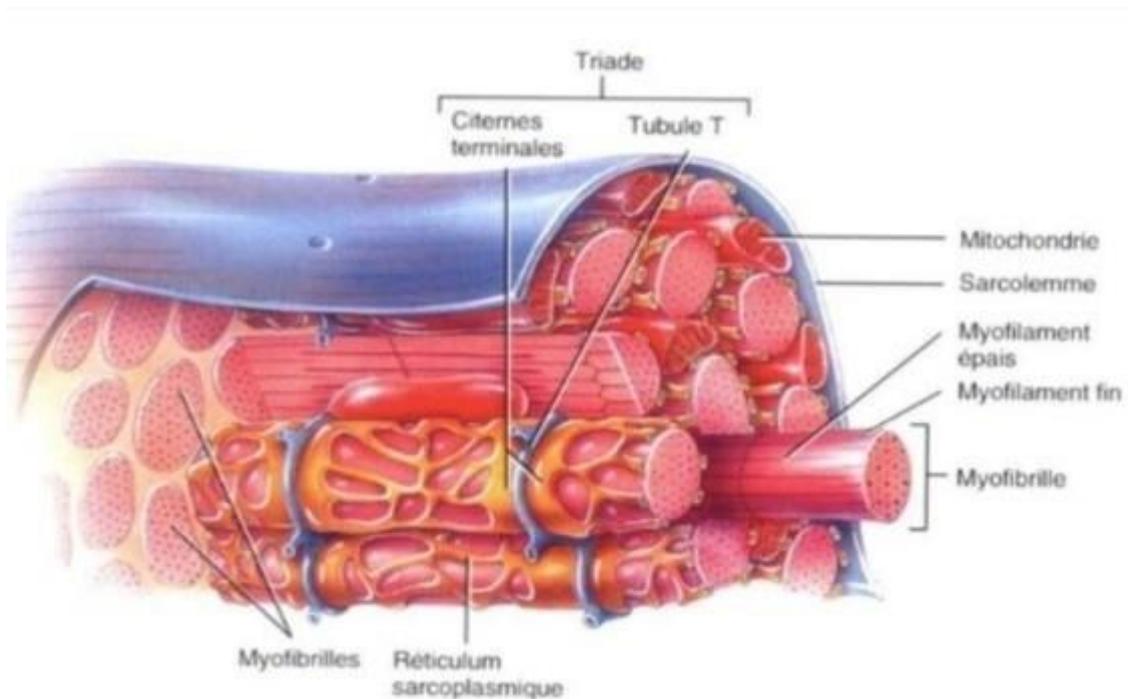


Figure 1.3: Structure de la fibre musculaire squelettique [6]

I.3Électromyographie

Définition

L'électromyographie (EMG) est une procédure de diagnostic pour évaluer la santé des muscles et des cellules nerveuses qui les contrôlent (neurones moteurs).A travers les résultats obtenus de l'EMG, les spécialistes sont susceptibles de diagnostiquer de possibles dysfonctionnements nerveux, dys fonctionnements musculaires et/ou des problèmes de transmission du signal entre le nerf et le muscle.

Les neurones moteurs transmettent des signaux électriques qui provoquent la contraction des muscles.Un système EMG utilise de minuscules dispositifs appelés électrodes pour traduire ces signaux en graphiques, sons ou valeurs numériques qui sont ensuite interprétés par un spécialiste en neurologie et/ou physiologie. Au cours de l'EMG à aiguilles, une électrode à aiguille est insérée directement dans un muscle et on procédé à l'enregistrement de l'activité électrique dans ce muscle. On trouve aussi l'EMG qui utilise des autocollants d'électrode appliqués sur la peau (électrodes de surface) pour mesurer la vitesse et la force des signaux voyageant entre deux ou plusieurs points [7]

Utilisations des EMG

Nous nous intéressons à l'électromyogramme de contrôle superficiel d'une main ou d'un bras prothétique. Une prothèse d'électromyogramme (EMG) utilise des signaux électromagnétiques provenant de muscles qui ont été partiellement perdus par une personne amputée. Elle repose sur le fait que cette dernière a gardé le "fantôme" des fonctions possédées par son membre.

Les dispositifs disponibles sur le marché aujourd'hui ne sont toujours pas satisfaisants : les mains prothétiques ne permettent que des commandes simples (ouvrir et fermer la main) et ne sont pas adaptées à un individu précis.

Les mains prothétiques peuvent être contrôlées par deux types de signaux : - des mouvements simples : couché, pronation, flexion ou extension, et pour les mouvements des doigts, flexion et extension du pouce ou d'un groupe de doigts (Fig. 1).[8]

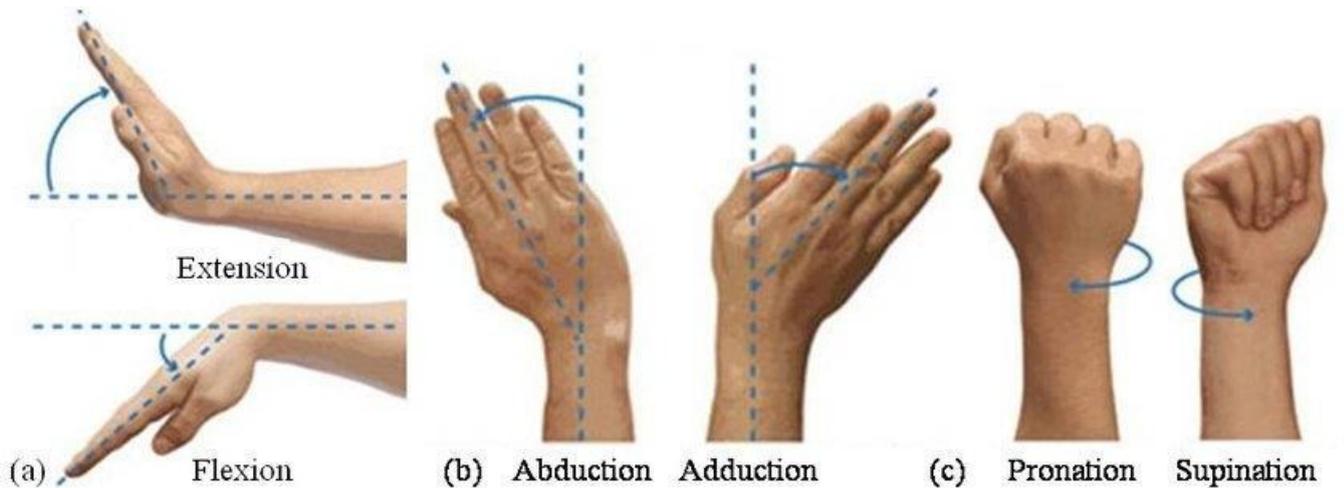


Figure 1.4 Mouvements du poignet et de la main [9]

Objectifs de L'EMG

- Détecter les nerfs endommagés (nerfs, racines, moelle) et les atteintes du muscles
- Connaître et évaluer les dommages causés et leur évolution
- Il est utilisé comme une aide dans les opérations chirurgicales et aide à lire les indications chirurgicales et leur timing approprié (neurolyse, greffe nerveuse, transposition musculaire, correction orthopédique...)[10]

Risques et obstacles

Ce test ne peut pas être effectué sur une personne atteinte de troubles hémorragiques graves.

Il en va de même pour une personne traitée avec des anticoagulants.

Cet examen nécessite l'insertion d'une aiguille. On peut donc ressentir une piqûre. Les aiguilles sont stériles, jetables et l'infection est rare. Il faut signaler une éventuelle allergie au plâtre. Lors de l'examen après stimulation, il se peut que vous ressentiez un picotement. Mais c'est plus une gêne qu'une vraie douleur. Parfois, une ecchymose apparaît au point d'injection.

