



وزارة البحث العلمي و التعليم العالي

MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET
DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



جامعة عبد الحميد ابن باديس مستغانم

Université Abdelhamid Ibn Badis de 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 : **HAOUACH FATIMA ZOHRA**

HADDA IBTISSEM

Thème

Analyse des performances de la méthode ALED dans le
cadre des signaux EMG

Soutenu le 28/06/ 2022 devant le jury composé de :

Président: Pr. MERAH Mostapha	Professeur	Université de Mostaganem
Examineur :M. BENTOUMI Mohamed	MCA	Université de Mostaganem
Rapporteur : M.OULD ALI Abdelaziz	MCA	Université de Mostaganem
Rapporteur : M. ABED Mansour	MCA	Université de Mostaganem

Année universitaire : 2021-2022

Remerciements

Au terme de ce travail :

*Nous remercions, Tout d'abord, **ALLAH** pour la volonté, la force, la santé et la patience qu'il m'a donné afin de réaliser ce travail.*

*Nous tenons à adresser mes plus chaleureux remerciements au **Mr OULD ALI Abdelaziz**, et **Mr ABED Mansour** lui exprimer toute ma reconnaissance pour son encadrement, ses précieux conseils, son soutien constant, sa confiance et sa patience, ainsi que pour ses remarques pertinentes et ses contributions considérables tout au long de la réalisation de ce travail.*

Nous avons l'honneur et le plaisir de travailler sous sa direction pendant mon projet de Master.

*Nous tenons également à remercier tous les membres de jury **Pr MERAH Mustapha** et **Mr. BENTOUMI Mohamed** qui m'ont fait un grand honneur en acceptant l'évaluation de ce modeste travail.*

Nous aimerions également remercier mes enseignants et les responsables de département de l'université de Mostaganem.

Nous adressons mes remerciements aussi à mes collègues de la promotion du master 2022.

Nous remercions toutes les personnes qui m'ont aidé durant mes études universitaires.

Merci du fond du cœur.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

*A mes très chers parents , qu'ils trouvent ici le témoignage de ma
profonde gratitude pour leur amour , leur encouragement et leur soutien tout
au long de mes études , que DIEU les bénisse*

A mon frère Karim

A mes chers sœurs Warda , Kheira

A ma binôme Fatima

A mes meilleurs amis Nadjet , wafaa , chahinez , aboubaker .

A tous mes collègues de promotion 2022 .

Hadda Tibtissem

Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

*A mes très chers parents , qu'ils trouvent ici le témoignage de ma
profonde gratitude pour leur amour , leur encouragement et leur soutien tout
au long de mes études , que DIEU les bénisse*

A mes frères Amour et Yasser

A mes chères sœurs Nassira, Fatma, Djamilia

A ma binôme Ntisse

A mes meilleurs amis Souhila , Asma , Mustapha

A tous mes collègues de promotion 2022 .

Haouach Fatima Zohra

Table des matières

Introduction générale :	1
Chapitre I :	3
Généralités sur les muscles et l'électromyographie	3
I.1 Introduction	4
I.2 Anatomie musculaire	4
I.2.1 Définition :	4
I.2.2 Organisation anatomique.....	4
I.2.3 Type de muscles :.....	5
I.2.4 Fonctions du système musculaire :.....	6
I.2.5 caractéristique fonctionnelle :.....	8
I.2.6 Blessures du système musculaire :.....	9
I.3 L'électromyographie :.....	9
I.3.1 Définition :	9
I.3.2 Caractéristique de signal EMG :.....	10
I.3.3 Objectif d'EMG :.....	10
I.3.4 Propriété d'EMG :.....	10
I.3.5 Mesure du signal électromyographie :.....	11
I.3.6 Bruits affectant le signal EMG :.....	12
I.4 Conclusion :	13
Chapitre II :	14
Méthode ALED	14
II.1 Introduction :	15
II.2 Versions LED :.....	15
II.2.1 Méthode LED.....	15
II.2.1.1 Energie d'une trame :.....	15
II.2.1.2 Calcul du seuil dans la méthode LED :.....	15
II.3 Méthode ALED :.....	16
Chapitre III :	18
Résultats et performances.....	18
Conclusion générale :.....	34
Bibliographie:.....	35

Liste des tableaux

Tableau II.1 : Détermination du pas d'adaptation de la méthode ALED $R = \text{var}_{\text{current}} / \text{var}_{\text{old}}$	17
Tableau III.2 : Résultats pour (SNR= 100 dB)	22
Tableau III.3 : Résultats pour (SNR= 50 dB)	24
Tableau III.4 : Résultats pour (SNR= 20 dB)	26
Tableau III.5 : Résultats pour (SNR= 2 dB)	28
Tableau III.6.1 : Résultats pour SNR = 100dB et N = 2000	30
Tableau III.6.2 : Résultats pour SNR = 20dB et N = 2000	31
Tableau III.7.1 : Résultats pour $\lambda=1.2$	33
Tableau III.7.2 : Résultats pour $\lambda=1.5$	33
Tableau III.7.3 : Résultats pour $\lambda=2$	33

Liste des figures

Figure I.1 : organisation anatomique	5
Figure I.2 :type de tissu musculaire	6
Figure I.3 :fonctionnement de muscle	8
Figure I .4 :exemple signal EMG	10
Figure I.5 :exemple électromyographie non-invasive	12
Figure III.1.a : signal EMG bruité (SNR=2 db)	19
Figure III.1.b : signal EMG bruité (SNR=20 db)	20
Figure III.1.c : signal EMG bruité (SNR=50 db)	20
Figure III.1.d : signal EMG bruité (SNR=100 db)	21

Liste des abréviations

EMG: Electromyographie

MU: Motor Unit

PAUM: Potentiel d'Action de l'Unite 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 :

Depuis la nuit des temps, l'homme a toujours été confronté dans son quotidien à de nombreux problèmes susceptibles de menacer son existence sur la planète. En effet, les catastrophes naturelles (ouragans, tremblements de terre, volcans, inondations etc. ...), les conflits armés et les maladies (infectieuses, cancers, auto-immunes, rares et orphelines) ont toujours été à la disparition de milliers voire de millions d'êtres humains. Il faut avouer que ce n'est pas une mince affaire pour surmonter ces embûches au fil du temps. Pour cela il fallait absolument nouer des alliances pour éviter les guerres, renforcer les constructions pour éviter des dommages et développer de nouveaux traitements et outils de diagnostic pour contrecarrer les maladies, qui au passage, constituent d'une manière générale, les problèmes qui affectent le plus souvent la vie quotidienne humaine.

Pour affronter et pouvoir vaincre ces maladies et améliorer sa qualité de vie, l'homme a commencé par l'utilisation des produits naturels que lui offrait directement son environnement immédiat. Puis, il a développé son savoir pour pouvoir concevoir de nouveaux médicaments et de nouvelles machines. Ainsi, à travers le temps et sur plusieurs étapes, l'homme d'une part est parvenu à fabriquer des médicaments capables de traiter de nombreuses maladies et d'autre part n'a pas encore pu découvrir de médicaments pour sauver plus de vies humaines qui souffrent de maladies qui font encore l'objet de travaux de recherches.

Depuis le début du XX^{ème} siècle et avec l'essor et l'émergence de nouvelles technologies, la médecine a vu l'utilisation d'outils médicaux modernes et de machines utilisées pour le diagnostic des maladies, la détection précoce des maladies et enfin la fabrication de nouvelles molécules pour traiter les maladies. Tous ces développements ont contribué à l'élimination de nombreuses maladies qui n'avaient pas, par le passé, de traitements adéquats. Parmi les découvertes, qui ont aidé l'homme à contrôler ces maladies, figurent l'électronique qui a permis de déterminer les mesures et les résultats en détail sous forme numérique. Cela a permis d'effectuer plus d'analyses médicales afin de trouver une solution directe sans perdre de temps dans de multiples expériences et ce qui permet de fournir le médicament approprié et en bonne quantité. Ces appareils sont utilisés en

convertissant des phénomènes physiques qui se produisent au niveau du corps en signaux analogiques et/ou numériques qu'un praticien sera capable de lire et interpréter pour pouvoir proposer le traitement adéquat.

Grâce au développement scientifique, l'homme a pu découvrir de nouvelles causes qui ont un effet indésirable sur le corps humain, telles que les maladies neurologiques (qui affectent les nerfs) et les maladies musculaires (qui affectent les muscles) qui provoquent une défaillance du corps humain. Ces découvertes ont été rendues possibles grâce à l'utilisation d'une technique d'électrodiagnostic appelée : l'électromyographie (EMG) qui est au centre de ce mémoire de master. La technique EMG est utilisée pour diagnostiquer l'état du muscle en analysant les signaux enregistrés d'une structure musculaire malade ou saine afin de parvenir à un traitement ou de mener des recherches sur ce sujet. Dans ce mémoire de master, nous nous intéressons à l'étude de l'EMG et les performances d'une méthode de traitement du signal utilisée dans ce domaine. Ce mémoire s'articule principalement autour d'une introduction générale, de trois chapitres et d'une conclusion générale :

Dans le premier chapitre, nous nous intéresserons à l'étude de l'anatomie musculaire et l'étude de l'électromyogramme et ses différents aspects.

