

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE KASDI MERBAH
OUARGLA



Faculté des Nouvelles Technologies de L'Information et de la Communication

MEMOIRE MASTER PROFESSIONNEL

Domaine : **Sciences et Techniques**

Filière : **Automatique**

Spécialité : **Instrumentation Industrielle**

Présenté par :

MAMMAR Gherara

DOKMA Abd Elwahab

Thème

***SIMULATION D'UN SIGNAL
D'ELECTROMYOGRAMME GENERE PAR UN
MUSCLE PLANAIRE***

Soutenu publiquement

Le : 21 / 10 / 2020

Devant le jury :

Mr. RACHEDI Med Yacine

MAA

Président

UKM Ouargla

Mr. HAMMOUCHI Fatah

MAA

Encadreur/rapporteur

UKM Ouargla

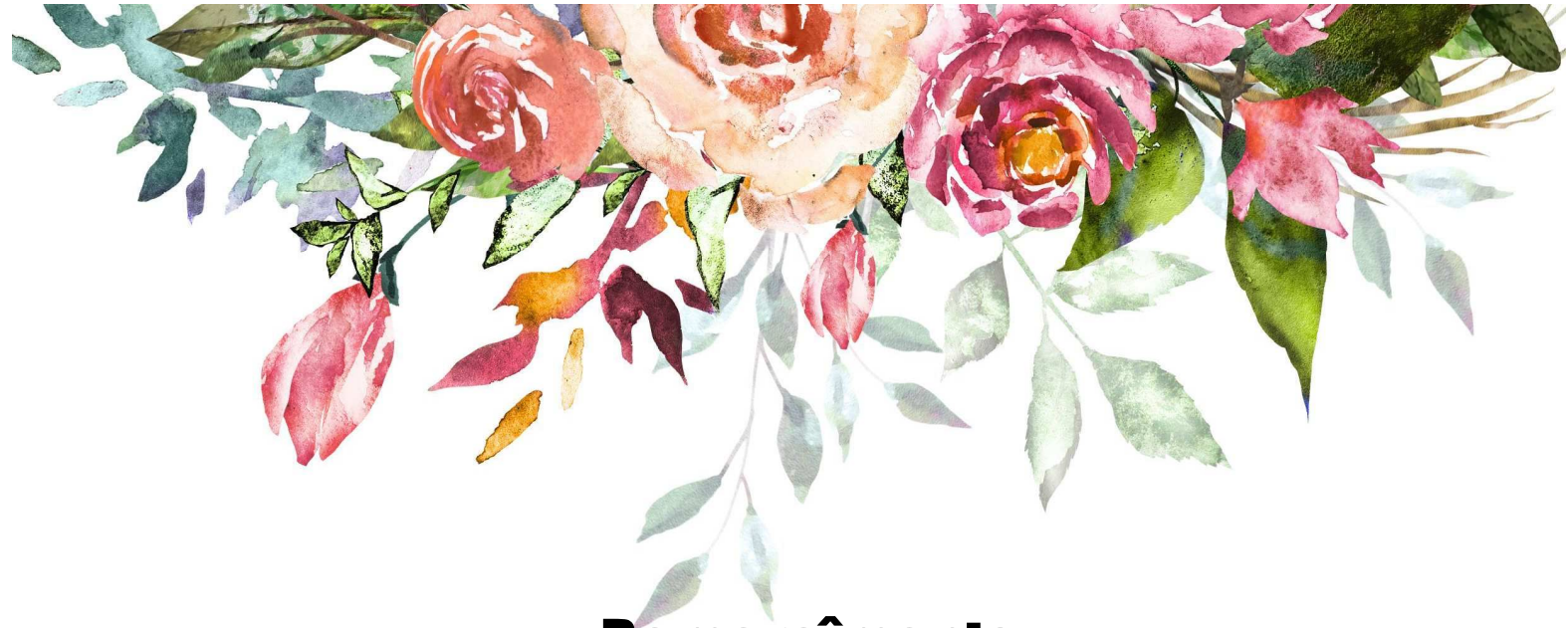
Mr. BENKRINAH Sabra

MCB

Examineur

UKM Ouargla

Année Universitaire 2019 / 2020

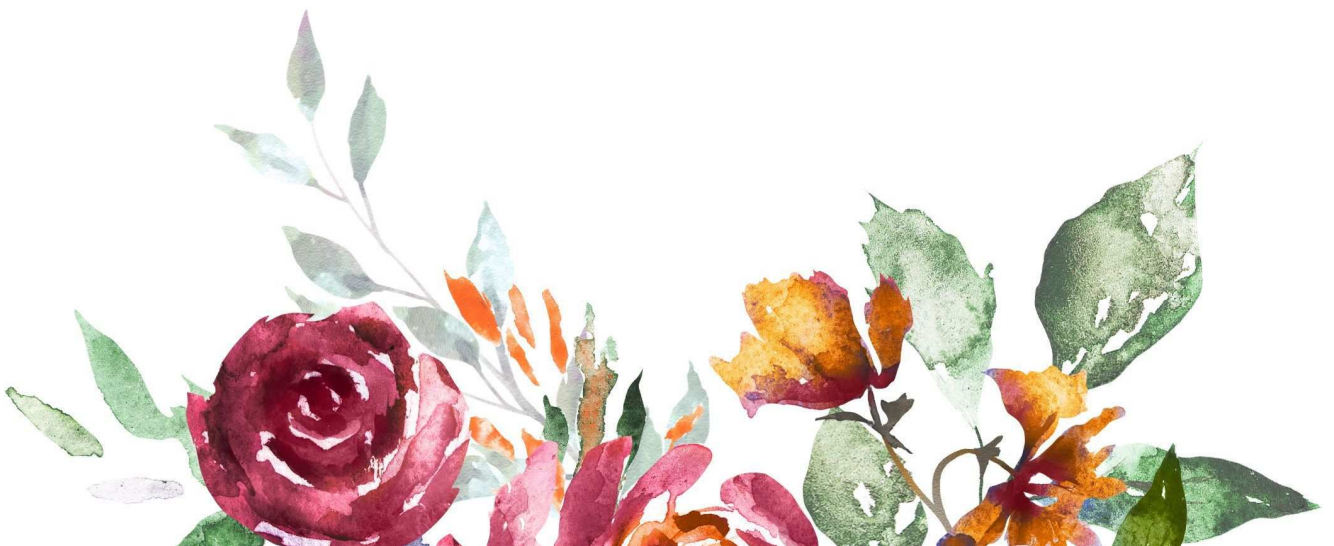


Remercîments

En premier lieu, nous tenons à remercier notre **DIEU**,
notre créateur pour nous avoir donné la force
pour accomplir ce travail.