Électromyographie de surface

C'est l'une des méthodes qui analysent le système neuromusculaire, on l'appelle la surface car les électrodes qui collectent le signal sont placées sur la gorge directement en face du muscle cible à étudier [11]. Cet examen enregistre l'activité électrique des muscles et des nerfs. Les nerfs sont stimulés et activés par des impulsions électriques qui se traduisent par l'apparition de réponses musculaires. Ensuite, les réponses enregistrées par les électrodes sont affichées sur l'écran de visualisation.

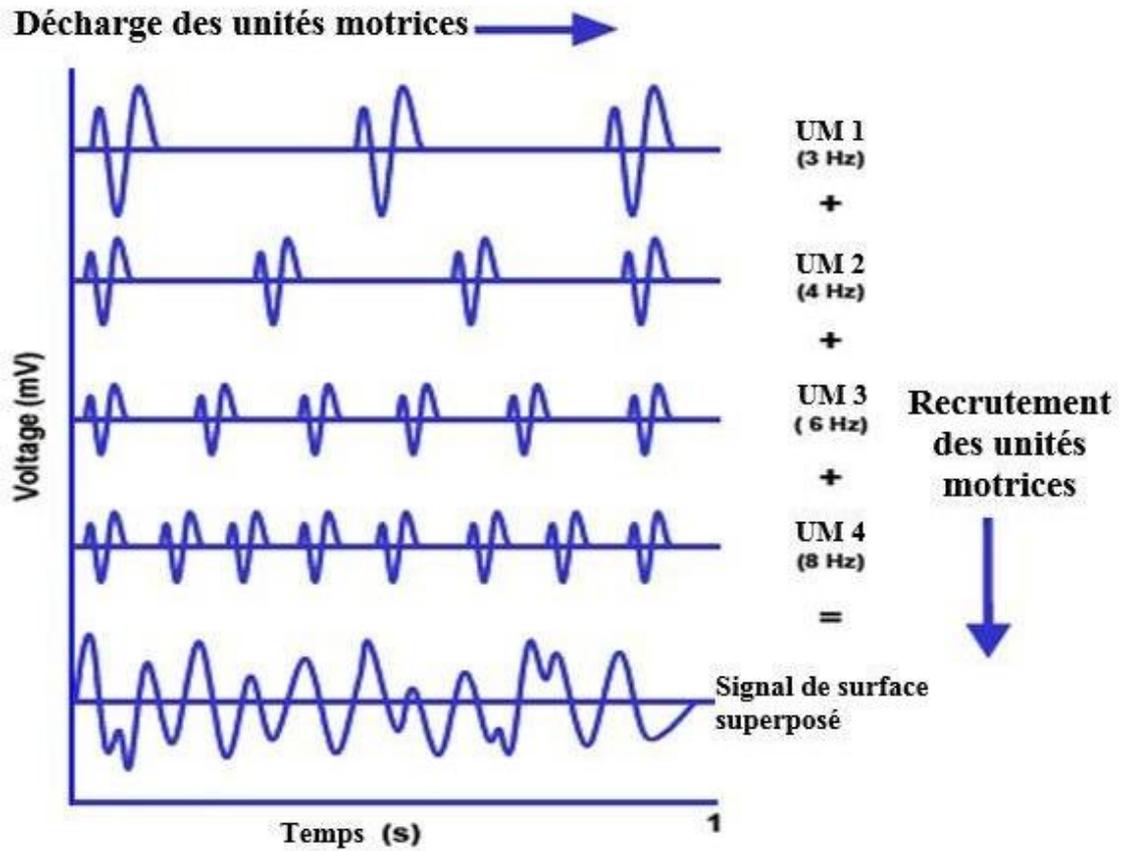


Figure 1.5 : Électromyographie de surface [12]

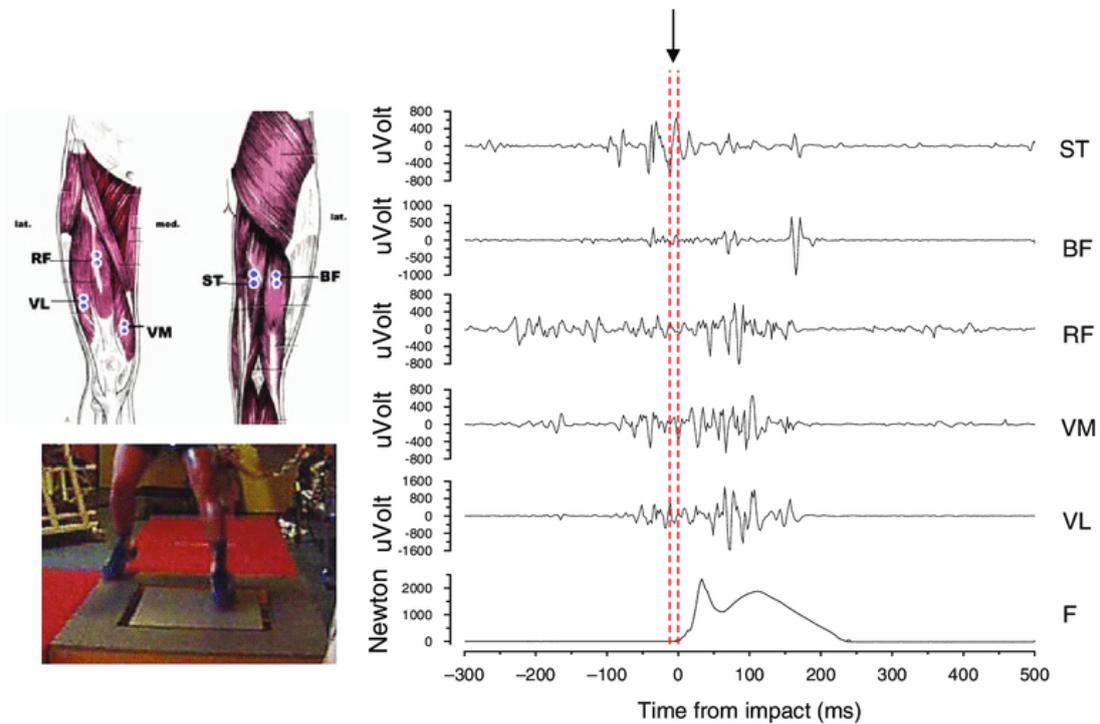


Figure 1.6 :

Un signal EMG de surface brut enregistré à partir du muscle soléaire pendant la marche

Réduction dimensionnelle

Cette étape consiste à réduire les dimensions de l'espace des caractéristiques afin que seules les informations importantes pour distinguer les classes et en éliminer les autres soient conservées [13]. Sa principale préoccupation est qu'un classificateur avec moins d'entrées a moins de paramètres adaptatifs à sélectionner et a de meilleures propriétés de généralisation. Il existe deux stratégies : sélectionner et supprimer des fonctionnalités.

Indications

L'électromyographie est indiquée dans les lésions nerveuses périphériques et les lésions musculaires [14]. Les indications les plus courantes sont :

- neuropathies
- Plaies et traumatismes nerveux
- compressions nerveuses
- Recherche une maladie musculaire ou une myasthénie grave.

I.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons pu savoir qu'Electromyographie (EMG). Est un outil approprié pour surveiller les réponses des différents muscles squelettiques et a une sensibilité suffisante pour détecter les changements musculaires induits par l'hypoxie résultant de stimuli hypoxiques. De plus, l'électromyographie (EMG) améliore l'extension de l'examen physique et le test de l'intégrité du système moteur.