Le deuxième chapitre présente quelques méthodes de traitement du signal utilisées dans l'analyse de l'activité musculaire. Une attention particulière sera accordée à la méthode dite détecteur linéaire adaptatif basé sur l'énergie (ou en anglais Adaptive linear energy detector (ALED)).

Le troisième chapitre présente les principaux résultats qui ont été obtenus en appliquant la méthode mentionnée.

Enfin, dans la conclusion, nous fournissons quelques commentaires et notes sur le travail que nous avons effectué.

Chapitre I :

Généralités sur les muscles et l'électromyographie

I.1 Introduction :

Le système musculaire est l'un des principaux systèmes corporels qui ont un rôle clé dans les différentes fonctions du corps, dont la plus importante est le mouvement. Comme il est capable de se contracter et de se relâcher pour déplacer avec lui les parties connexes du corps. Les muscles sont reliés aux os ou aux vaisseaux sanguins et aux organes internes, et on peut dire que les muscles sont responsables de toutes les mouvements que le corps effectue lorsque le muscle se contracte et se détend, en plus de certaines autres fonctions. Le corps contient trois types de muscles qui partagent de nombreuses caractéristiques avec quelques différences entre eux.

Le médecin demande généralement un type de diagnostic appelé électromyographie afin de diagnostiquer la structure et l'état du muscle, en comparant les résultats de ses données avec les données du muscle sain pour découvrir le défaut existant.

I.2 Anatomie musculaire :**I.2.1 Définition :**

Les tissus musculaires représentent près de la moitié de la masse corporelle. C'est le cas dans tous les organismes vivants, qu'ils soient animaux ou humains, et ces tissus musculaires sont constitués de cellules musculaires reliées les unes aux autres par des feuilles et des fibres. La principale fonction du tissu musculaire est sa capacité à convertir l'énergie chimique en énergie mécanique afin que les muscles puissent exercer une force. Les muscles sont les moteurs du corps. Il existe trois types de muscles : le muscle squelettique, le muscle lisse et le muscle cardiaque, et ils diffèrent par la structure de leurs cellules et leur emplacement dans le corps.

Les muscles ont plusieurs fonctions : produire du mouvement, maintenir la posture, stabiliser les articulations et produire de la chaleur [1] .

I.2.2 Organisation anatomique :

Le muscle squelettique est constitué de faisceaux musculaires constitués d'un groupe de fibres musculaires. Chaque muscle est attaché à l'os par les tendons qui le constituent.

Enveloppe de tissu conjonctif :

Une Log musculaire comprend un groupe de muscles enroulés les uns autour des autres dans un tissu enroulé : le péritoine. Les souches ne sont pas extensibles, elles soutiennent les cellules musculaires et les forcent à se contracter selon un axe spécifique.

Innervation et vascularisation du muscle :

Outre les fibres musculaires et le tissu conjonctif qui le constituent, un muscle est parcouru par des vaisseaux sanguins et des fibres nerveuses. L'activité normale d'un muscle squelettique est tributaire de son innervation. Chaque fibre musculaire squelettique est en contact avec une terminaison nerveuse qui régit son activité. La transmission des ordres aux muscles est assurée par les fibres nerveuses motrices. Les muscles se contractent alors de façon consciente ou inconsciente.

Assurée par des artères et des veines, la vascularisation est essentielle au fonctionnement musculaire. Les artères fournissent au tissu musculaire les nutriments et l'oxygène nécessaires à son fonctionnement [2].

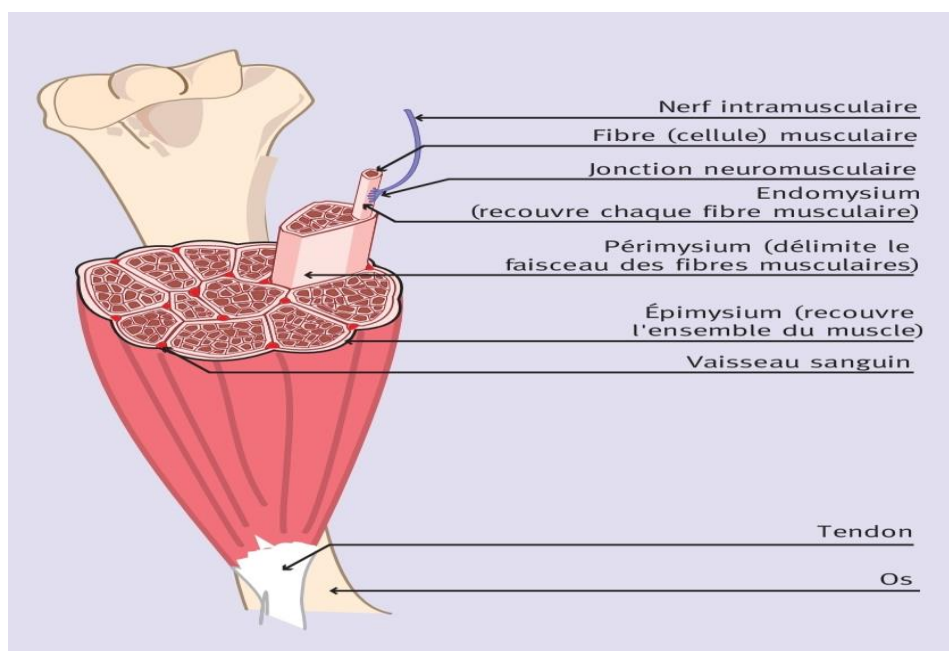


Figure I.1 : Organisation anatomique [2].

I.2.3 Type de muscles :

Il existe trois type de muscle qui, il sont :

Muscle squelettique : le tissu musculaire squelettique se présente sous la forme de longues cellules appelées fibres musculaires, et les muscles squelettiques sont connectés au squelette et le déplacent par contraction et relaxation en fonction des messages volontaires envoyés par le système nerveux. Le corps humain a plus de 600 muscles squelettiques qui déplacent les os et d'autres structures.

Muscle lisse: Les muscles lisses se présentent sous la forme de couches ou de feuilles disposées les unes derrière les autres, et ce sont des muscles involontaires dont le mouvement est contrôlé par le cerveau, de sorte qu'une personne ne peut pas les contrôler, et en fait les muscles lisseuse trouvent dans un large gamme du corps, s'ils forment les parois des organes creux tels que le système digestif, Le système urinaire, le système reproducteur et les parois des tubes tels que les vaisseaux sanguins et les voies respiratoires, se trouvent également dans d'autres endroits, tels que l'intérieur de l'œil.

muscle cardiaque: C'est le muscle qui forme le cœur, et c'est un muscle involontaire qui fonctionne seul sans contrôle humain, mais plutôt par le contrôle d'un groupe de cellules à l'intérieur du cœur connu sous le nom de stimulateur cardiaque, qui est responsable de la régulation du rythme cardiaque, et quand les muscles cardiaques épais se contractent, ils pompent le sang hors du cœur. Lorsque ce muscle se relâche, le sang retourne au cœur après avoir terminé son cycle dans le corps [3].



Figure I.2: type de tissu musculaire [4].

I.2.4 Fonctions du système musculaire :

Le système musculaire joue un rôle clé dans la réalisation de nombreuses fonctions corporelles de base, notamment les suivantes :[5]

Mouvement :

Le mouvement est la fonction première du système musculaire, lorsque les muscles se contractent, ils provoquent des mouvements importants ; comme la marche, le jogging et les mouvements fins ; Comme parler, écrire et contrôler les expressions faciales, les mouvements fins sont souvent effectués par de petits muscles squelettiques.

Maintien de la posture du corps :

Les muscles squelettiques aident à maintenir la position correcte du corps en position assise ou debout.

Stabilité :

les tendons musculaires s'étendent sur les articulations pour les stabiliser, et les tendons de l'articulation du genou et de l'épaule sont essentiels pour stabiliser le corps, en plus des muscles de base du dos, du bassin et de l'abdomen, car ils stabilisent le corps et aident à effectuer certaines tâches telles que soulever des poids.

Miction :

Le système urinaire se compose d'un groupe de muscles squelettiques et lisses, et les muscles et les nerfs travaillent ensemble pour contrôler l'urine hors de la vessie.

Processus de digestion :

Le système digestif s'étend de la bouche à l'anus, et les muscles lisses du système digestif contrôlent le processus de digestion, et sont également responsables du mouvement des aliments à travers le système digestif, et le mouvement des aliments est connu sous le nom de péristaltisme.

Respiration:

La respiration est effectuée par le muscle du diaphragme au bas des poumons.

Accouchement :

les muscles lisses de l'utérus contrôlent le processus d'accouchement. La contraction et la relaxation de ces muscles poussent le bébé à travers le vagin.