Nos sincères gratitudees à **Mr. HAMMOUCHI Fatah** pour
avoir accepter de nous encadrer, et pour ses instructions
incontestables, sa compréhension, sa patience, ses compétences,
et ses remarques et finalement pour nous avoir diligentés tout au
long de ce travail.

Nous tenons tout particulièrement à remercier **Mr. RACHEDI
Mohammed Yacine** qui nous a offert son temps précieux
pendant Quatre ans.





Dédicace

Je dédie ce modeste travail à
Mes parents

Ma mère, qui ne cesse jamais de m'offrir, son amour, son soutien, tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie.

Mon père, j'espère qu'il est fier de trouver ici le résultat d'années de sacrifices pour m'aider à avancer dans la vie.

Merci pour les valeurs nobles, l'amour, l'éducation et le soutien permanent venu de vous.

Mes frères et sœurs

qui n'ont cessé d'être pour moi des exemples de persévérance, de courage et de générosité.

Mes amis, tout particulièrement **mon binôme**, **mes collègues**, et finalement **mes enseignants** du département

Mammar Gherara





Dédicace

Je dédie ce modeste travail à

Mes parents

Qui ont tout sacrifié pour mon bien et qui ont éclairé ma route par leur compréhension, leurs sacrifices consentis et leurs précieux conseils

Merci pour les valeurs nobles, l'amour, l'éducation et le soutien permanent venu de vous, j'espère que vous êtes fier de moi

Mes frères et sœurs

Qui n'ont cessé d'être pour moi des exemples de persévérance, de courage et de générosité.

Mes amis, tout particulièrement **mon binôme**, **mes collègues**, et finalement **mes enseignants** du département

Dokma abd elwahab



SOMMAIRE

Liste des figures.....	vii
Liste des abréviations	ix
Introduction générale.....	1

Chapitre I : Muscle Squelettique Strié et Signal EMG

I.1. Introduction	3
I.2. Anatomie du muscle squelettique strié.....	3
I.2.1. Structure d'un muscle squelettique strié	4
I.2.2. Innervation et vascularisation du muscle	4
I.2.3. Unité motrice.....	4
I.3. Électromyographie (EMG).....	5
I.3. 1. Définitions de l'Électromyographie	5
I.3. 2. Histoire de l'électromyographie	6
I.3. 3. Domaines d'utilisation de l'EMG	6
I.3. 4. Avantages typiques de l'EMG	7
I.4. Les électrodes	7
I.4. 1. Type des électrodes	7
I.4. 1.1. Electrodes à aiguilles.....	7
I.4. 1.2. Electrodes de surface.....	8
I.5. Aspects techniques reliés à l'EMG	9
I.5.1. Les Électrodes	9
I.5.2. Grandeur de la surface d'enregistrement	10
I.5.3. Placement des électrodes.....	10
I.5.4. Caractéristiques des électrodes	10
I.5.5. Avantages et inconvénients des électrodes	11
I.5.6. Impédance de la peau	11
I.6. Les Amplificateurs	12
I.6. 1. Impédance d'entrée de l'amplificateur.....	12
I.6. 2. Bande passante (étendu dynamique) de l'amplificateur	12
I.6. 3 Rapport de rejet en mode commun (RRMC) de l'amplificateur.....	12
I.6. 4. Niveau de Bruit de l'amplificateur.....	13
I.7. Conclusion.....	13

Chapitre II : Modélisation du potentiel généré par un muscle

II.1. Introduction.....	14
II.2. Description du modèle du volume conducteur	14
II.3. Calcul de la fonction de transfert du volume conducteur	15

II.4. Description de la source	18
II.5. Description du système de détection.....	19
II.5.1. Fonction de transfert d'une électrode rectangulaire	20
II.5.2. Fonction de transfert d'une électrode elliptique	20
II.5.3. Fonction de transfert d'une électrode circulaire	21
II.5.4. Inclinaison des fibres musculaires dans le plan de la peau.....	22
II.6. Fonction de transfert globale.....	23
II.7. Calcul du potentiel généré par une source impulsionnelle dans le domaine spatial	24
II.8. Potentiel généré par une source analytique.....	25
II.9. Conclusion	26
Chapitre III : Effets des paramètres du modèle sur le potentiel détecté	
III.1. Introduction.....	27
III.2. Effet du modèle sur les potentiels détectés.....	27
III.3. Organigramme du modèle	28
III.4. Effets des paramètres anatomiques du volume conducteur sur le potentiel détecté.....	29
III.4.1. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la peau	30
III.4.2. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la graisse	30
III.4.3. Influence de la profondeur de la fibre musculaire.....	31
III.5. Influence des paramètres physiques du volume conducteur.....	32
III.5.1. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la peau.....	32
III.5.2. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la graisse	33
III.5.3. Influence des conductivités de la couche anisotrope du muscle	34
III.5.3.1. Influence de la conductivité longitudinale de la fibre	34
III.5.3.2. Influence de la conductivité transversale de la fibre	35
III.6. Effets des paramètres du système de détection.....	36
III.6.1. Effet des dimensions de l'électrode circulaire isotrope.....	36
III.6.2. Effet des dimensions de l'électrode rectangulaire anisotrope	37
III.6.3. Effet de la rotation du système de détection.....	38
III.7. Conclusion	41
Conclusion générale.....	42
Bibliographie	43
Résumé	45

Liste des figures

Figure I.1 :	Anatomie d'un muscle squelettique strié	4
Figure I.2 :	Structure d'une unité motrice	5
Figure I.3 :	Électrode EMG sous-cutanée (à aiguilles)	8
Figure I.4 :	Electrodes de surface	9
Figure I.5 :	Chaine d'acquisition d'un signal EMG	9
Figure I.6 :	Amplificateur EMG (avec des électrodes)	12
Figure II.1 :	Modèle du volume conducteur non-homogène et anisotrope constitué par les trois couches du muscle, de la graisse et de la peau	14
Figure II.2 :	Fonctions de transfert du volume conducteur en valeur absolue normalisée	18
Figure II.3 :	Potentiel d'action intracellulaire (IAP) de Rosenfalck	19
Figure II.4 :	Fonction de transfert en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire	20
Figure II.5 :	Fonction de transfert en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique	21
Figure II.6 :	Fonction de transfert en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme circulaire.	22
Figure II.7 :	Fonction de transfert en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique pour un angle d'inclinaison $\theta = 50^{\circ}$	23
Figure II.8 :	Fonction de transfert globale en valeur absolue normalisée	23
Figure II.9 :	Représentation schématique des opérations exécutées pour calculer le potentiel	24
Figure II.10 :	Potentiel de surface généré par une source impulsionnelle en valeur normalisé	25
Figure II.11 :	Potentiel de surface généré par une source analytique de Rosenfalck en valeur normalisée	26
Figure III.1 :	Schémas simplifié du modèle.....	27
Figure III.2 :	Organigramme des étapes nécessaires aux calculs du otentiel.....	28
Figure III.3 :	Fonction de transfert globale 2D et 1D (coupe) en valeur absolue normalisée	29
Figure III.4 :	Influence de l'épaisseur de la couche de la peau «hP» sur les potentiels détectés	30
Figure III.5 :	Influence de l'épaisseur « hG » de la couche de la graisse sur les potentiels	