Chapitre 2
Les versions
Aled

Introduction

L'utilisation des signaux EMG pour étudier l'état musculaire est une tâche très importante dans l'analyse des systèmes moteurs. Par exemple, le changement de phase de toute activité est directement lié à l'apparition rapide des réponses motrices. La première idée est de comparer l'amplitude du signal EMG à un seuil donné, c'est-à-dire lorsque l'amplitude du signal EMG est supérieure à un seuil donné alors la présence d'une activité musculaire est décidée. Cette détection d'activité musculaire est déterminée, par exemple à l'aide de critères statistiques basés sur la distribution d'amplitude de signal EMG. Cependant cette approche n'était pas assez robuste [15]. Une autre approche empruntée au traitement de la parole s'est avérée particulièrement intéressante [16] [17] [18]. Il s'agit d'une méthode basée sur l'utilisation d'un détecteur linéaire basé sur l'énergie (ou en anglais linearenergy detector LED) et ses différentes évolution, à savoir [15][17] : la méthode adaptative LED (ALED), la méthode modifiée ALED (M-ALED)

La méthode ALED

Comme indiqué précédemment, la méthode ALED est basée sur des calculs de niveau d'énergie du signal et procède comme suit [16, 17, 18] :

1. Segmentation du signal $x(n)$ en plusieurs trames de L échantillons chacune. La $j^{\text{ème}}$ trame en question peut être représentée dans le domaine temporelle par :

$$\text{Trame} = \{x((j-1)L+1), x((j-1)L+2), \dots, x(jL)\}$$

2. Estimation de la puissance du signal pour chaque trame d'analyse, comme suit :

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

3. Détermination à partir des v premières trames, qui constituent a priori une zone initiale de silence, de la variance initiale de bruit à l'aide de l'équation suivante :

$$Th = \frac{1}{v} \sum_{j=1}^v E_j$$

4. application, pour chaque nouvelle phase d'analyse, de la décision ALED afin de

{si $E_j > \lambda Th$, $\lambda > 1$ La trame considérée présente alors une activité EMG

Sinon la trame considérée ne présente aucune activité}

Th est la valeur du critère utilisé dans le processus de prise de décision.

5. Si aucune décision d'activité n'est prise, cette valeur seuil est utilisée pour réévaluer le seuil de variance du bruit selon la règle empirique suivante :

$$Th_{New} = (1 - P)Th_{Previous} + PTh_{Current} \quad (2.2)$$

Où Th_{new} est la valeur courante du niveau de bruit, $Th_{previous}$ est la valeur précédente, et $Th_{current}$ est l'estimation de la variance de la trame. P est l'indice de réussite du processus d'adaptation. Lorsqu'aucune décision d'activité n'est prise, le processus adaptatif, tel que décrit dans l'équation (2,2), est utilisé. Sinon, si une décision d'activité est prise, l'estimation de la variance du bruit reste inchangée et est utilisée pour tester la trame suivante.

La performance de l'approche ALED inchangée est fortement influencée par la valeur d'indice p. celui-ci est déterminé par la relation R entre la variance d'erreur d'estimation de la trame courante de bruit ($var_{current}$) et la variance et la variance d'erreur d'estimation des trames précédemment traitées (var_{old}), qui est défini comme suit :

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

Table 2.1 – Détermination du pas d'adaptation de la méthode ALED $R = var_{current}/var_{old}$

Méthode M-ALED

Dans cette partie, nous nous concentrons sur l'explication de la méthode M-ALED. Celle-ci est une extension de la version initiale ALED. Cette nouvelle approche repose sur l'utilisation en amont de l'opérateur d'énergie de TeagerKaiser (ou en anglais Teager Kaiser energyoperatorTKEO) pour améliorer le rapport SNR [19] (rapport signal EMG sur

bruit). Ainsi, la méthode M-ALED s'effectue non pas sur le signal EMG original $x(n)$ mais sur une version modifiée imposée par l'utilisation du TKEO comme suit :

$$z(n) = x^2(n) - x(n+1)x(n-1)$$

Le TKEO est très souvent utilisé dans le traitement des signaux non stationnaires tels que : le signal de la parole, les signaux AM-FM et les signaux EMG. L'utilisation du TKEO dans les applications électromyographiques permet la détection de l'activité musculaire avec une meilleure précision. En effet, comme le TKEO de l'activité musculaire est plus important que le celui du bruit (zone de silence), il est alors possible de faire la distinction entre la zone de silence et celle liée à l'activité musculaire. Néanmoins, en améliorant le SNR, le TKEO produit généralement un signal à caractère impulsif comme illustré dans les figures suivantes.

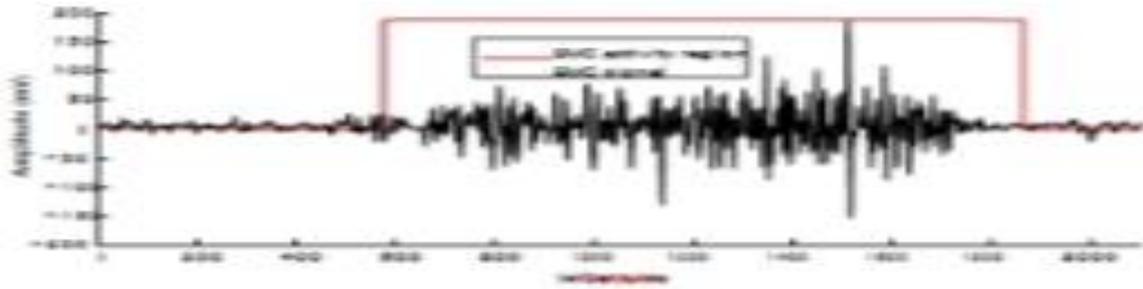


Figure 2.1 – (a) Signal EMG de surface et sa transformée TKEO

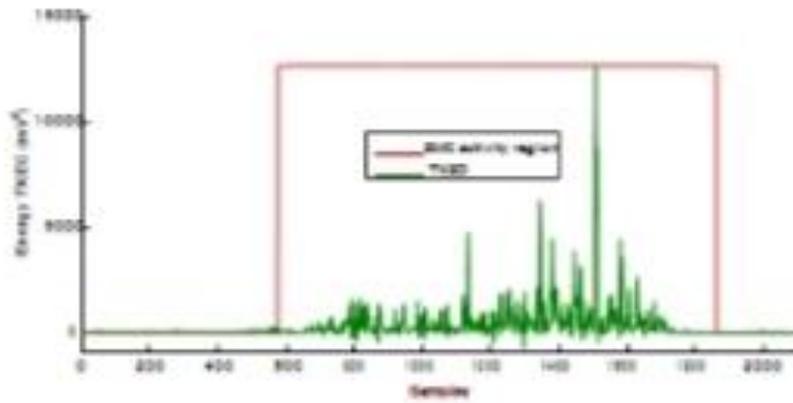


Figure 2.1 (b) nature d'impulsivité de la transformée TKEO du signal

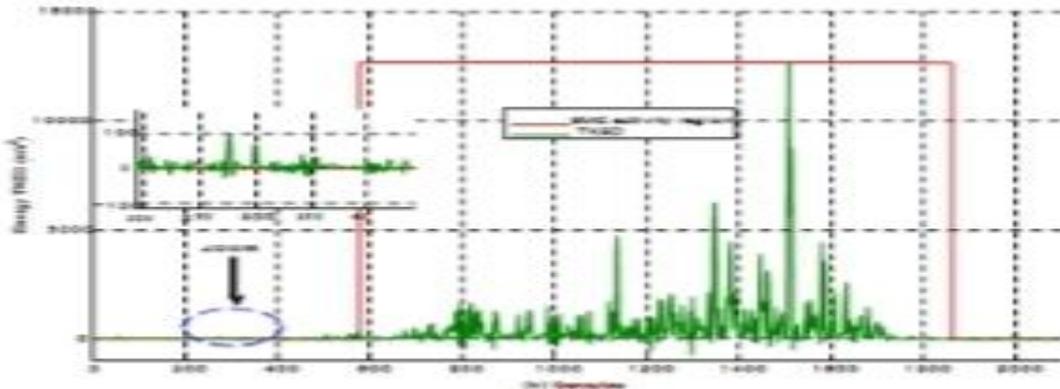


Figure 2.1 (c) zoom de nature d'impulsivité de la transformée TKEO du signal

Ce caractère gênant nouvellement observé empêche l'utilisation de la moyenne pour estimer l'énergie. C'est pourquoi, certains auteurs ont proposé l'utilisation de la médiane pou