Production de chaleur :

Le système musculaire aide à maintenir la température corporelle, car la majeure partie de la chaleur produite par le corps est formée à la suite de la contraction musculaire, et la chaleur est un sous-produit important du métabolisme musculaire [6].

Aide à la circulation sanguine : les muscles jouent un rôle important dans la circulation sanguine, car le muscle cardiaque fournit au sang la force motrice de base pour déplacer le sang dans le corps, et les grosses veines et artères sont connectées à certains muscles qui se contractent et se détendent pour contrôler la pression [7].

I.2.5 caractéristique fonctionnelle :

Excitabilité :

Elle est en relation avec le pouvoir de perception d'un possible stimulus et la capacité d'y répondre en produisant un courant électrique communément appelé potentiel d'action et qui est à l'origine de la contraction du muscle.

Contractilité :

C'est la pouvoir de contraction du muscle en présence de stimulus approprié.

Élasticité :

L'élasticité est une propriété physique du muscle. C'est la capacité du muscle de s'étirer et reprendre sa longueur de repos

Extensibilité :

C'est le pouvoir d'étirement.

Plasticité :

Elle est en relation avec la modification de la structure du muscle en fonction du travail réalisé [8].

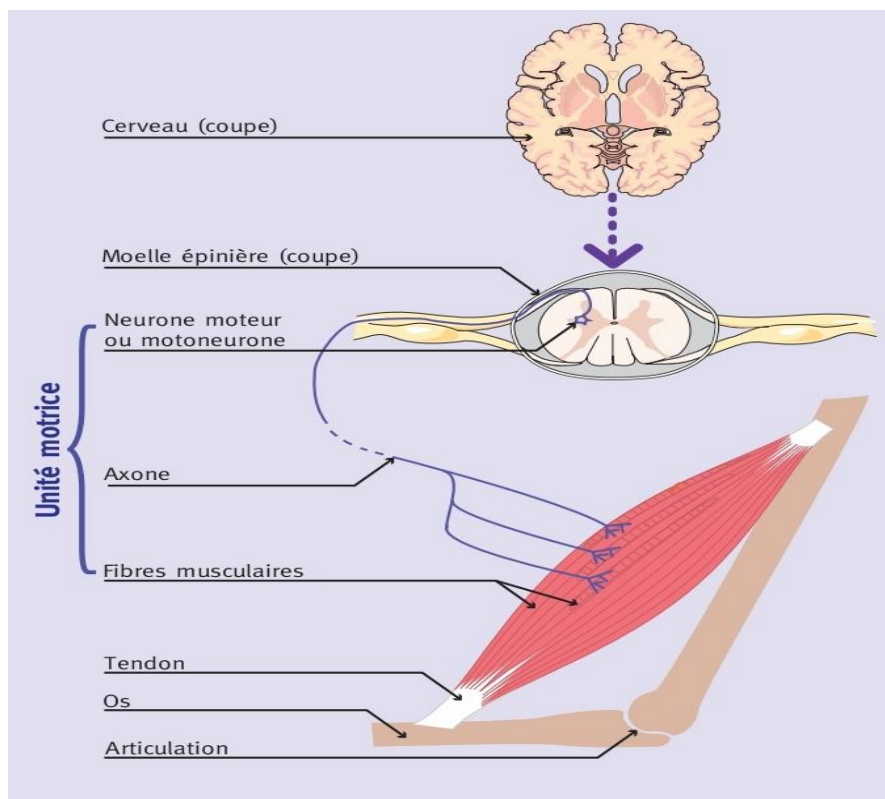


Figure I.3 : fonctionnement de muscle [8].

I.2.6 Blessures du système musculaire :

Le système musculaire est exposé à de nombreuses blessures différentes, qui peuvent être classées comme suit :

Entorse et foulure :

Dans ces deux cas, il se produit un étirement ou une rupture d'une partie du système musculaire. Dans le cas des entorses, cet étirement ou cette rupture touche le ligament musculaire. En cas de stress, il touche le muscle ou le tendon. Il existe plusieurs options disponibles pour traitement; Comme le repos, l'application de glace sur le lieu de la blessure, l'utilisation de bandages et l'élévation de la partie blessée, et il convient de noter que le stress est plus lent à guérir qu'une entorse.

Crampe musculaire :

Il s'agit d'une contraction soudaine et involontaire du muscle après un effort excessif ou en raison d'une déshydratation, et elle est traitée par le repos, l'eau potable, la pratique d'exercices d'étirement et le remplacement d'une carence en électrolytes.

Tendinite :

est une inflammation du tendon, souvent à la suite de lésions chroniques du tendon, bien que la plupart des cas soient causés par des lésions musculaires [9] .

I.3 L'électromyographie :

I.3.1 Définition :

L'électromyographie est une étude fonctionnelle du système nerveux Périphérique, comprend la moelle épinière, les nerfs et les muscles périphériques.

En recueillant et en analysant le signal électrique généré au niveau musculaire dans contraction, l'EMG a été et est toujours utilisé dans de nombreux domaines, en particulier ceux liés au mouvement humain et au diagnostic neuromusculaire.

Cet instrument de mesure scientifique, largement utilisé depuis 50 ans, permet d'obtenir informations sur les stratégies de contrôle nerveux qui permettent aux humains de le faire adaptation à l'environnement et réalisation de tâches motrices. L'étude EMG a La particularité de pouvoir le faire chirurgicalement ou non chirurgicalement [10] .

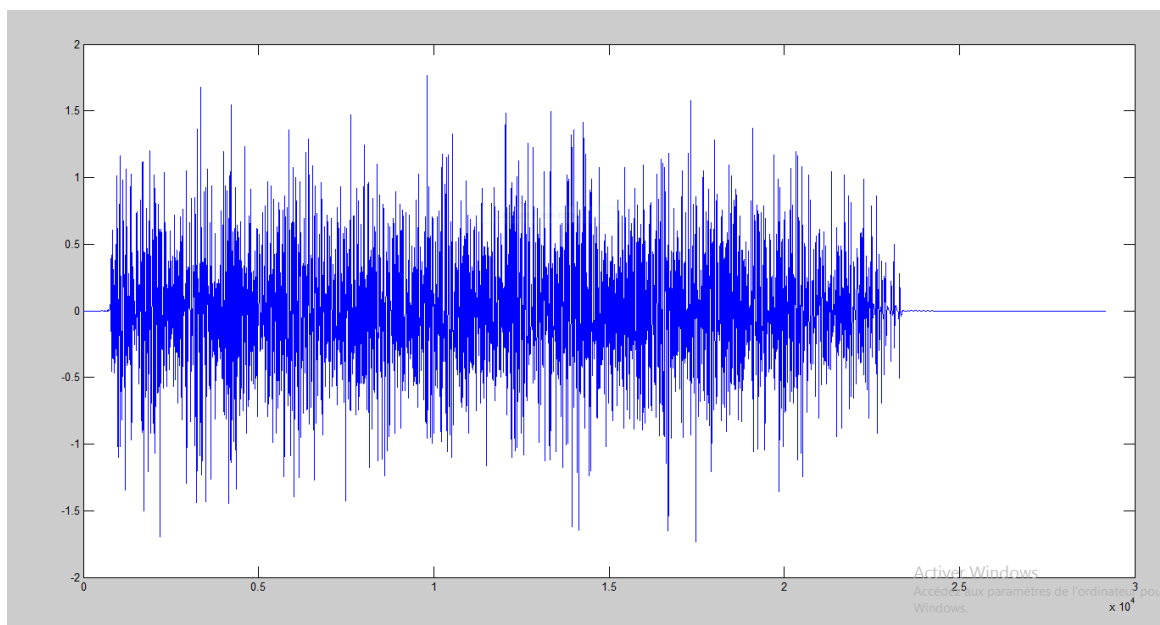


Figure I.4: exemple signal EMG.

I.3.2 Caractéristique de signal EMG :

Les signaux d'électromyographie (EMG) sont des graphes électriques qui sont enregistrés dans les muscles. Après cette opération, ces signaux subissent plusieurs traitements utilisés dans les applications. Mais avant de passer à l'étape de l'acquisition, il est très important de connaître les caractéristiques et facteurs affectant la qualité du signal. L'amplitude du signal EMG peut être comprise entre 1_10mV .Ils varient dans la gamme de fréquences 0-500 Hz, la plupart se situent entre 50 et 150 Hz et peuvent être jusqu'à 1000 Hz [11] .

I.3.3 Objectif d'EMG :

- indication des dommages des nerfs et des lésions musculaires.
- évaluation de la gravité et l'étendue des lésions.
- aide au diagnostic et pronostic.
- proposition des endroits et moment adéquats pour des opérations chirurgicales [12].

I.3.4 Propriété d'EMG :

L'amplitude du signal se situe entre 1-10 mV, ce qui en fait un signal considérablement faible. Ainsi le signal se situe dans la gamme de fréquences de 0 à 500 Hz ,il est plus dominant dans l'intervalle de 50 à 150Hz. Le signal EMG est fortement influencé par les bruits qui peuvent être causés par diverses sources [13].