	déTECTÉS	31
Figure III.6 :	Influence de la profondeur « Zs » de la fibre sur les potentiels détectés	32
Figure III.7 :	Influence de la conductivité « sP » de la couche de la peau sur les potentiels détectés	33
Figure III.8 :	Influence de la conductivité « sG » de la couche de la graisse sur les potentiels détectés	34
Figure III.9 :	Influence de la conductivité longitudinale « sL » de la fibre (muscle) sur les potentiels.....	35
Figure III.10 :	Influence de la conductivité transversale « sT » de la fibre (muscle)	36
Figure III.11 :	Influence du rayon « r » de l'électrode circulaire sur les potentiels détectés	37
Figure III.12 :	Influence des dimensions d'une électrode rectangulaire sur les potentiels....	38
Figure III.13 :	Isotropie de la fonction de transfert d'une électrode de forme circulaire	38
Figure III.14 :	Influence de la rotation « Thêta » d'une électrode de forme circulaire sur les potentiels	39
Figure III.15 :	Influence de la rotation « Thêta » d'une électrode de forme rectangulaire sur les potentiels	40
Figure III.16 :	Anisotropie de la fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire	40

Liste des abréviations

EMG	: Electromyographie
d	: Epaisseur de la couche de la peau
h_1	: Epaisseur de la couche de la graisse
y_0	: Profondeur de la densité de courant de source dans le muscle
Ω	: Domaine de définition du volume conducteur
φ	: Potentiel (V)
i	: Densité de courant de source
σ	: Conductivité tenseur
$\varphi_m(x, y, z)$: Potentiel dans la couche m (le muscle)
σ_{m1}, σ_{m2} et σ_{m3}	: Conductivités de la couche anisotropiques dans les directions respectivement
$\varphi_g(x, y, z)$: Potentiel de la couche g
$J_1(h)$: Fonction de Bessel d'ordre 1 et de première espèce
I^{-1}	: La transformée de Fourier inverse 1-D

A decorative border of various green leaves and branches, including heart-shaped leaves and ferns, framing the central text. The border is composed of several distinct plant elements: a branch with large, rounded leaves at the top left; a branch with heart-shaped leaves and small yellow flowers on the left side; a branch with heart-shaped leaves and small yellow flowers on the right side; and a branch with large, rounded leaves and small yellow flowers at the bottom right.

Introduction Générale

Les muscles squelettiques sont des muscles sous contrôle volontaire du système nerveux central. Le corps humain comprend environ 600 muscles présents chez tous les individus sains. La contraction musculaire est le résultat d'une stimulation électrique des fibres musculaires. En 1791 M. Galvani a montré l'aspect électrique de l'activité musculaire grâce à des expériences menées sur des grenouilles. En 1929 Adrian et Bronk ont conçu une aiguille d'enregistrement de l'activité électrique des muscles contractés. Cette technique d'enregistrements est appelée électromyographie et le signal résultant est appelé signal électromyographique (EMG). Ce signal est mesuré par des éléments conducteurs qu'on appelle électrodes qui sont posés à la surface de la peau (détection non-invasive) ou invasivement à l'intérieur du muscle.

La modélisation des signaux électro-physiologiques remonte aux travaux de Lorente en 1947, et de Rosenfalck en 1969. Les deux chercheurs fondèrent les bases mathématiques de la modélisation en introduisant les propriétés anatomiques, physiques et physiologiques du muscle. La modélisation du signal EMG de surface est fondamentale pour l'interprétation des enregistrements EMG, le test et la conception des algorithmes pour l'extraction des informations à partir du signal enregistré et la compréhension des maladies physiologiques.

L'objectif de ce travail est la modélisation du potentiel détecté à la surface de la peau généré par une source analytique dans le domaine spatial en utilisant la technique du filtrage spatial 2-D. Dans cette technique, le volume conducteur et le système de détection sont représentés par un filtre spatial 2-D. Le volume conducteur sera considéré comme un milieu non-homogène et anisotrope constitué par trois couches : le muscle, la graisse et la peau. Ce milieu sera défini dans un plan planaire, infini et invariant dans l'espace. Le système de détection est une électrode de forme et des dimensions variables. En effet nous avons utilisé des électrodes de forme circulaire, rectangulaire et elliptique pour la détection du potentiel. Deux sources de génération sont considérées, la première est une source impulsionnelle et la seconde est une source analytique.

Ce mémoire est organisé en trois chapitres. Dans le premier chapitre, nous présenterons le muscle squelettique strié. Puis, nous aborderons le vaste domaine de l'électromyographie d'une manière non exhaustive, en présentant les définitions de bases et les moyens utilisés pour la détection.

Dans le deuxième chapitre, nous allons calculer la fonction de transfert du volume conducteur et du système de détection. Ce calcul est basé sur la technique du filtrage spatial 2-D, la description de la densité de courant de source est également modélisée.

Dans le troisième chapitre, nous simulerons les potentiels générés par une source de courant analytique et nous allons étudier l'influence de tous les paramètres anatomiques et physiques décrivant les propriétés du volume conducteur (le muscle) et l'influence des paramètres du système de détection (électrodes) sur le potentiel détecté à la surface de la peau.



Chapitre I

Muscle squelettique strié et signal

EMG

I.1. Introduction

Le corps humain produit sa propre électricité afin que n'importe quelle fonction ait lieu dans le corps, un signal doit être envoyé à l'organe ou au tissu concerné. Le corps est comme une machine qui nécessite de l'électricité et qui fonctionne grâce à elle. Quand on contracte un muscle, les décharges électriques ont lieu. Les signaux qui transportent les ordres depuis le cerveau à travers les nerfs sont électriques, ainsi que tous les signaux sensoriels qui avancent vers le cerveau et dans tout le corps. La division cellulaire et le battement du cœur aussi sont électriques.

Avant d'aborder dans ce travail le signal d'électromyographie, d'abord il est capital de présenter le muscle squelettique strié en étudiant son aspect anatomique et physiologique afin de comprendre le phénomène de la contraction musculaire réversiblement liée à l'activité électrique du muscle. Puis, nous aborderons le vaste domaine de l'électromyographie d'une manière non exhaustive en présentant les définitions de bases et les moyens utilisés pour la détection des signaux EMG.