l'estimation de l'énergie De la trame à partir du signal nouvellement constitué $z(n)$ et non pas le signal EMG original $x(n)$ comme suit :

$$E_j = \text{médiane} (\{|z(i)|, (j-1)L+1 \leq i \leq L_j\})$$

Principe de la méthode M-ALED

1. La première phase de la méthode M-ALED est basée sur l'utilisation du TKEO, appliqué aux données du signal EMG,
2. La deuxième phase consiste en de l'estimation de l'énergie de la trame par la médiane.
3. Le reste du processus de détection dans la méthode M-ALED reste inchangé par rapport à la méthode ALED d'origine.

Chapitre 3

Analyse des performances de la méthode M-ALED

Dans ce chapitre nous allons étudier les performances des méthodes M-ALED en utilisant un signal EMG composé de $N=8000$ échantillons. D'une manière générale, sauf précision, le nombre de trames de silence initial est égal à 20. Chaque trame contient 200 échantillons. Les instants de début et de fin d'activité correspondent respectivement aux instants 4000 et 6000.

Simulation1 : Dans cette simulation nous allons présenter le résultat de l'addition d'un bruit additif au signal EMG. Pour cela, nous considérons plusieurs valeurs du rapport signal à bruit (SNR) : 20dB, 10dB, 5dB et 0dB. Les figures suivantes montrent que plus la puissance du bruit augmente plus la forme du signal EMG se dégrade.

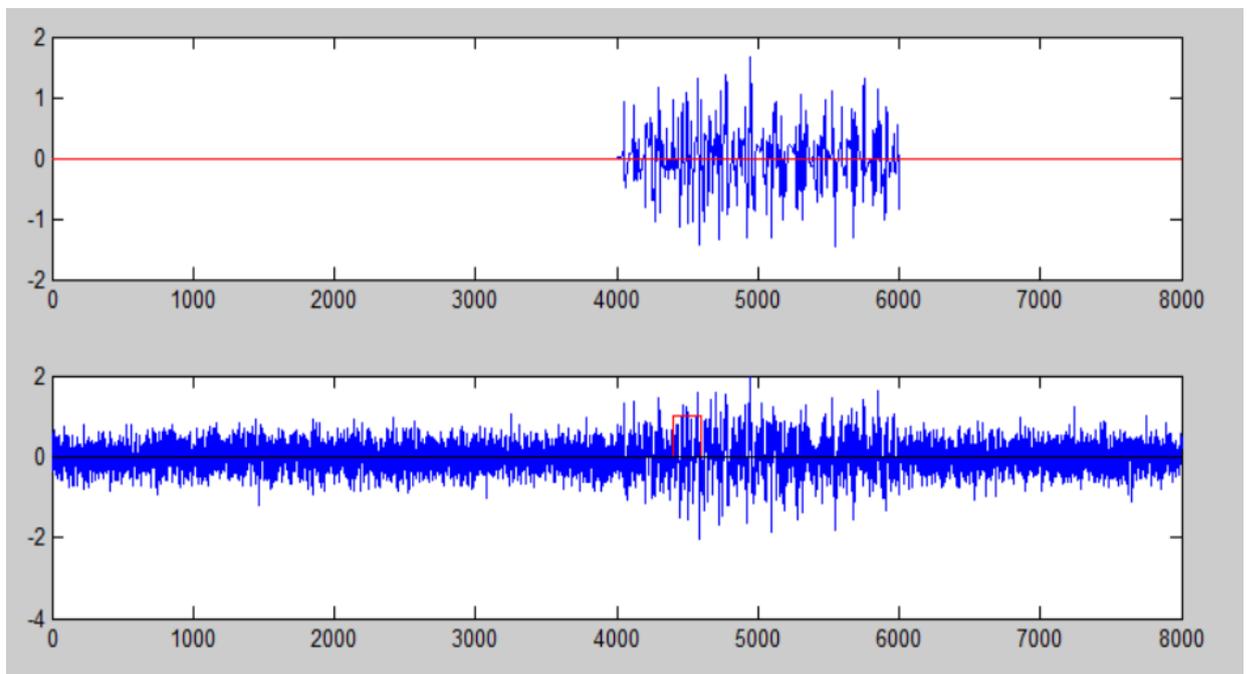


Figure 3.1: résultat de l'addition d'un bruit additif au signal EMG pour SNR=02 DB

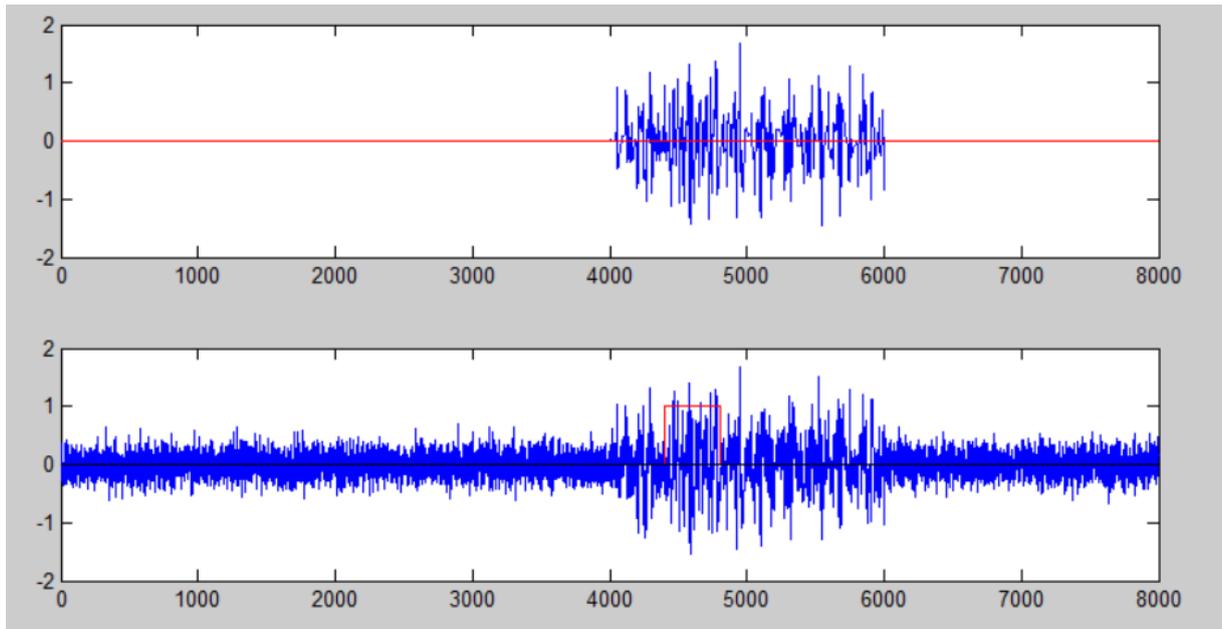


Figure 3.2: résultat de l'addition d'un bruit additif au signal EMG pour SNR=05 DB