I.3.5 Mesure du signal électromyographie :

Il existe deux principales techniques de mesure en fonction de la méthode et du domaine d'étude :

- **Méthode invasive :**

Une décharge électrique MU provoque l'apparition d'un compteur PAUM si l'activité se situe dans la zone de détection de l'électrode implantée et un signal est enregistré. D'une décharge à l'autre, la forme du PAUM est relativement stable lorsque les relations spatiales entre l'électrode d'enregistrement et le MU restent constantes. Lors d'un examen chirurgical, de fines aiguilles ou des fils sont implantés dans le muscle, généralement de 0,25 micromètre de diamètre. Ce balayage précis fournit un signal à faible bruit car il est proche de la source émettrice (muscles) et avec relativement peu de MU mesurés, permettant une bonne identification des PAUM. C'est un examen privilégié pour l'étude des muscles profonds.

Pour la méthode gazeuse, deux types d'électrodes :

- Électrodes intramusculaires de type aiguille utilisées en clinique pour préciser le diagnostic.

- Électrodes intramusculaires implantées : ce sont des câbles minces insérés dans les fibres . Ils sont avant tout utilisés en recherche. Cependant ce type d'examen est très douloureux et ne peut pas être généralisé au muscle entier.

- **Méthode non invasive (de surface) :**

L'électromyographie de surface est utilisée pour analyser le système neuromusculaire. Cette méthode est dite de surface car les électrodes qui collectent le signal sont placées directement sur la peau en regard du muscle à étudier. Il s'agit d'un test non invasif qui utilise des électrodes auto-adhésives. Ils représentent la méthode la plus courante et l'examen préféré des muscles superficiels, et sont souvent utilisés pour étudier le mouvement. Ce test, également utilisé ailleurs, nécessite des mesures et une préparation rigoureuses [14] [15].

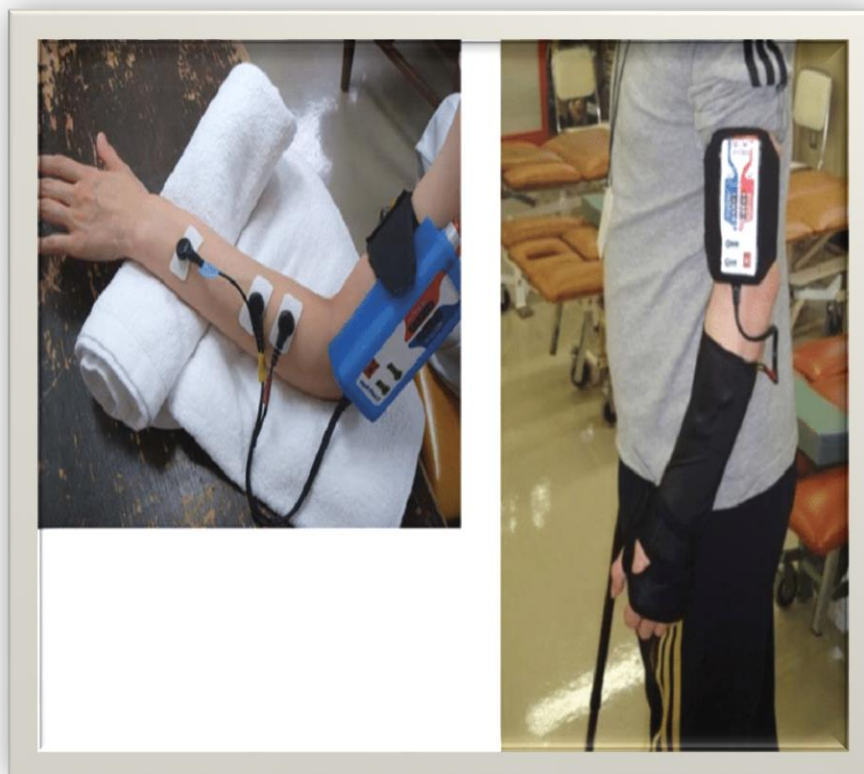


Figure I.5 :exemple électromyographie non-invasive [16].

I.3.6 Bruits affectant le signal EMG :

En général les signaux EMG sont affectés par plusieurs types de bruit à savoir :

Bruit électronique :

les équipements électroniques génèrent du bruit qui peut être réduit en utilisant des composants électroniques de haute qualité [17] . La fréquence de ce bruit varie entre des milliers d'hertz.

Bruit dû aux mouvements :

Ce bruit est produit par les mouvements des câbles de liaison entre l'électrode et l'amplificateur. De plus, l'interface entre la surface de détection de l'électrode et la peau crée un artefact [19] . L'ordre de grandeur de ces bruits varie de 0 à 10 Hz .[18]

Bruit électromagnétique :

Le corps humain émet constamment des rayonnements magnétiques et électriques, ce qui entraîne un bruit électromagnétique. L'amplitude de ce bruit est trois fois supérieure au signal désiré. Nous pouvons éliminer ce bruit en utilisant un filtre passe-haut ou la méthode PLI (Power Line Interférence) [18].

Bruit interne :

Ce bruit affecte la qualité du signal en raison de facteurs anatomiques, biochimiques et physiologiques. Ce bruit peut être réduit à l'aide d'un filtre passe-haut spatial [18].

I.4 Conclusion :

Le muscle est un élément important dans le système locomoteur humain, malgré sa il est vulnérable à l'échec et au dysfonctionnement. L'analyse anatomique et physiologique du muscle est indispensable pour bien comprendre les phénomènes bioélectriques musculaire qui est l'origine du signal EMG, ainsi faire la conception de la carte de conditionnement adéquate.

Chapitre II :

Méthode ALED

II.1 Introduction :

L'électromyographie est une procédure diagnostique pour évaluer la santé des muscles et des cellules nerveuses qui les contrôlent. Les résultats de l'EMG peuvent révéler un dysfonctionnement nerveux, une faiblesse musculaire ou des problèmes d'envoi de signaux nerveux aux muscles. Pour traiter ces résultats, nous utilisons une comparaison adaptative entre l'amplitude de l'énergie du signal EMG et un seuil spécifique.

Plus précisément, il s'agit de l'application de la méthode dite détection linéaire adaptative d'énergie (ou en anglais Adaptive linear energy detector ALED). Celle-ci est basée sur l'utilisation de l'approche appelée détecteur linéaire de l'énergie (ou en anglais linear energy detector LED) [19].

Dans ce chapitre nous allons nous intéresser aux méthodes LED et ALED.

II.2 Versions LED :

Dans ce paragraphe, nous allons présenter succinctement les deux approches LED et ALED.

II.2.1 Méthode LED

II.2.1.1 Energie d'une trame :

L'énergie d'un signal est une représentation utile de l'amplitude du signal. Par exemple, dans le traitement de la parole, l'énergie d'une fenêtre ou d'une trame de signal fournit des informations sur la présence éventuelle de données de parole. En effet, lorsque l'amplitude du signal de parole varie fortement dans le temps, l'amplitude du segment muet est généralement bien inférieure à celle du segment voisé [20].

Soit $x(k)$ un signal de longueur P . Ces derniers sont divisés en L trames ou séquences de longueur N . Alors, l'énergie de la j ème trame de longueur N est donnée par [19] :

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

II.2.1.2 Calcul du seuil dans la méthode LED :

Dans la méthode LED en a :

$$E_{\text{new}} = (1-p)E_{\text{old}} + pE_{\text{silence}} \quad (\text{II.2})$$

E_{new} : la valeur seuil mise à jour

E_{old} : le seuil d'énergie précédent

E_{silence} : l'énergie de la trame de bruit la plus récente.

la mise à jour de E_r réaliser par 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 [21].

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 [20], les auteurs proposent deux méthodes pour ce faire.

II .3 Méthode ALED :

Dans l'approche ALED, il y a comparaison adaptative du niveau d'énergie du signal EMG comme suit : [22] [23] [24]

- Découper le signal $x(n)$ en trames de L échantillons de même taille. La $j^{\text{ème}}$ trame peut être représentée dans le domaine temporel comme :

$$\text{Trame}_j = \{x((j-1)L+1), x((j-1)L+2), \dots, x(jL)\} \tag{II .3}$$

- La puissance E_j par trame est estimée par moyennage temporel comme suit :

$$E_j = \frac{1}{L} \sum_{i=(j-1)L+1}^{jL} x^2(i) \tag{II .4}$$

- La variance de bruit, calculée sur la base des v premières trames, est approchée par l'équation suivante :

$$Th = \frac{1}{v} \sum_{i=1}^v E_j \tag{II .5}$$

Th : niveau de la ligne de base

- pour décider l'état d'activité de chaque nouvelle trame d'analyse de EMG on applique la règle ALED suivante :

$$\left\{ \begin{array}{ll} \text{Si } E_j > \lambda Th, \lambda > 1 & \text{La trame présente une activité EMG} \\ \text{sinon} & \text{La trame présente une non activité EMG} \end{array} \right. \tag{II .6}$$

λTh : la valeur de seuil utilisée dans la prise de décision.