I.2. Anatomie du muscle squelettique strié

Les muscles représentent 40 à 50 % du poids total du corps humain. La fonction principale des muscles squelettiques striés consiste à produire des forces et des mouvements en se contractant. Le phénomène de contraction de ces muscles, placée sous le contrôle du système nerveux somatique, permet non seulement à l'homme de se déplacer dans son environnement, mais aussi de participer à un rôle important dans la régulation thermique du corps humain [4], [14] et [28].

Il existe chez l'homme, trois types de muscles [4] et [15] :

- Le muscle lisse, généralement placé sous le contrôle du système nerveux autonome, assure le fonctionnement de la vie végétative.
- Le muscle cardiaque, lui aussi placé sous le contrôle du système nerveux autonome, assure la contraction du myocarde.
- Le muscle squelettique, placé sous le contrôle du système nerveux central permet, au corps humain d'interagir avec son environnement.

I.2.1. Structure d'un muscle squelettique strié

L'anatomie du corps musculaire ressemble à une "poupée russe". Sur une coupe, on voit que le muscle est formé de multiples faisceaux, composés d'un élément de base: une cellule allongée appelée fibre musculaire; cette fibre contient des myofibrilles réunies également en faisceaux. Chaque myofibrille contient des protéines contractiles, les filaments minces d'actine et épais de myosine, qui, en glissant les uns sur les autres, font se raccourcir le muscle; ce raccourcissement agit sur les os et produit le mouvement. [19]. Les fibres musculaires sont activées par le système nerveux central par l'intermédiaire des signaux électriques transmis par les neurones. [11]

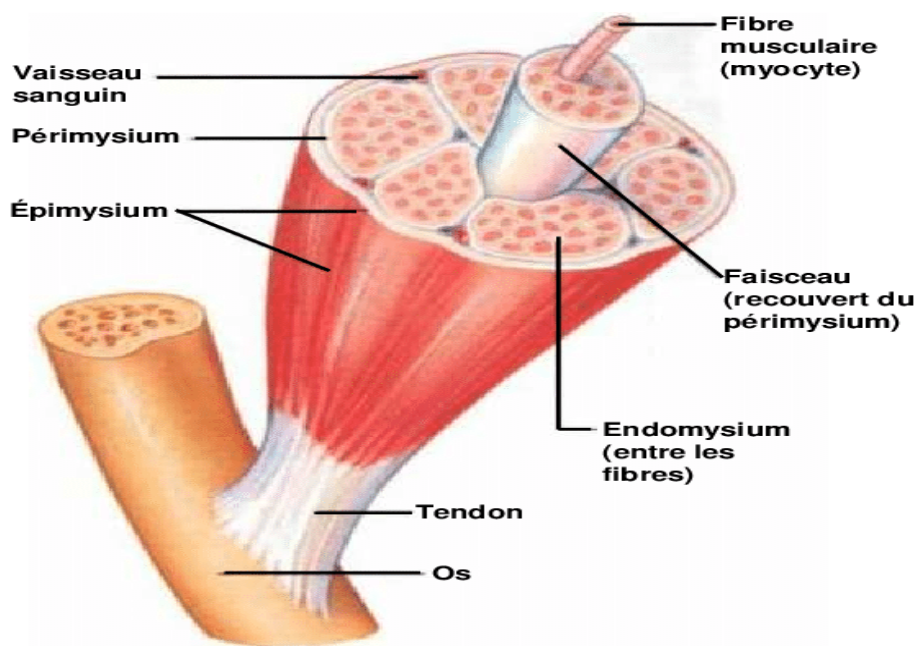


Fig. I.1. Anatomie d'un muscle squelettique strié [11]

I.2.2. Innervation et vascularisation du muscle

Chaque fibre musculaire est dotée d'une terminaison nerveuse qui régit son activité. Chaque muscle est desservi par une artère et une ou plusieurs veines. Les artères acheminent les nutriments et l'oxygène, par contre les veines évacuent les déchets métaboliques [11].

I.2.3. Unité motrice

Toutes les fibres musculaires d'un muscle sont innervées par les axones des nerfs moteurs émanant de la partie antérieure de la moelle épinière. Chaque nerf moteur ou motoneurone innerve ainsi plusieurs fibres musculaires. Par contre, une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone. L'ensemble formé par un motoneurone et les fibres

qu'il innerve est appelé unité motrice (UM). C'est la plus petite unité fonctionnelle musculaire, car la plus petite contraction musculaire résulterait en fait de l'activation d'une seule unité motrice. Les connexions entre les terminaisons axonales des motoneurones et les fibres musculaires, appelées les jonctions neuromusculaires ou les plaques motrices, se font généralement au milieu du muscle, et l'ensemble de ces jonctions forme le point moteur [2], [5].

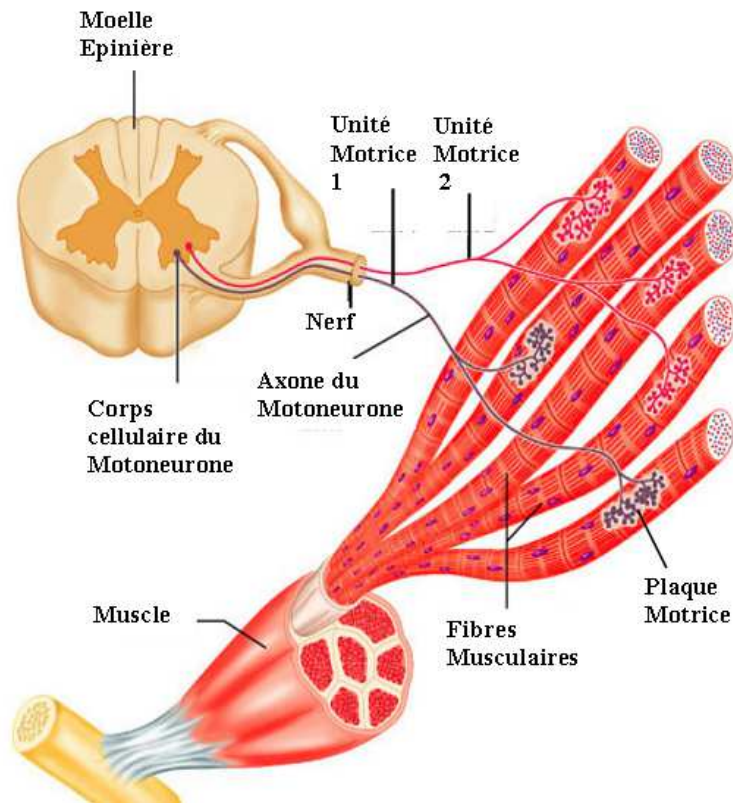


Fig. I.2. Structure d'une unité motrice [28].