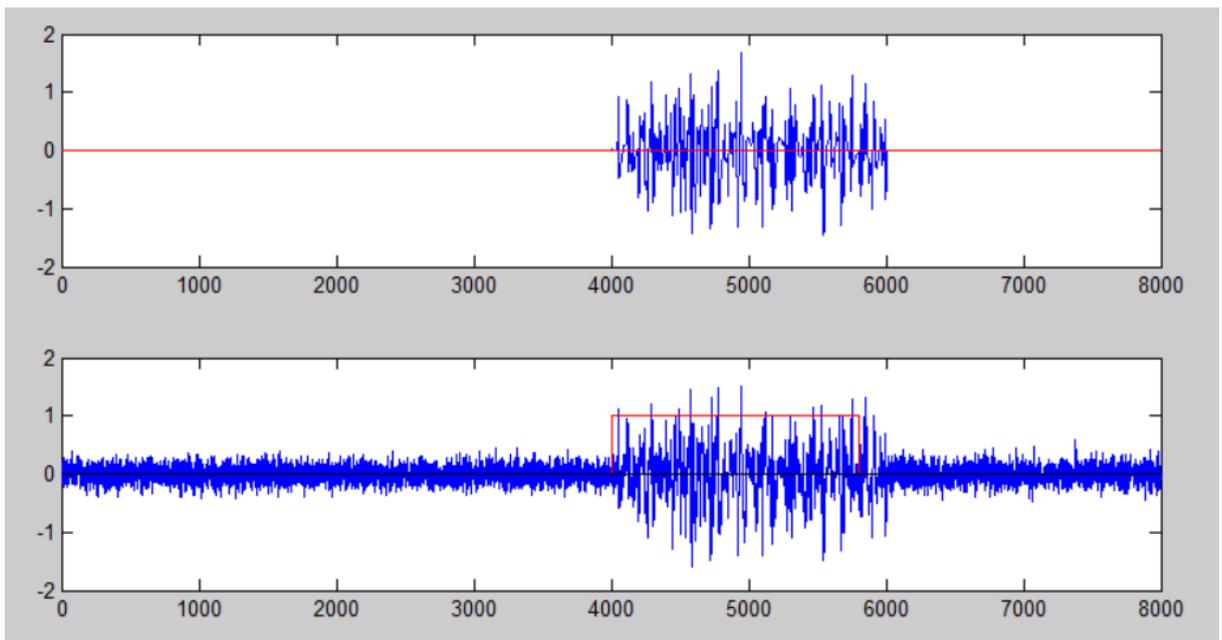


Figure 3.3: résultat de l'addition d'un bruit additif au signal EMG pour SNR=10 DB

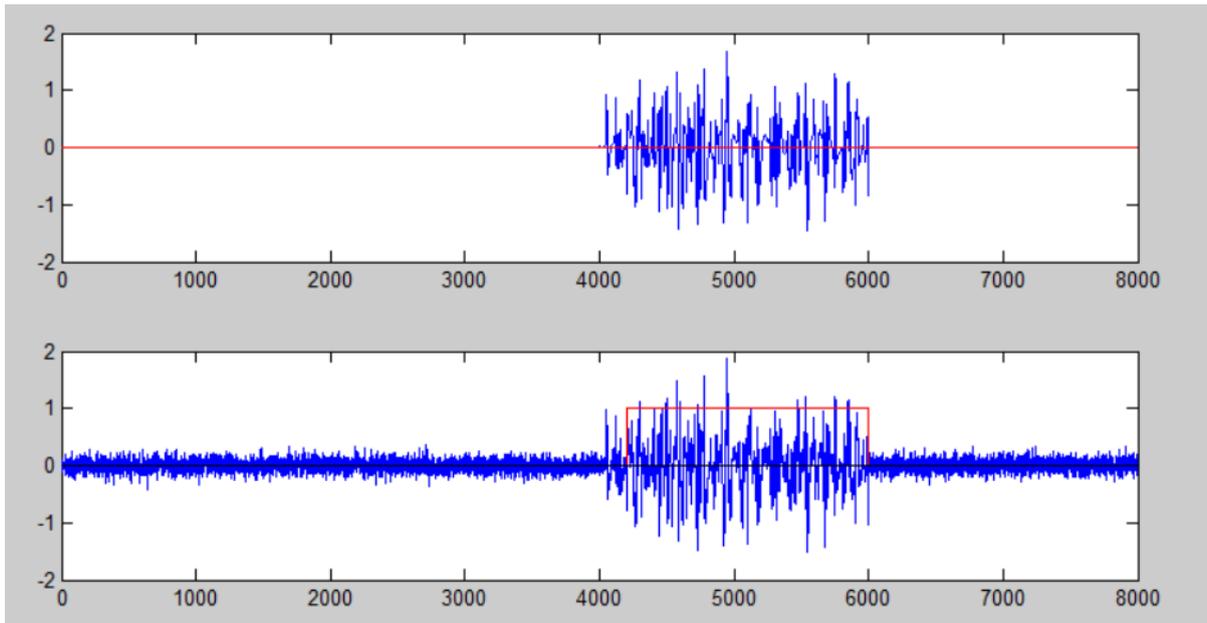


Figure 3.4: résultat de l'addition d'un bruit additif au signal EMG pour SNR=20 DB

Dans les simulations suivantes nous allons étudier les performances de la méthode M-ALED en termes de :

- probabilité de détection (PD) de l'instant de début d'activité (IDA)
- probabilité de fausse alarme (PFA) de IDA
- probabilité de détection (PD) de l'instant de fin d'activité (IFA)
- probabilité de fausse alarme (PFA) de IFA

Simulation 2 : Dans cette simulation, nous allons étudier les performances pour différentes valeurs :

- du seuil λ : 1.05, 1.1, 1.2, 1.5, 2 et 5
- du nombre de trames v : 19, 38, et 76
- du nombre d'échantillons de chaque trame Tr : 200, 100 et 50.

Pour cela, nous allons considérer un SNR = 100 dB. En outre, nous maintenons les fixées les valeurs préalablement définie set nous procédons à la réalisation de 5000 expériences indépendantes de Monte-Carlo. Les résultats de simulations sont donnés dans le tableau suivant :

			PDDEBUT	PFADEBUT	PDFIN	PFAFIN
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	0.9978	0.3796	0.6092	0
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	0.9987	0.2836	0.6824	0
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	0.9934	0.1500	0.8428	0
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	0.9434	0.0064	0.9868	0
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	0.6600	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	0	0	0.1348	0.8616
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	0.7764	0.3178	0.5652	0
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	0.7368	0.2662	0.6266	0
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	0.6532	0.1506	0.7506	0
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	0.3538	0.0152	0.9616	0
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	0.0806	0	0.9992	4 ^e -004
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	0	0	0.052	1
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	0.4522	0.2014	0.4190	0
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	0.4036	0.1598	0.4626	0
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	0.3176	0.0966	0.55160	0
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	0.1446	0.0196	0.8024	2 ^e -004
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	0.0214	4 ^e -004	0.9436	0.228
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0	0	0	1

Tableau 1 Résultats pour SNR= 100 dB

Dans la première du partie tableau on a considéré un SNR = 100 dB, nombre de trames v : 19, d'échantillons de chaque trame Tr : 200, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5 :

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,9987 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ puis diminue jusqu'à 0 lorsque on utilise de lambda=5 et la probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,6092 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ puis augmente jusqu'à 1 lorsque on utilise $\lambda=2$ puis diminue à 0,1348 lorsque on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est de 0,3796 lorsque on utilise $\lambda=1,05$, et il commence à décroître jusqu'à atteindre 0 lorsque on utilise $\lambda=2$; probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité reste à 0 jusqu'à la valeur de lambda =5. Il commence à 0,8616.