λ :indice de contrôle le compromis entre les probabilités de fausse alarme et celle de détection.

- Le seuil est un paramètre important pour différencier l'absence de la présence d'activité EMG du signal . Si aucune décision d'activité n'est prise, on utilise ce paramètre pour réévaluer le seuil de variance du bruit selon les règles suivantes :

$$Th_{New}=(1-P)Th_{Previous} +PTh_{Current} \quad (II .7)$$

Th_{New} : la valeur actuelle du niveau de puissance de bruit,

$Th_{Previous}$: valeur précédente

$Th_{Current}$:l'estimation de la variance de la trame actuelle.

P est le pas index du processus d'adaptation (pris dans l'intervalle[0, 1]).

Ce processus s'avère être adaptatif et est bien sûr appliqué lorsqu'aucune décision n'est prise concernant l'activité. Sinon, si une décision active est prise, l'estimation de la variance du bruit reste inchangée et est utilisée dans le test de trame suivant :

$$var_{current}=\frac{1}{L} \sum_{i=(j-1)L+1}^{jL} (x^2(i) - E_j)^2 \quad (II .8)$$

$$var_{old}=\frac{1}{NrL} \sum_{i \in I} (x^2(i) - Th)^2 \quad (II .9)$$

I :L'indice de taille NrL correspond à la trame bruitée la plus récente utilisée pour évaluer .

Th. La valeur du pas d'indice P est donnée dans le tableau II.1 [22] :

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

Tableau II.1:Détermination du pas d'adaptation de la méthode ALED $R=var_{current}/var_{old}$

Chapitre III :

Résultats et performances

Dans ce chapitre nous allons étudier les performances des méthodes ALED en utilisant un signal EMG composé de $N= 4000$ échantillons. D'une manière générale, sauf précision, le nombre de trames de silence initiale 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) : 100dB, 50dB, 20dB et 2dB. Les figures suivantes montrent que plus la puissance du bruit augmente plus la forme du signal EMG se dégrade.

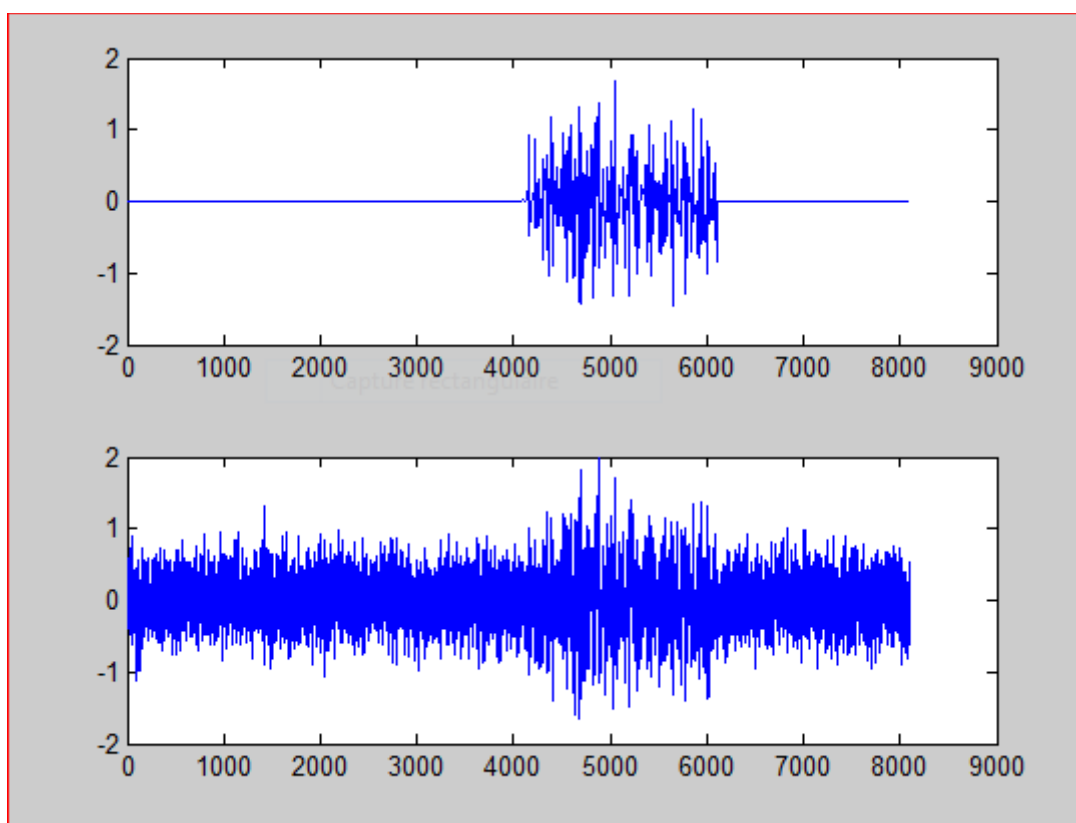


Figure III.1 : signal EMG bruité (SNR=2 db).

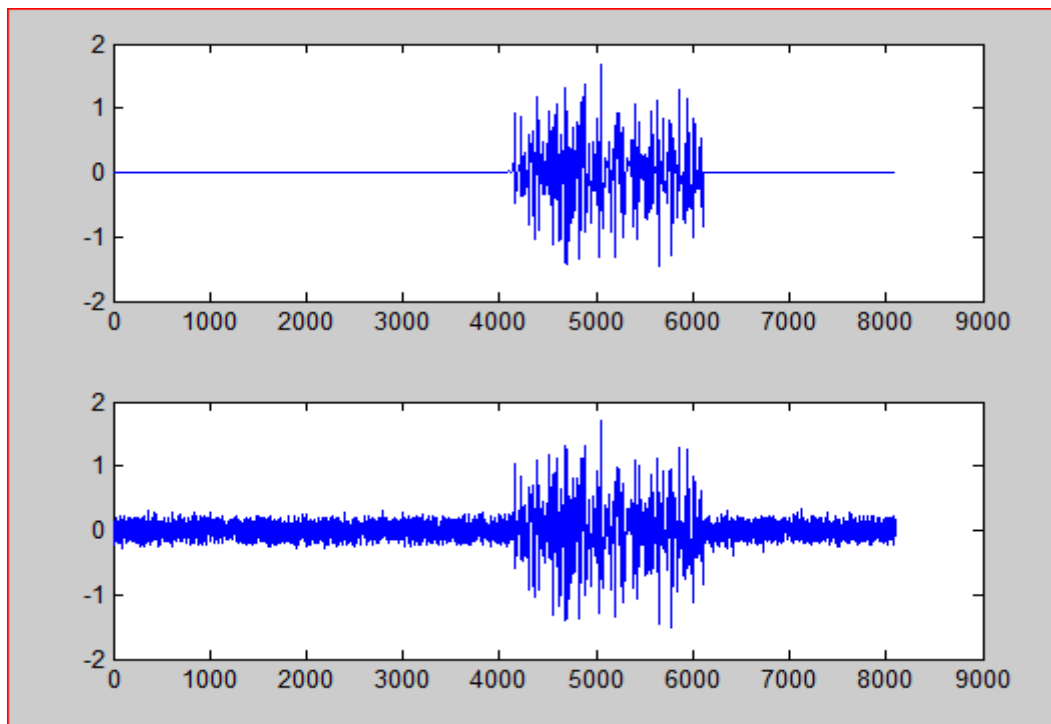


Figure III.2 : signal EMG bruité (SNR=20 db).

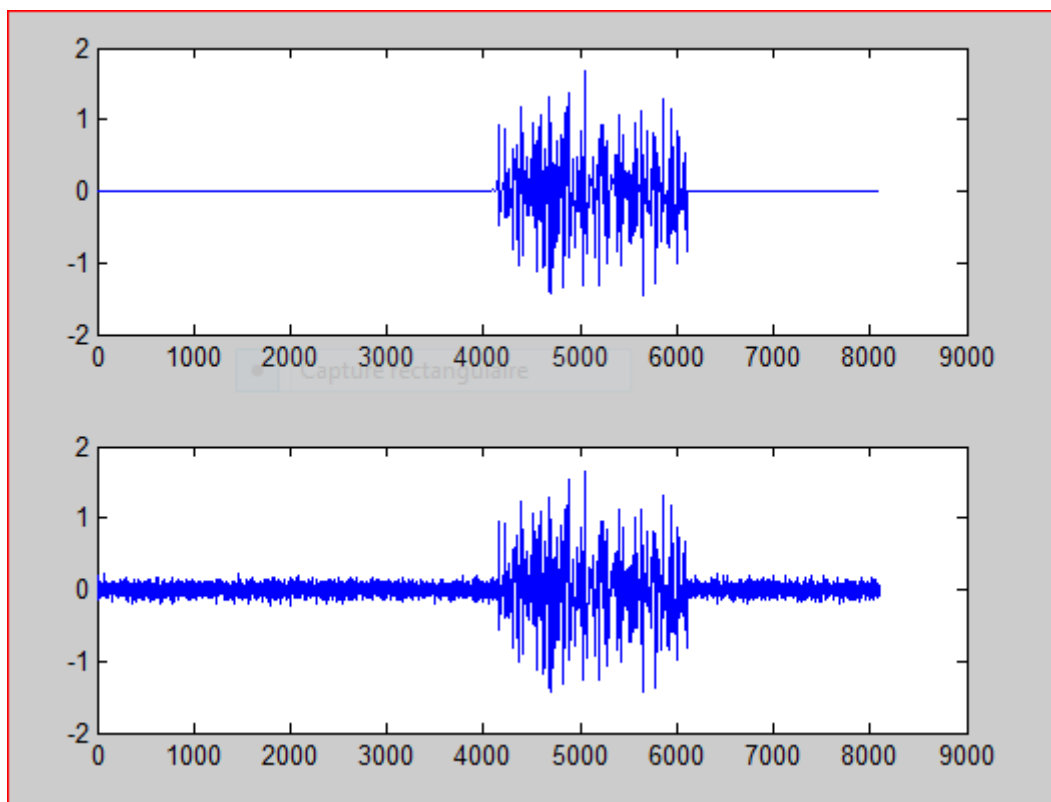


Figure III.3 : signal EMG bruité (SNR=50 db)