I.3. Électromyographie (EMG)

I.3.1. Définitions de l'Électromyographie

L'électromyographie est une technique expérimentale qui concerne le développement, l'enregistrement et l'analyse des signaux électriques générés par les muscles (signaux myoélectriques). Ces signaux sont produits par les variations de l'état physiologiques de la membrane des fibres musculaires [27]. Basmajian et De Luca ont défini l'électromyographie comme étant « l'étude de la fonction du muscle par la quête et l'analyse des signaux électriques émanant de ces muscles [23] ».

Le signal appelé Electromyogramme ou (EMG) représente l'enregistrement d'une série d'événements bioélectriques (potentiels de membrane musculaire) associés à la

contraction musculaire. Il peut être mesuré en appliquant des éléments conducteurs nommées « électrodes » sur la surface de la peau (EMG de surface), ou d'une manière invasive à l'aide des aiguilles à l'intérieur du muscle (EMG implantée). L'EMG de surface est la méthode de mesure la plus souvent utilisée. Elle est non invasive et peut être conduite par un personnel autre que les médecins sans risque de nuisance au sujet ou au patient [27].

I.3.2. Histoire de l'électromyographie

L'histoire de l'électromyographie (EMG) a débuté avec la découverte de l'électricité. Un électromyogramme signifie littéralement l'enregistrement de l'activité électrique de la membrane de la cellule musculaire. En 1773, Walsh avait été en mesure de démontrer clairement que le tissu musculaire pourrait générer une étincelle d'électricité. Plus tard en 1790, Galvani a obtenu une preuve directe qu'il existe une relation entre la contraction des muscles et de l'électricité au cours d'une série d'études sur les muscles de la grenouille.

Par l'utilisation des premiers galvanomètres, Carlo Matteucci a prouvé en 1838 que les courants électriques sont générés par les muscles pendant leur contraction. L'étude de la fonction du muscle à l'aide de l'activité électrique qui accompagne la contraction du muscle est devenue une discipline appelée Électromyographie. Il a été connu par le travail de Piper (1912), que les contenus du signal EMG aussi bien l'amplitude que la fréquence changent durant une contraction musculaire soutenue en cas de fatigue [21].

En 1922, H. Gasser S. et J. Erlanger ont utilisé l'oscilloscope pour observer la morphologie du signal EMG de détection consiste à étudier l'activité électrique des muscles au repos et lors de leur activation volontaire. Cette activité est recueillie par des électrodes placées dans une fine aiguille qui est placée dans le muscle à explorer. L'activité des muscles superficiels peut être recueillie par des électrodes placées sur la peau en regard. L'enregistrement de l'activité d'un muscle(EMG) après stimulation électrique de son nerf (stimulodétection) permet de mesurer les vitesses de conduction de ce nerf et étudier le fonctionnement de muscle [16].

I.3.3. Domaines d'utilisation de l'EMG

L'électromyographie est utilisée dans les études de bases dans le domaine physiologique et biomécanique. Elle est fréquemment employée en kinésithérapie puisqu'elle est considérée comme un outil d'évaluation en recherches appliquées, en physiothérapie et réhabilitation, en entraînement sportif et dans les interactions du corps humain aux produits industriels et aux conditions de travail [27].

On peut citer ci-après quelques domaines d'applications [27] :

- Recherches médicales (orthopédie, chirurgie, neurologie fonctionnelle, analyse de la posture et de la démarche).
- Réhabilitation (postchirurgie et accidents, réhabilitation neurologiques, thérapie physique, thérapies d'entraînements actifs).
- Ergonomie (analyse de la demande, prévention des risques, design ergonomique, certification des produits).
- Sciences sportives (biomécanique, analyse du mouvement, régimes d'entraînements des athlètes de haut niveau, réhabilitation sportive).

I.3.4. Avantages typiques de l'EMG

Les avantages typiques sont [19] :

- l'EMG permet de directement de "voir" dans le muscle.
- Il permet la mesure de la performance musculaire.
- Aide à la prise de décision avant et après la chirurgie.
- Aide à la mise en œuvre de régimes de traitement des documents et de formation.
- Aide les patients à rééduquer leurs muscles.
- Permet d'améliorer l'analyse des activités sportives.

I.4. Les électrodes

Les signaux électro physiologiques reflètent l'activité physiologique constituée par un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure de ces signaux, y compris le signal EMG, est effectuée au moyen de capteurs soit de manière invasive ou non invasive. Dans la détection invasive effectuée avec des aiguilles, ces dernières doivent être insérées à l'intérieur du muscle pour obtenir des signaux, tandis que dans la détection non-invasive, des électrodes sont placées sur la surface du muscle [8].

I.4.1. Types des électrodes

a) Electrodes à aiguilles

On utilise des électrodes aiguilles pour étudier l'activité locale dans le muscle. L'insertion d'électrodes dans les muscles permet la détection de potentiels électriques à proximité des fibres musculaires, et l'effet du volume conducteur est limité. Dans ce cas, les

potentiels d'action des unités motrices individuelles (PAUM) peuvent être facilement identifiés à partir du signal d'interférence, au moins au niveau des forces modérées [17].



Fig. I.3. *Électrode EMG sous-cutanée (à aiguilles) [3]*

b) Electrodes de surface

Bien que la technique de détection non-invasive fournisse des signaux à bande passante, inférieure à 400 Hz, qui est une bande passante étroite comparée à la largeur de la bande passante en cas de l'EMG intramusculaire qui est supérieure à 1 kHz l'EMG de surface (SEMG) est actuellement utilisé dans de nombreuses applications. Au cours des dernières années, l'EMG est devenu de plus en plus important. Cette importance vient de nombreux avantages par rapport à l'EMG de l'aiguille. En fait, il ne provoque pas de douleur ou d'inconfort et il n'y a aucun risque d'infection qui est susceptible lors de l'insertion d'une aiguille.

De plus; il peut être effectué par un personnel autre que les médecins, avec un risque minime pour le sujet. L'activité myoélectrique apparaît sur la surface de la peau en tant que potentiels électriques avec une bande passante limitée de 15 à 400 Hz, et avec une très faible amplitude de certains micro à quelques millivolts crête à crête en fonction de l'intensité de la contraction du muscle. Des instruments très sensibles sont alors nécessaires pour la détection, l'amplification le conditionnement et la numérisation des signaux SEMG [8].