Dans la deuxième partie du partie tableau on a considéré un SNR = 100 dB, nombre de trames v : 38, d'échantillons de chaque trame Tr : 100 et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,7764 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ et elle commence à décroître jusqu'à ce qu'elle soit 0 lorsque on utilise $\lambda=5$ et la

probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est de 0,5652 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ et il augmente jusqu'à 0,9992 lorsque on utilise $\lambda=2$ puis diminue jusqu'à atteindre 0,052 lorsque on utilise $\lambda=5$.

- la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est de 0,3178 lorsque on utilise $\lambda=1,05$, et elle commence à décroître jusqu'à atteindre 0 lorsque on utilise $\lambda=2$, et la probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité reste à 0 jusqu'à ce qu'elle commence à augmenter lorsque on utilise $\lambda=2$.

Dans la troisième partie du tableau on a considéré un SNR = 100 dB, nombre de trames v : 36, d'échantillons de chaque trame Tr : 50, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5 :

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est de 0,4522 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ et commence à décroître jusqu'à atteindre 0 lorsque on utilise $\lambda=5$; la probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est de 0,4190 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ et augmente jusqu'à atteindre 0,9436 en valeur de $\lambda=2$ puis diminue jusqu'à atteindre 0 lorsque on utilise $\lambda=5$.

- la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est de 0,2014 lorsque on utilise $\lambda=1,05$ et commence à décroître jusqu'à atteindre 0 lorsque on utilise $\lambda=5$ et commence à augmenter jusqu'à atteindre 0 lorsque on utilise $\lambda=1,5$.

Selon cette étude, lorsque λ augmente :

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité décroît.

-La probabilité de détection en fin d'activité augmente jusqu'à l'utilisation de $\lambda=2$ et quand on utilise $\lambda=5$ elle décroît.

- la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité décroît

Simulation 3 : Dans cette simulation, nous allons étudier les dites performances pour différentes valeurs :

- du seuil λ : 1.05, 1.1, 1.2, 1.5, 2 et 5
- du nombre de trames v : 19, 38, et 76
- du nombre d'échantillons de chaque trame Tr : 200, 100 et 50.

Pour cela, nous allons considérer un $\text{SNR} = 50$ dB. En outre, nous maintenons les fixées les valeurs préalablement définies et nous procédons à la réalisation de 5000 expériences

indépendantes de Monte-Carlo. Les résultats de simulations sont donnés dans le tableau suivant :

			PDDEBUT	PFADEBU T	PDFIN	PFAFIN
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	0.9840	0.3700	0.5870	0
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	0.9786	0.2792	0.6990	0
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	0.9486	0.1438	0.8432	0
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	0.7574	0.0062	0.9898	0
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	0.2592	0	0.9996	4 ^e -004
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	0	0	2 ^e -004	0.9998
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	0.7264	0.3016	0.5452	2 ^e -004
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	0.6742	0.2318	0.6340	4 ^e -004
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	0.5658	0.1370	0.7542	2 ^e -004
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	0.2842	0.0146	0.9570	1 ^e -003
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	0.04852	2 ^e -004	0.9384	0.0610
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	0.4570	0.2002	0.4086	4 ^e -004
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	0.4158	0.1714	0.4570	4 ^e -004
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	0.2574	0.2574	0	2 ^e -004
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	0.0644	0.0644	0	0.0868
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	0.0196	0	0.7566	0.2248
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0	0	0	1

Tableau 2 : Résultats pour SNR = 50 dB

Dans la première du partie tableau on a considéré un SNR = 50 dB, nombre de trames v : 19, d'échantillons de chaque trame Tr : 200, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5.

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,9840 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$, il a diminué jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda =5$ et la probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,5870 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmentant jusqu'à 0,9996 lorsqu'on utilise $\lambda=2$ et diminuant jusqu'à 2e-004 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme est à 0,3700 lorsqu'on utilise $\lambda = 1,05$, et il diminue progressivement jusqu'à atteindre 0 lorsqu'on utilise $\lambda= 2$,

Dans la deuxième partie du tableau on a considéré un SNR = 50 dB, nombre de trames v : 38, d'échantillons de chaque trame Tr : 100, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5.

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,7264 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et diminue progressivement jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$; la probabilité de détection de l'instant de fin d'activité se termine à 0,5452 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente progressivement jusqu'à 0,9384 lorsqu'on utilise $\lambda=2$ avant de décroître jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,3016 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et décroît jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$; la probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité est $4e-004$ et augmente à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

Dans la troisième partie du tableau on a considéré un SNR = 50 dB, nombre de trames $v : 76$, d'échantillons de chaque trame $Tr : 50$, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5 :

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0.4570 lorsqu'on utilise $\lambda=1.05$ et commence à décroître jusqu'à atteindre 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$ et la probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0. Lorsqu'on utilise $\lambda=1.05$ et augmente à 0.4570 après avoir diminué à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=1,2$ après augmentation à 0, lorsqu'on utilise $\lambda=2$ et retour à 0 de lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,2002 à la valeur de $\lambda=1,05$ et commence à décroître jusqu'à atteindre 0 à la valeur de $\lambda=2$; la probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité est $4e-004$ dans la valeur de λ et augmente jusqu'à atteindre 1 à la valeur de $\lambda=5$

. Selon cette étude, lorsque λ augmente:

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité décroître

-La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité augmente jusqu'à l'utilisation de $\lambda=2$ et quand on utilise $\lambda=5$ elle décroître.

-la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité décroître.

- la probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité augmente

Simulation 4 : Dans cette simulation, nous allons étudier les dites performances pour différentes situations précédentes mais en considérant cette fois-ci un SNR = 20 dB. En outre, nous maintenons les fixées les valeurs préalablement définies et nous procédons toujours à la réalisation de 5000 expériences indépendantes de Monte-Carlo. Les résultats de simulations sont donnés dans le tableau suivant :

			PDDEBUT	PFADEBUT	PDFIN	PFAFIN
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	0.9062	0.3464	0.6058	0
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	0.0.8632	0.2462	0.7010	0
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	0.7594	0.1122	0.8334	0
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	0.3786	0.0054	0.9808	0.0096
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	0.0322	0	0.5060	0.4940
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	0.6530	0.2612	0.5388	0.0026
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	0.5942	0.2052	0.6136	0.0050
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	0.4810	0.1152	0.7306	0.0116
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	0.1956	0.0090	0.8814	0.0898
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	0.0218	0	0.1836	0.8164
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	0.4600	0.2098	0.3694	0.0082
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	0.4336	0.1728	0.4130	0.0120
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	0.3258	0.0956	0.4896	0.0240
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	0.1344	0.0184	0.6946	0.1294
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	0.0188	4 ^e -004	0.2022	0.7930
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0	0	0	1

Tableau 3 Résultats pour SNR = 20 dB

Dans la première du partie tableau on a considéré un SNR = 20 dB, nombre de trames v : 19, d'échantillons de chaque trame Tr : 200, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,9062 dans la valeur de $\lambda=1,05$, il a diminué jusqu'à 0 dans la valeur de lambda 5 et La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,6058 dans la valeur de $\lambda=1,05$, il a augmenté jusqu'à 0,9808 lorsqu'on utilise $\lambda=1,5$ et il a commencé à diminution à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,3464 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et décroît jusqu'à atteindre 0 à la valeur de $\lambda=2$ et se termine à la valeur de $\lambda=2$.