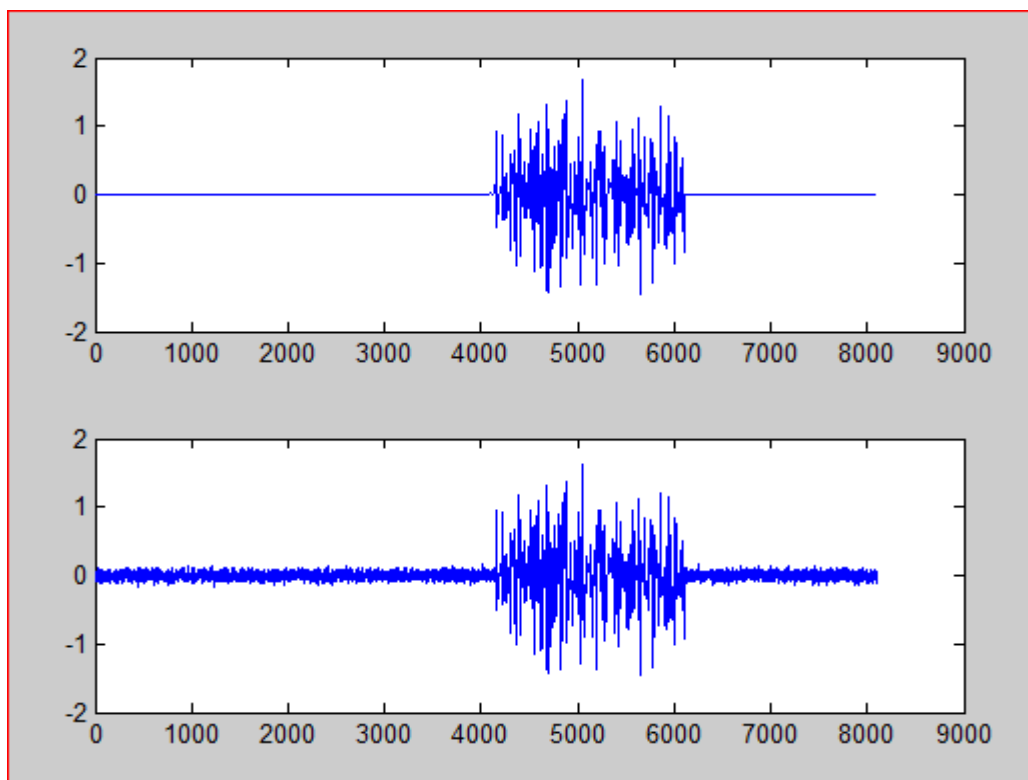


Figure III.4 : signal EMG bruité (SNR=100 db).

Dans les simulations suivantes nous allons étudier les performances de la méthode 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 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 trames Tr : 200, 100 et 50.

la FA de début d'activité est déclarée lorsque l'activité est détectée en l'échantillon avant l'instant théorique de début d'activité. La FA de la fin d'activité est déclarée lorsque la fin d'activité est détectée en l'échantillon après l'instant théorique de fin d'activité

Pour cela, nous allons considérer un SNR = 100 dB. En outre, nous maintenons les fixées les valeurs préalablement définies et nous procédons à la réalisation de 10000 expériences .Les résultats de simulations sont donnés dans le tableau suivant :

			PD _{DEBUT}	PFA _{DEBUT}	PD _{FIN}	PFA _{FIN}
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	1	0.3080	0.6754	0
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	1	0.1670	0.8286	0
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	1	0.0	0.9700	0
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	1	0	1	0
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	1	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	1	0	1	0
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	1	0.3542	0.6079	0
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	1	0.2470	0.7288	0
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	1	0.0900	0.9080	0
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	1	0.0014	0.9988	0
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	1	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	1	0	1	0
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	1	0.4304	0.5478	0
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	1	0.3470	0.6330	0
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	1	0.1938	0.8050	0
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	1	0.0152	0.9854	0
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	1	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0.6656	0	1	0

Tableau III.2 : Résultats pour (SNR= 100 dB)

Dans le rapport 100 db si le nombre de trames est de 19 et le nombre d'échantillons est égal à 200 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 on conclut que :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité (PD_{DEBUT}) est bonne et reste tout le temps égale à 1 .

- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité (PFA_{DEBUT}) est diminuée jusqu'à λ égale à 1.5 la probabilité est nulle .
- La probabilité de détection de l'instant fin d'activité (PD_{FIN}) se augmente jusqu'à 1 et devenue bien depuis la valeur de λ égale à 1.5 .
- La probabilité de fausse alarme (PFA) de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle .

Dans le rapport 100 db si le nombre de trames est de 38 et le nombre d'échantillons est égal à 100 échantillons dans chaque trame et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 en conclut que :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité (PD_{DEBUT}) est bonne est reste 1 .
- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité (PFA_{DEBUT}) est diminuée jusqu'à λ égale à 2 la probabilité est nulle .
- La probabilité de détection de l'instant fin d'activité (PD_{FIN}) se augmente jusqu'à 1 et devenue bien a la valeur de λ égale à 2 .
- La probabilité de fausse alarme (PFA) de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle .

Dans le rapport 100 db si on a le nombre de trame égal à 76 et le nombre d'échantillons est de 50 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 on conclut que :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité (PD_{DEBUT}) est bonne est reste 1 jusqu'à λ égale à 5 la probabilité de diminue .
- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité (PFA_{DEBUT}) est diminuée jusqu'à λ égale à 2 la probabilité est nulle .
- La probabilité de détection de l'instant fin d'activité (PD_{FIN}) se augmente jusqu'à 1 et devenue bien a la valeur de λ égale à 2 .
- La probabilité de fausse alarme (PFA) de l'instant de fin d'activité est reste toujours nulle.

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 trames Tr : 200, 100 et 50.

Pour cela, nous allons considérer un SNR = 50 dB. En outre, nous maintenons les fixées les valeurs préalablement définies et nous procédons à la réalisation de 10000 expériences indépendantes de Monte-Carlo. Les résultats de simulations sont donnés dans le tableau suivant :

			PD _{DEBUT}	PFA _{DEBUT}	PD _{FIN}	PFA _{FIN}
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	1	0.3104	0.6670	0
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	1	0.1544	0.8208	0
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	1	0.0308	0.9648	0
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	1	0	1	0
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	1	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	1	0	1	0
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	1	0.3520	0.6252	0
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	1	0.2496	0.7364	0
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	1	0.0946	0.9006	0
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	1	1.000 ^{e-}	0.99988	0
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	1	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	1	0	1	0.2374
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	1	0.4	0.5644	0
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	1	0.3	0.6414	0
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	1	0.1	0.7996	0
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	1	0.0	0.9808	0
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	0.9960	0	1	0
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0.8 ^{e-} 004	0	0.7626	0.2374

Tableau III.3 : Résultats pour (SNR= 50 dB)

Dans le rapport 50 db si on a le nombre de trame égal à 19 et le nombre d'échantillons est 200 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} est bonne est reste toujours 1.
- PFA_{DEBUT} diminue jusqu'à λ égale à 1.5 la probabilité est nulle.
- PD_{FIN} augmente jusqu'à 1 et devient très correcte pour la valeur de λ égale à 2.
- PFA de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle.

Dans le rapport 50 db si on a le nombre de trame 38 et le nombre d'échantillons 100 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 à 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} est bonne et reste 1 .
- PFA_{DEBUT} diminue jusqu'à λ égale à 1.5 la probabilité est nulle.
- PD_{FIN} augmente jusqu'à 1 et devient meilleure pour la valeur de λ égale à 2.
- PFA de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle.