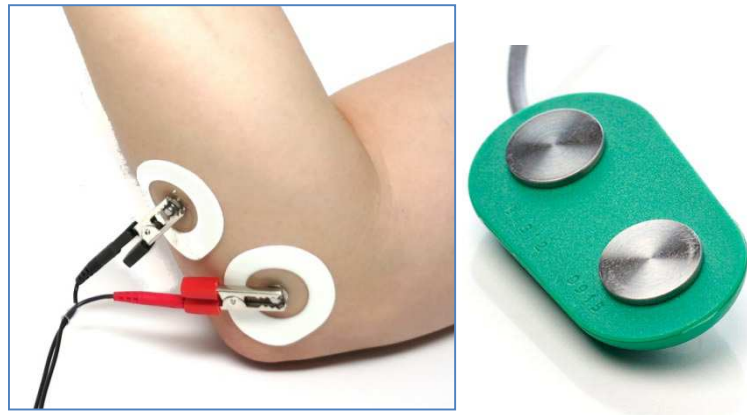


Fig. 1.4. *Electrodes de surface*

I.5. Aspects techniques liés à l'EMG

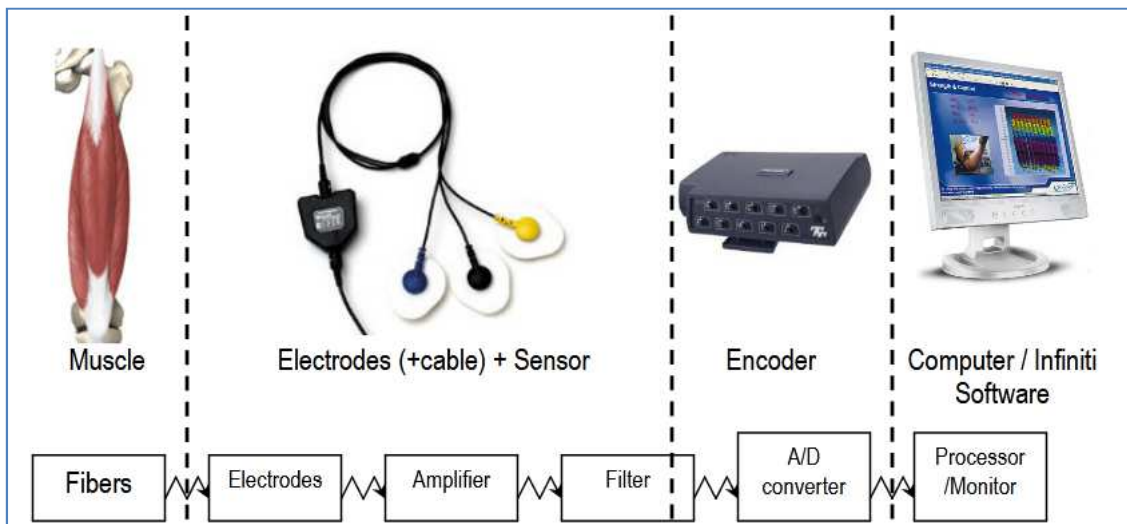


Fig. 1.5. *Chaîne d'acquisition d'un signal EMG* [15]

I.5.1. Les Électrodes

N'importe quelle surface conductrice peut être utilisée pour enregistrer le signal EMG. La plupart du temps, c'est un métal pur (or) ou un métal recouvert avec un sel insoluble (Ag/Ag-Cl). Tous les métaux purs (sauf l'or) forment une couche d'oxydation quand ils sont exposés à l'oxygène (corrosion) et diminue l'efficacité du matériel comme conducteur de courant acier inoxydable et le platine (*platinum*) sont moins sensibles à la corrosion [15].

L'argent et le cuivre sont de bons conducteurs mais ils sont dissous lentement par les ions de Chlore et forme un oxyde de métal qui est très toxique et qui se repend dans les tissus. Les métaux sont chlorurés avant leur utilisation pour enregistrement chronique. Une pâte ou un gel conducteur (électrolytique) est utilisé entre la peau et l'électrode en EMG de surface pour obtenir un meilleur médium.

I.5.2. Grandeur de la surface d'enregistrement

L'amplitude et la fréquence du signal EMG dépend partiellement de la grandeur de la surface d'enregistrement. Ils sont inversement proportionnels à la grandeur de la surface d'enregistrement de l'électrode [15]. L'amplitude et la fréquence du signal enregistré avec de petites électrodes de surface seront plus élevées qu'avec de grosses électrodes. Si la surface d'enregistrement est très petite (électrode implanté), il y a une grande impédance métal-électrolyte (haute résistance, petite capacitance). Impédance d'entrée de l'amplificateur doit être très grande pour empêcher la distorsion de la vague et l'amplitude du signal. Une grande surface échantillonne d'une plus grande région. Le signal qui en résulte devient une moyenne à plus basse amplitude. Petites électrodes pour enregistrer des unités motrices et de grosses électrodes pour enregistrer l'activité globale d'un muscle [15].

I.5.3. Placement des électrodes

La forme et l'amplitude du signal EMG sont influencées par le placement des électrodes. L'amplitude du signal enregistré diminue exponentiellement avec la distance entre les électrodes et les sources de l'activité électrique. Les hautes fréquences du signal sont perdues à mesure que la distance entre les électrodes et les sources de l'activité électrique. Les muscles et les autres tissus agissent comme un filtre passe-bas avec des électrodes multipolaires (2 dipôles ou plus), elles devraient être orientées en parallèle avec les fibres musculaires [15].

La distance (centre à centre) entre des électrodes multipolaires devrait être environ la longueur d'une vague de dépolarisation (produit de la vitesse de conduction et la durée des événements). Pour la plupart des muscles de mammifère cette distance est de 2-10 mm. Pour obtenir un meilleur signal on doit placer les électrodes près de la plaque motrice - point moteur (sur le chef du muscle).

I.5.4. Caractéristiques des électrodes

Les électrodes sont caractérisées par [8], [15] :

- a) **Intensité d'impulsion** : L'amplitude de la stimulation (i.e. plus grand courant ou plus grand voltage).
- b) **Durée de l'impulsion** : La période de temps que le courant est appliqué.
- c) **Cycle** : La période de temps entre 2 impulsions consécutives.
- d) **Fréquence d'impulsion** : Le nombre d'impulsion dans une période de temps (1/cycle).
- e) **Train d'impulsion** : Le regroupement d'impulsions.

f) **Durée du train** : La période de temps que le train d'impulsion est appliqué.

g) **Fréquence de train** : Le nombre de train dans une période de temps.