Dans la deuxième du partie tableau on a considéré un SNR = 20 dB, nombre de trames v : 38, d'échantillons de chaque trame Tr : 100, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5 :

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,5942 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et diminue progressivement jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$; La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,6163 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente progressivement jusqu'à 0,8814 lorsqu'on utilise $\lambda=2$ avant de décroître jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,2052 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et décroît jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=2$; la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,0050 et augmente à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

Dans la troisième partie du tableau on a considéré un SNR = 20 dB, nombre de trames $v : 76$, d'échantillons de chaque trame $Tr : 50$, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,4600 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$, il commence à diminuer jusqu'à atteindre zéro. Et La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0.6163 à la valeur de $\lambda=1.05$ et il augmente jusqu'à 0.8814 lorsqu'on utilise $\lambda=2$ et après il diminue jusqu'à 0 dans la valeur de $\lambda=5$.

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0.2052 lorsqu'on utilise $\lambda=1.05$ et il commence à diminuer jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=2$ et La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0.0050 et il augmente jusqu'à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$

Dans la troisième partie de tableau nous avons fixé $Tr=50$ et $v=76$ et on a varié λ : 1.05, 1.1, 1.2, 1.5, 2, 5

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0.4600 lorsqu'on utilise $\lambda=1.05$ et il commence à diminuer jusqu'à 0 dans la valeur de $\lambda=5$ et La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0.3694 lorsqu'on utilise $\lambda=1.05$ et il augmente jusqu'à 0.6946 dans la valeur de $\lambda=1.5$ après il diminue jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,2098 dans la valeur de $\lambda=1,05$ et diminue jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$, tandis que La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,0082 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente jusqu'à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

Selon cette étude, lorsque λ augmente :

-La probabilité de détection de l'instant de début d'activité décroît

- la probabilité de détection de l'instant de fin d'activités augmente jusqu'à l'utilisation de $\lambda=1.5$ et quand on utilise $\lambda=2$ et $\lambda=5$ elle décroît.

-la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité décroît.

- la probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité augmente.

Simulation 5 : Dans cette simulation, nous allons étudier les dites performances pour différentes situations précédentes mais en considérant cette fois-ci un SNR = 2 dB. En outre, nous maintenons les fixées les valeurs préalablement définies et nous procédons toujours à la

réalisation de 5000 expériences indépendantes de Monte-Carlo. Les résultats de simulations sont donnés dans le tableau suivant :

			PDDEBUT	PFADEBUT	PDFIN	PFAFIN
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	0.5136	0.1920	0.3970	0.1306
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	0.4054	0.1118	0.4416	0.2032
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	0.2600	0.0390	0.3990	0.4274
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	0.1344	0	0.0398	0.9584
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	4.000^e-004	0	6.0000^e-004	0.9994
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	0.5000	0.2058	0.3110	0.0916
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	0.4114	0.1482	0.3354	0.1412
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	0.2994	0.0652	0.3642	0.2746
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	0.0700	0.0044	0.1182	0.8548
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	0.0056	0	0.0020	0.9978
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	0.4750	0.2106	0.2028	0.0338
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	0.4258	0.1742	0.2246	0.0486
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	0.2666	0.2666	0	0.4220
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	0.1274	0.0152	0.2650	0.5156
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	0.0154	0	0.0176	0.9778
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0	0	0	1

Tableau 4 Résultats pour SNR = 2 dB

Dans la première du partie tableau on a considéré un SNR = 2 dB, nombre de trames v : 19, d'échantillons de chaque trame Tr : 200, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5

- La Probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,5136 dans lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et diminue jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$. Probabilité de détection de l'instant de fin d'activité à 0,3970 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente jusqu'à 0,9808 lorsqu'on utilise $\lambda=1,5$ et augmente jusqu'à 0,4416 lorsqu'on utilise $\lambda=.1$ après diminution à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,1920 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et diminue jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=1,5$, tandis que probabilité de fausse alarme

de l'instant de fin d'activité est 0,1306 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente jusqu'à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

Dans la deuxième partie du tableau on a considéré un SNR = 2 dB, nombre de trames $v : 38$, d'échantillons de chaque trame $Tr : 100$, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5 :

- la Probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,5000 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et diminue progressivement jusqu'à 0 lorsqu'on utilise λ

- la Probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,3110 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente progressivement jusqu'à 0,3614 dans la valeur de $\lambda=1,2$ avant de décroître à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,1482 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et décroît jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=2$; probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité est 0,1412 et augmente à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

Dans la troisième du partie tableau on a considéré un SNR = 2 dB, nombre de trames $v : 76$, d'échantillons de chaque trame $Tr : 50$, et λ varie comme suit : 1,05, 1,1, 1,2, 1,5, 2, 5

- la Probabilité de détection de l'instant de début d'activité est 0,4750 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et diminue progressivement jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$; Probabilité de détection de l'instant de fin d'activité est 0,3970 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente progressivement jusqu'à 0,4416 lorsqu'on utilise $\lambda=1,1$ après avoir diminué jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

- la Probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité est 0,2160 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et décroît jusqu'à 0 lorsqu'on utilise $\lambda=2$; probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité est 0,0338 lorsqu'on utilise $\lambda=1,05$ et augmente à 1 lorsqu'on utilise $\lambda=5$.

Selon cette étude, lorsque lambda augmente :

- la Probabilité de détection de l'instant de début d'activité décroître

- la Probabilité de détection de l'instant de fin d'activité augmente jusqu'à l'utilisation de $\lambda=1.5$ et quand on utilise $\lambda=5$ elle décroître.

- la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité décroître.

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité augmente.

Simulation 6 : Dans cette simulation, nous allons considérer le signal EMG précédent mais avec un nombre d'échantillons $N=2000$ au lieu de 4000 initialement. Par ailleurs, nous allons évaluer les performances pour différentes valeurs :

- du seuil λ : 1.2 et 1.5
- du nombre de trames v : 9, 18, et 36
- du nombre d'échantillons de chaque trames Tr : 200, 100 et 50.

Pour cela, nous allons considérer dans un premier temps $SNR = 100$ dB puis 20 dB. En outre, nous maintenons les fixées les autres valeurs préalablement définies et nous procédons à la réalisation de 5000 expériences indépendantes de Monte-Carlo. Les résultats de simulations sont donnés dans les deux tableaux suivants :

			PD Début	PFA Début	PD FIN	PFA FIN
$\lambda = 1.2$	tr=200	V=9	0.1744	0.1744	0.8256	0
$\lambda = 1.2$	tr=100	V=18	0.2546	0.2546	0.7454	0
$\lambda = 1.2$	tr=50	V=36	0.4462	0.4462	0.5536	2e-004
$\lambda = 1.5$	tr=200	V=9	0.0154	0.0154	0.9846	0
$\lambda = 1.5$	tr=100	V=18	0.0506	0.0506	0.9494	0
$\lambda = 1.5$	tr=50	V=36	0.2182	0.2182	0.7814	4e-004

Tableau 5-1 Résultats pour SNR = 100dB et N = 2000

			PD Début	PFA Début	PD FIN	PFA FIN
$\lambda = 1.2$	tr=200	V=9	0.1682	0.1682	0.8314	4e-004
$\lambda = 1.2$	tr=100	V=18	0.2632	0.2592	0.7256	0.112
$\lambda = 1.2$	tr=50	V=36	0.4856	0.4682	0.4908	0.0236
$\lambda = 1.5$	tr=200	V=9	0.0110	0.110	0.9808	0.0082
$\lambda = 1.5$	tr=100	V=18	0.0368	0.0352	0.8716	0.0916
$\lambda = 1.5$	tr=50	V=36	0.1820	0.1664	0.6884	0.1296

Tableau 5-2 Résultats pour SNR =20 dB et N = 2000

Dans le Tableau 5-1, λ a été réglé sur 1,2 de et 1,5 et Tr : 200, 100,50 et v : 9, 18,36 ont été modifiés, avec $SNR = 100$ dB et $N = 2000$.. A chaque fois, le Tr diminue et le v augmente :

- La probabilité de détection de l'instant de début d'activité augmente
- la probabilité de fausse alarme de l'instant de fin d'activité diminue
- la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité reste à 0 lorsqu'on utilise ($Tr=200, v=9$) et ($Tr=100, v=18$) et il commence à ($Tr=50, v=36$).