Dans le rapport 50db si on a le nombre de trame 76 et le nombre d'échantillons 50 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 à 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} est bonne et reste 1.
- PFA_{DEBUT} diminue jusqu'à λ égale à 1.5 la probabilité est nulle.
- PD_{FIN} augmente jusqu'à 1 et devient meilleure pour la valeur de λ égale à 2.
- PFA de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle.

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 :

			PD_{DEBUT}	PFA_{DEBUT}	PD_{FIN}	PFA_{FIN}
$\lambda=1.05$	$Tr=200$	$V=19$	1	0.3076	0.6800	0
$\lambda=1.1$	$Tr=200$	$V=19$	1	0.1550	0.8316	0
$\lambda=1.2$	$Tr=200$	$V=19$	1	0.0260	0.9646	0
$\lambda=1.5$	$Tr=200$	$V=19$	1	0	1	0
$\lambda=2$	$Tr=200$	$V=19$	1	0	1	0
$\lambda=5$	$T=200$	$V=19$	1	0	1	0
$\lambda=1.05$	$Tr=100$	$V=38$	1	0.3594	0.6106	0
$\lambda=1.1$	$Tr=100$	$V=38$	1	0.2606	0.7270	0
$\lambda=1.2$	$Tr=100$	$V=38$	1	0.0988	0.9014	0
$\lambda=1.5$	$Tr=100$	$V=38$	1	0.0014	0.9988	0
$\lambda=2$	$Tr=100$	$V=38$	1	0	1	0
$\lambda=5$	$Tr=100$	$V=38$	0.9966	0	0.9966	0.0034
$\lambda=1.05$	$Tr=50$	$V=76$	0.9984	0.4186	0.5517	0
$\lambda=1.1$	$Tr=50$	$V=76$	0.9978	0.3384	0.6360	0
$\lambda=1.2$	$Tr=50$	$V=76$	0.9900	0.1820	0.8046	0
$\lambda=1.5$	$Tr=50$	$V=76$	0.8638	0.0154	0.9858	0
$\lambda=2$	$Tr=50$	$V=76$	0.3344	0	1	0
$\lambda=5$	$Tr=50$	$V=76$	0	0	0	1

Tableau III.4 : Résultats pour (SNR= 20 dB)

Dans le rapport 20 db si on a le nombre de trame 19 et le nombre d'échantillons 200 échantillons à chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 on conclut que :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité (PD_{DEBUT}) est bonne et reste 1.
- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité (PFA_{DEBUT}) est diminuée jusqu'à λ égale à 1.5 la probabilité est nulle.
- La probabilité de détection de l'instant fin d'activité (PD_{FIN}) augmente jusqu'à 1 et devenue meilleure depuis la valeur de λ égale à 1.5.

- La probabilité de fausse alarme (PFA) de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle.

Dans le rapport 20 db si on a le nombre de trame 38 et le nombre d'échantillons 100 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 on conclut que :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité (PD_{DEBUT}) est bonne et reste 1.
- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité (PFA_{DEBUT}) est diminue jusqu'à λ égale à 2 la probabilité est nulle.
- La probabilité de détection de l'instant fin d'activité (PD_{FIN}) augmente jusqu'à 1 et devient meilleure pour la valeur de λ égale à 2.
- La probabilité de fausse alarme (PFA) de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle jusqu'à λ égale à 5 et diminue.

Dans le rapport 20 db si on a le nombre de trame est 76 et le nombre d'échantillons est 50 échantillons a chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'à 5 on conclut que :

- la probabilité de détection de l'instant de début d'activité (PD_{DEBUT}) est 0.9984 et diminue vers zéros pour λ égale à 5.
- La probabilité de fausse alarme de l'instant de début d'activité (PFA_{DEBUT}) diminue jusqu'à λ égale à 2 la probabilité est nulle.
- La probabilité de détection de l'instant fin d'activité (PD_{FIN}) augmente jusqu'à 1 et devient meilleure pour la valeur de λ égale à 2 et diminue vers zéros à λ égale à 5.
- La probabilité de fausse alarme (PFA) de l'instant de fin d'activité reste toujours nulle jusqu'à λ égale à 5 devient meilleure de valeur 1.

Simulation 5 : Dans cette simulation, nous allons étudier les dites performances pour différente 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 :

			PD _{DEBUT}	PFA _{DEBUT}	PD _{FIN}	PFA _{FIN}
$\lambda=1.05$	Tr=200	V=19	1	0.3132	0.6856	0
$\lambda=1.1$	Tr=200	V=19	1	0.11622	0.8358	0
$\lambda=1.2$	Tr=200	V=19	0.966	0.02886	0.9634	0
$\lambda=1.5$	Tr=200	V=19	0.7330	0	1	0
$\lambda=2$	Tr=200	V=19	0.0076	0	0.4058	0.5942
$\lambda=5$	Tr=200	V=19	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=100	V=38	0.9952	0.3360	0.6158	0
$\lambda=1.1$	Tr=100	V=38	0.9934	0.2546	0.7354	0
$\lambda=1.2$	Tr=100	V=38	0.9610	0.0854	0.9062	0
$\lambda=1.5$	Tr=100	V=38	0.5518	4 ^e -004	0.9960	0.0336
$\lambda=2$	Tr=100	V=38	0.0200	0	4 ^e -004	0.9996
$\lambda=5$	Tr=100	V=38	0	0	0	1
$\lambda=1.05$	Tr=50	V=76	0.600	0.2582	0.5264	4 ^e -004
$\lambda=1.1$	Tr=50	V=76	0.5206	0.1762	0.6314	4 ^e -004
$\lambda=1.2$	Tr=50	V=76	0.3376	0.0664	0.8014	0.0066
$\lambda=1.5$	Tr=50	V=76	0.0448	0.e-003	0.5602	0.4368
$\lambda=2$	Tr=50	V=76	2. ^e -004	0	0	1
$\lambda=5$	Tr=50	V=76	0	0	0	1

Tableau III.5 : Résultats pour (SNR= 2 dB) signal

Dans le rapport 2 db si on a le nombre de trame 19 et le nombre d'échantillons est de 200 échantillons a chaque trames et on augmente λ de 1.05 jusqu'a 5 en conclut que :

- PD_{DEBUT} diminue jusqu'à s'annuler.
- PFA_{DEBUT} diminue jusqu'à λ égale 1.5 la probabilité est nulle.
- $PDFIN$ augmente vers 1 pour $\lambda = 1.5$ et décroît vers 0.
- PFA de l'instant de fin d'activité est tout le temps nulle jusqu'à $\lambda = 2$ pour croître vers 1

Dans le rapport 2 db si on a le nombre de trame 38 et le nombre d'échantillons 100 échantillons pour chaque trames et on augmente λ de 1.05 a 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} ; PFA_{DEBUT} et $PDFIN$ décroissent vers 0.
- PFA de l'instant de fin d'activité est toujours nulle jusqu'à $\lambda = 1.5$ pour croître vers 1.

Dans le rapport 2 db si le nombre de trame est 76 et le nombre d'échantillons est 50 dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 a 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} ; PFA_{DEBUT} et $PDFIN$ diminuent vers 0.
- PFA de l'instant de fin d'activité augmente progressivement vers 1.

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_{DEBUT}	PFA_{DEBUT}	PD_{FIN}	PFA_{FIN}
$\lambda=1.2$	tr=200	V=9	1	0.0370	0.9688	0
$\lambda=1.5$	tr=200	V=9	1	0	1	0
$\lambda=2$	tr=200	V=9	1	0	1	0
$\lambda=1.2$	tr=100	V=18	1	0.0934	0.8984	0
$\lambda=1.5$	tr=100	V=18	1	0.0020	0.9978	0
$\lambda=2$	tr=100	V=18	1	0	1	0
$\lambda=1.2$	tr=50	V=36	1	0.1958	0.8006	0
$\lambda=1.5$	tr=50	V=36	1	0.0188	0.9828	0
$\lambda=2$	tr=50	V=36	1	0	0.9966	0

Tableau III.6.1: Résultats pour SNR = 100dB et N = 2000

Dans le rapport 100 db si on a le nombre de trame est 9 et le nombre d'échantillons est 200 échantillons a chaque trames et on augmente λ de 1.2 jusqu'a 2 en conclut que :

- PD_{DEBUT} reste égal à 1.
- PFA_{DEBUT} diminue jusqu'à λ égale a 1.5 et diminue vers zéro.
- PD_{FIN} augmente jusqu'à égale 1 pour λ égale à 1.5.
- PFA de l'instant de fin d'activité est toujours nulle.

Dans le rapport 100 db si on a le nombre de trame est 18 et le nombre d'échantillons est 100 échantillons a chaque trames et on augmente λ de 1.2 jusqu'à 2 en conclut que :

- PD_{DEBUT} est égale à 1.
- PFA_{DEBUT} diminue jusqu'à λ égale à 1.5 la probabilité est nulle.
- PD_{FIN} augmente jusqu'à 1 et devient meilleure pour la valeur de λ égale à 2.
- PFA de l'instant de fin d'activité est toujours nulle.