I.5.5. Avantages et Inconvénients des électrodes

Parmi les avantages et les inconvénients des électrodes on peut citer ce qui suit [8], [15] :

a) Avantages

- Investissement limité.
- Application en toutes positions.
- Utilisable partout.
- Réglage rapide.
- Electrode pour chaque type d'acier inoxydable.
- Peu de problème d'impuretés.
- Protection par laitier solidifié, également à l'envers.
- Faible apport calorifique.
- Bonnes propriétés mécaniques et chimiques.

b) Inconvénients

- Faible facteur de marche.
- Faible vitesse de soudage.
- Projections.
- Oxydation progressive (décoloration).
- Décapage et passivation toujours nécessaires.

I.5.6. Impédance de la peau

L'interface électrode/peau a une impédance qui dépend de plusieurs facteurs l'épaisseur de la peau. Le nettoyage de la peau (enlever la graisse ou l'huile et la peau morte- les cellules Épithéliales mortes) l'air de la surface des électrodes. La température de la pâte ou du gel électrolytique et de la peau avec l'exercice ou plusieurs répétitions d'un mouvement la chaleur de la pâte ou gel de la peau change avec des électrodes de surface, il est désirable de réduire l'impédance en bas de 5 k (encore mieux en bas de 1 k Ω). Pour des électrodes implantées, l'impédance peut être de l'ordre de 50 k Ω [8], [15].

I.6. Les Amplificateurs



Fig. I.6. Amplificateur EMG (avec des électrodes) [8], [15]

I.6.1. Impédance d'entrée de l'amplificateur

L'impédance de la peau avec l'impédance de l'amplificateur forme un diviseur de voltage (circuit en série) afin de ne pas diminuer (atténuer) le signal EMG l'impédance d'entrée doit être beaucoup plus élevée que celle de la peau. Le plus gros du signal va vers l'amplificateur pour être amplifié avec des électrodes de surface, on a besoin d'une impédance d'entrée de $1M\Omega$ (recommandé $>108\ \Omega$) important de réduire l'impédance de la peau au minimum ($< 5K\Omega$).

I.6.2. Bande passante (étendu dynamique) de l'amplificateur

La bande passante de l'amplificateur devrait être assez grande pour ne pas atténuer le signal. La bande passante est la différence entre les limites inférieures et supérieures (fréquences de coupure inférieures et supérieures) aux fréquences de coupure, le signal est à 0.707 (-3 dB du signal maximal):

- ✓ Pour l'EMG de surface l'étendu du signal est de 10-1000 Hz.
- ✓ Pour l'EMG implanté l'étendu du signal est de 20-2000 Hz.
- ✓ Idéalement la bande passante devrait être de CC (DC) à 10000 Hz.

I.6.3. Rapport de rejet en mode commun (RRMC) de l'amplificateur

Le corps est un bon conducteur et il agit comme une antenne qui saisi des radiations électromagnétiques (le plus commun des fils électriques, les Néons). Le rapport de rejet en mode commun (RRMC) est une mesure de la capacité d'un amplificateur différentiel d'éliminer un signal non-voulu commun (*hum*) au 2 terminaux actifs. La soustraction n'est jamais parfaite: Un RRMC de 10000:1 indique que 1/10000 du bruit reste dans le signal. Un bon amplificateur EMG devrait avoir un RRMC $> 90\ \text{dB}$.

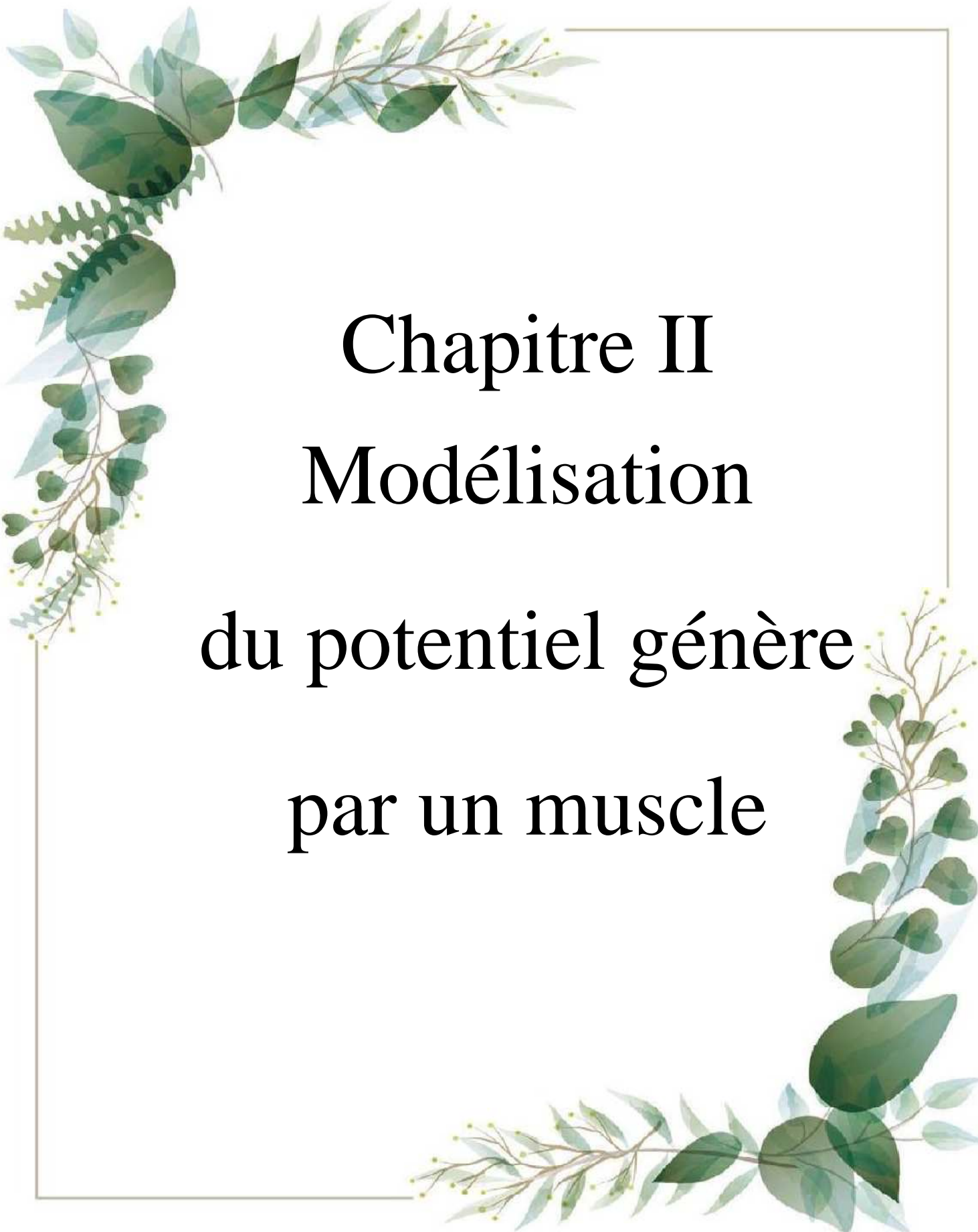
I.6.4. Niveau de Bruit de l'amplificateur

Tous les circuits comprenant des résistances et des amplificateurs génèrent du bruit interne surtout du bruit aléatoire dû aux fluctuations des électrodes et amplificateurs. Normalement ce bruit n'est pas un problème en autant que le signal EMG soit très grand. Un signal EMG en μV est problématique si ce bruit interne est amplifié. Le bruit de l'amplificateur devrait être maintenu très bas (devrait pas dépasser 50 μV , préférablement 20 μV).