Dans le Tableau 5-2, λ a été réglé sur 1,2 deux fois et 1,5 une fois, et Tr : 200, 100,50 et v : 9, 18,36 ont été modifiés, avec $SNR = 20$ dB et $N = 2\ 000$. A chaque fois, le Tr diminue et le v augmente :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité commence à augmenter
- la probabilité de détection de l'instant de fin d'activité diminue
- la probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité commence à augmenter lorsqu'on utilise $\lambda=1,2$ Mais il diminue de la valeur de $\lambda=1,5$, à partir de 0,110 lorsqu'on utilise ($Tr=200, v=9$), puis diminue jusqu'à 0,0352 lorsqu'on utilise ($Tr=100, v=18$) et augmente jusqu'à 0,1664 lorsqu'on utilise ($Tr=50, v=36$).
- La probabilité de détection de l'instant de fin d'activité augmente lorsqu'on utilise $\lambda=1.5$ Et elle diminue lorsqu'on utilise $\lambda=1.2$

Simulation 7 : Dans cette simulation, nous allons étudier les performances de PD de la trame de début d'activité pour différents instants de début d'activité (IDA) : 4000, 4010, 4020, 4030, 4040 et 4050. Dans ce but, nous procédons à 5000 réalisations indépendantes de Monte-Carlo et nous allons considérer les paramètres suivants de simulations : $\lambda = 1.2$, $v = 19$, $Tr = 200$, $N = 8000$ et $SNR = 100$ dB. Nous présentons dans le tableau suivant les valeurs obtenues de la PDA ainsi que la moyenne statistique du rapport de la variance de la trame détectée à la variance de la trame suivante :

	4000	4010	4020	4030	4040	4050	4100
PD Début	0.9960	0.9914	0.9900	0.9870	0.9728	0.9150	0.4656
RHOMOY	0.5630	0.5831	0.7270	0.8636	0.8681	0.8543	0.9712

Tableau 6 Résultats pour différentes résolutions

Dans ce tableau, nous avons représenté les résultats de La probabilité de détection de l'instant de début d'activité et la moyenne statistique du rapport de la variance pour différents moments de début d'activité.

Il convient de noter que lorsque le temps d'activité commence à augmenter, la probabilité de détection de l'instant de début d'activité diminue et la moyenne statistique du rapport de la variance augmente.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

Après avoir abordé le sujet de nos recherches et parlé en détail de l'électromyographie (EMG), qui joue un rôle important dans le diagnostic de nombreuses maladies en peu de temps en analysant les systèmes cinétiques de l'activité l'électromyographie et en déterminant les points de début et de fin de l'activité.

Nous avons également discuté dans nos recherches des différentes manières de détecter l'activité musculaire et d'étudier son signal (EMG), qui étaient les suivantes :

-Explication de la méthode ALED(le détecteur linéaire adaptatif basé sur l'énergie)etM-ALED (le détecteur linéaire adaptatif modifié basé sur l'énergie) , qui a été l'objet principal de notre recherche, qui dépend de l'utilisation du détecteur d'énergie linéaire et ses diverses évolutions.

-Détection du début et de la fin de l'activité électrique(EMG) par étude du rapport signal sur bruit (SNR).

-effectuez test de signal réel et donnez des résultats différents pour chacune des méthodes ALED et M-ALED

Bibliographies

[1]] Nancy A. Curtin, Robert E. Davies, Warren F. Walker, John Gergely, RobinHuw 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] <https://www.visiblebody.com/fr/learn/muscular/muscle-types>

[3] Anatomy & Physiology, volume 1 of 3, OpenStax College, Rice University, 2013, chapter 10, muscle tissue, page 378 to 381.

[4] https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.visiblebody.com%2Ffr%2Flearn%2Fmuscular%2Fmuscle-types&psig=AOvVaw0n6EDVMX4oxEpDPX0o-UcS&ust=1655939567000000&source=images&cd=vfe&ved=0CAkQjRxqFwoTCKjLzeHV_v_gCFQAAAAAdAAAAABAD

[5] https://www.afm-telethon.fr/sites/default/files/le_muscle_squelettique_0306.pdf

[6] https://www.researchgate.net/figure/Ultrastructure-de-la-fibre-musculaire-squelettique-et-organisation-de-la-triade_fig2_332961044 [7] Ultrastructure de la fibre musculaire squelettique et organisation de la triade responsable du couplage excitation-contraction (Tortora G. et Grabowski SR., 2001).

[7] <https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectromyographie>

[8] https://www.researchgate.net/figure/Exemples-de-mouvements-a-flexion-extension-du-poignet-b-abduction-adduction-du_fig35_320919926

[9] https://www.researchgate.net/figure/Exemples-de-mouvements-a-flexion-extension-du-poignet-b-abduction-adduction-du_fig35_320919926

[10] <https://archive.wikiwix.com/cache/index2.php?url=http%3A%2F%2Ffr-nancy.fr%2Fspip.php%3Farticle141#federation=archive.wikiwix.com>

[11] [https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectromyographie#:~:text=L'%C3%A9lectromyographie%20de%20surface%20\(EMG,regard%20du%20muscle%20%C3%A0%20%C3%A9tudier.](https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectromyographie#:~:text=L'%C3%A9lectromyographie%20de%20surface%20(EMG,regard%20du%20muscle%20%C3%A0%20%C3%A9tudier.)

[12] <https://www.acaps.asso.fr/lelectromyographie-de-surface/>

[13] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33134228/>

[14] <https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/examens-medicaux/electromyogramme/#:~:text=Les%20indications%20de%20l'%C3%A9lectromyogramme&text=Des%20l'%C3%A9sions%20nerveuses%20associ%C3%A9es%20%C3%A0,et%20orienter%20vers%20la%20cause.>

[15] 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.

[16] Daniel Spulák, Roman Cmejla, Radka Bačáková, Bronislav Kračmar, Lenka Satrapová, Petr Novotný, available at <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24561347/> .

[17] J H Abbink, A van der Bilt, H W van der Glas, available at <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9639161/>

[18] Petr Pollak, Pavel Sovka, and Jan Uhlir. Noise suppression system for a car. In *Eurospeech*, volume 93, pages 1073–1076, 1993.

[19] Stanislaw Solnik, Patrick Rider, Ken Steinweg, Paul DeVita, and Tibor Hortobágyi. Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 110(3) :489–498, 2010

[20] Herbert Aron David and Haikady Navada Nagaraja. Order statistics. *Encyclopedia of Statistical Sciences*, 9, 2004