Dans le rapport 100 db si on a le nombre de trame est 36 et le nombre d'échantillons est 50 échantillons a chaque trames et on augmente λ de 1.05 a 2 en conclut que :

- PD_{DEBUT} est 1.
- PFA_{DEBUT} augmente.
- PD_{FIN} augmente.
- $PFA_{\text{de l'instant de fin d'activité}}$ est toujours nulle .

			PD_{DEBUT}	PFA_{DEBUT}	PD_{FIN}	PFA_{FIN}
$\lambda=1.2$	tr=200	V=9	1	0.0346	0.9674	0
$\lambda=1.5$	tr=200	V=9	1	0	1	0
$\lambda=2$	tr=200	V=9	1	0	1	0
$\lambda=1.2$	tr=100	V=18	1	0.0974	0.8960	0
$\lambda=1.5$	tr=100	V=18	1	1.00 ^e -003	0.9986	0
$\lambda=2$	tr=100	V=18	1	0	1	0
$\lambda=1.2$	tr=50	V=36	0.9932	0.1998	0.8084	0
$\lambda=1.5$	tr=50	V=36	0.8684	0.0138	0.9800	0
$\lambda=2$	tr=50	V=36	0.3262	0	1	0

Tableau III.6.2: Résultats pour SNR = 20dB et N = 2000

Dans le rapport 20 db si on a le nombre de trame est 9 et le nombre d'échantillons est 200 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 a 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} Est tout le temps égale à 1
- PFA_{DEBUT} est approximativement nulle
- PD_{FIN} augmente vers 1
- PFA de l'instant de fin d'activité est toujours nulle

Dans le rapport 20 db si on a le nombre de trame est 18 et le nombre d'échantillons est 100 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 a 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} est toujours égale à 1
- PFA_{DEBUT} est approximativement nulle
- PD_{FIN} augmente vers 1
- PFA de l'instant de fin d'activité est toujours nulle

Dans le rapport 20 db si on a le nombre de trame est 36 et le nombre d'échantillons est 50 échantillons dans chaque trames et on augmente λ de 1.05 a 5 on conclut que :

- PD_{DEBUT} a commencé à diminuer.
- PFA_{DEBUT} est approximativement nulle.
- PD_{FIN} augmente vers 1.
- PFA de l'instant de fin d'activité est tout le temps nul.
- PD_{DEBUT} ; PFA_{DEBUT} et PD_{FIN} diminuent vers 0.
- PFA de l'instant de fin d'activité augmente progressivement vers 1

Simulation 7 : Dans cette simulation, nous allons étudier les performances de PD de la trame de début d'activité pour différents suintants de début d'activité (IDA) : 4000, 4010, 4020, 4030, 4040 ,4050 ,4100 et 4150. Dans ce but, nous procédons à 5000 réalisations indépendantes de Monte-Carlo et nous allons considérer les paramètres suivants de simulations : $\lambda= 1.2, 1.5, 2$. $v = 19$, $Tr = 200$, $N = 8000$ 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	4150
ρ_{moy}	0.5631	0.8635	0.5832	0.8683	0.8548	0.9712	0.5769	0.5761
PD _{DEBUT}	1	1	1	1	1	1	1	1

Tableau III.7.1: Résultats pour $\lambda=1.2$

Dans ce tableau Lorsque λ est égale à 1.2 le ρ_{moy} augmente puis diminue immédiatement de 4000 à 4150 et PD_{DEBUT} reste très bonne.

	4000	4010	4020	4030	4040	4050	4100	4150
ρ_{moy}	0.5630	0.8639	0.5832	0.8681	0.8534	0.9707	0.5761	0.5760
PD _{DEBUT}	1	1	1	1	1	1	0.9997	0.9999

Tableau III.7.2: Résultats pour $\lambda=1.5$

Dans ce tableau Lorsque λ égale à 1.5 le ρ_{moy} augmente puis diminue immédiatement de 4000 à 4150 PD_{DEBUT} reste 1 et commence à diminuer à partir de 4100.

	4000	4010	4020	4030	4040	4050	4100	4150
ρ_{moy}	0.5633	0.8635	0.5832	0.8684	0.8543	0.9712	0.5761	0.5760
PD _{DEBUT}	1	1	1	1	1	1	0.6600	0.6669

Tableau III.7.3: Résultats pour $\lambda=2$

Dans ce tableau Lorsque λ égale a 1.5 le ρ_{moy} croissant et décroissant de 4000 a 4150 PD_{DEBUT} reste bonne dont la valeur 1 et commence a diminuer depuis 4100 .

Conclusion générale :

Dans ce travail, nous sommes intéressés à l'étude théorique , d'une technique nécessaire dans le domaine du diagnostic.

A travers notre travail nous avons appliqué les méthodes de détection au signal EMG à savoir : LED et ALED nous avons étudié:

Les performances des différentes méthodes en termes de variance de l'estimation des instants de début et de fin de l'activité électromyographie en fonction du SNR et en fonction du seuil .

Les performances des différentes méthodes en termes de probabilités de détection et de fausse alarme en fonction du SNR et en fonction du seuil

Application sur des signaux réels

Les résultats obtenus sont satisfaisants et militent pour la poursuite des travaux dans ce domaine.

Bibliographie:

- [1] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2819137-tissu-musculaire-definition-strie-lisse-exemple/>.
- [2] Le muscle squelettique - AFM-Téléthon <https://www.qwant.com/?client=brz-moz&q=le+muscle+squelettique+pdf&t=web> .
- [3] Muscular", healthline, Retrieved 5-7-2018. Edited.
- [4] <https://www.visiblebody.com/fr/learn/muscular/muscle-types>
- [5] Lana Burgess (25-4-2018), "What are the main functions of the muscular system?" , www.medicalnewstoday.com, Retrieved 9-9-2020. Edited
- [6]. Introduction to the Muscular System", training.seer.cancer.gov, Retrieved 9-9-2020. Edited.
- [7] Muscular System", biologydictionary.net, 19-6-2019 , Retrieved 9-9-2020. Edited
- [8] [Le muscle squelettique - AFM-Téléthon](https://www.qwant.com/?client=brz-moz&q=le+muscle+squelettique+pdf&t=web) <https://www.qwant.com/?client=brz-moz&q=le+muscle+squelettique+pdf&t=web> .
- [9] Muscular System: Injuries & Disorders", study.com, Retrieved 9-9-2020. Edited
- [10] Samuel Rota. Apport de l'électromyographie de surface en tennis, proposition d'une nouvelle méthode de normalisation des muscles du membre supérieur, influence de la vitesse et de la fatigue sur l'activité musculaire du membre supérieur en tennis. Tissues and Organs [q-bio.TO]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2013. French. <NNT : 2013LYO10064>. <tel-01174917>
- [11] Jean-Daniel Coudé, Projet #:109 , Conception d'un électromyogramme, Université du Québec à Chicoutimi, Avril 2010
- [12] <http://www.santepublique.fr/electromyographie.php>
- [13] BELAIDE BOUMEDYENNE " Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG-en temps réel" , Mémoire de Master-université de TLEMCEM, 2013-2014.
- [14] Roberto Merletti, Dario Farina, and Aleš Holobar. Surface electromyography (semg). Wiley encyclopedia of electrical and electronics engineering, pages 1–22, 1999.

[15] François Hugand and Kylie Tucker. Surface electromyography to study muscle coordination. 2018

[16] https://www.researchgate.net/figure/A-Non-invasive-electromyography-EMG-controlled-neuromuscular-electrical-stimulation_fig4_299409573

[17] Mamun Bin Ibne Reaz, MS Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. Techniques of EMG signal analysis : detection, processing, classification and applications. Biological procedures online, 8(1) :11, 2006.

[18] Rubana H Chowdhury, Mamun BI Reaz, Mohd Alauddin Bin Mohd Ali, Ashrif AA Bakar, Kalaivani Chellappan, and Tae G Chang. Surface electromyography signal processing and classification techniques. Sensors, 13(9) :12431–12466, 2013.

[19] H. Bengacemi, A. Ouldali, Karim Abed-Meraim, Olivier Buttelli, A. Mesloub, "Bursts EMG Activity Detection using Modified Adaptive Linear Energy Detector", International Conference on Image and Signal Processing and their Applications (ISPA 2017), Dec 2017, Mostaganem, Algeria.

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

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

[22] R Venkatesha Prasad, Abhijeet Sangwan, HS Jamadagni, MC Chiranth, Rahul Sah, and Vishal Gaurav. Comparison of voice activity detection algorithms for VoIP. Seventh International Symposium on Computers and Communications, pages 530–535, 2002

[23] Alexandre Balbinot, Guilherme Corseti, and Amanda Balbinot. Adaptive and linear energy based detector for a virtual mouse control. International Work-conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pages 147–154, 2013.

[24] Verteletskaya Ekaterina, Sakhnov Kirill and Simak Boris. Approach for energy-based voice detector with adaptive scaling factor. IAENG International Journal of Computer Science, 2009, 36(4), 2009.