I.7. Conclusion

Nous avons exposé d'une manière détaillée l'anatomie et la physiologie du muscle squelettique strié dans le but d'éclaircir les principes de bases des mécanismes de la contraction musculaire. Parce que la compréhension de ces principes est extrêmement cruciale dans le cas de la modélisation des phénomènes bioélectriques générés par le muscle. Ainsi, on pourra facilement et fidèlement interpréter ou corrélérer les résultats obtenus par les simulations avec les phénomènes purement biologiques (le but principal de la modélisation).

Nous avons aussi exposé d'une manière très claire mais générale (non exhaustive) le vaste domaine de l'électromyographie qui dépend des avancées technologiques modernes des systèmes de détections, de filtrages et surtout des méthodes numériques du traitement du signal EMG. Ainsi, la modélisation des signaux EMG de surface que nous allons traiter dans le chapitre suivant, représente une étape clef pour les simulations des signaux EMG de surface.



Chapitre II
Modélisation
du potentiel génère
par un muscle

II.1. Introduction

La modélisation du signal électromyographique (EMG) de surface est importante pour comprendre les processus neurophysiologiques de la contraction du muscle humain [30]. Elle est fondamentale pour l'interprétation des enregistrements EMG [25]. Dans le domaine de la modélisation du signal EMG de surface, généralement on doit décrire le volume conducteur, le système de détection et la source du potentiel [30], [8]. Le volume conducteur est décrit selon différentes approches mathématiques, notamment analytiques ou numériques.

Analytiquement ce volume conducteur est considéré comme un filtre spatial 2-D. Dans ce travail, le volume conducteur et le système de détection seront décrits par des fonctions de transferts dans le domaine fréquentiel spatial selon les étapes d'une approche analytique appelée technique de filtrage spatial 2-D. Dans cette approche le volume conducteur et le système de détection sont représentées par un filtre spatial 2-D [8], [5], [10] et [25].

II.2. Description du modèle du volume conducteur

La structure de ce volume conducteur est représentée dans la figure ci-après.

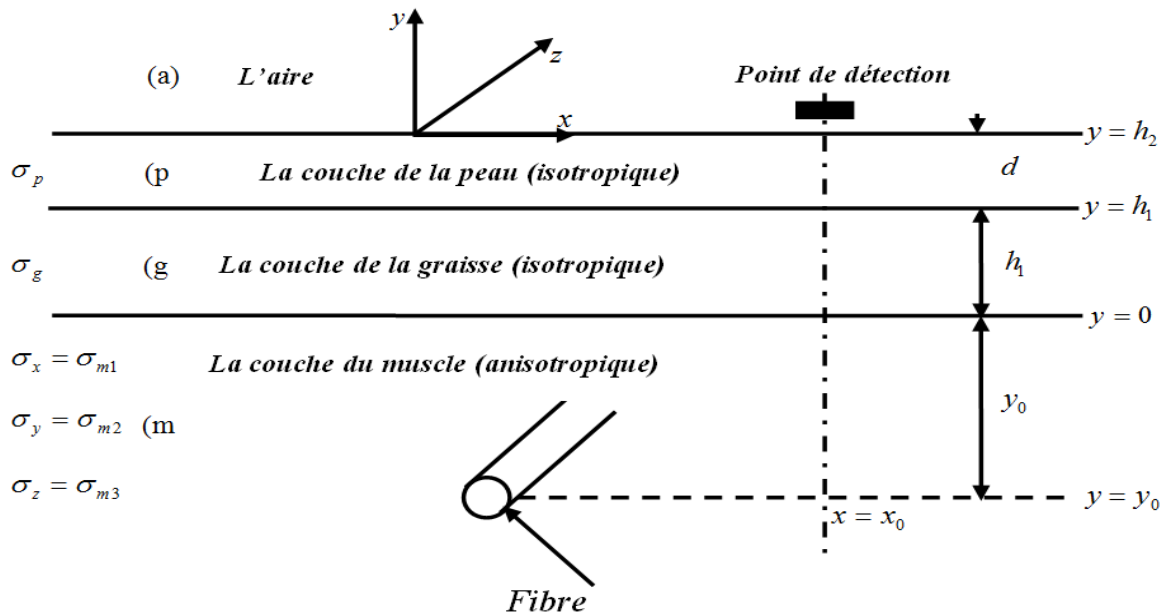


Fig. II.1. Modèle du volume conducteur non-homogène et anisotrope constitué par les trois couches du muscle (anisotropique), de la graisse (isotropique) et de la peau (isotropique) [8].

Où d : Épaisseur de la couche de la peau.

h_1 : Épaisseur de la couche de la graisse.

y_0 : Profondeur de la densité de courant de source dans le muscle.

Avec :

$$R_c = \frac{\sigma_p}{\sigma_g}, \quad R_m = \frac{\sigma_g}{\sigma_{m2}}, \quad R_a = \frac{\sigma_{m3}}{\sigma_{m2}}, \quad \sigma_{m2} = \sigma_{m1}, \quad h_2 = (h_1 + d).$$

Le volume conducteur est considéré comme un milieu non homogène et anisotrope constitué par les couches du muscle, de graisse et de la peau.

II.3. Calcul de la fonction de transfert du volume conducteur

Dans les conditions quasi-statiques, le potentiel électrique dans un volume conducteur est obtenu à partir de l'équation de Poisson [24].

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \varphi) = -I \quad \text{dans} \quad \Omega \quad (\text{II.1})$$

Où Ω : Domaine de définition du volume conducteur.

φ : Potentiel (V).

I : Densité de courant de source (Am^{-3}) et σ est la conductivité tenseur (Sm^{-1}).

L'équation (II.1) peut être réécrite de la manière suivante :

$$\frac{\partial}{\partial x} (\sigma_x \frac{\partial \varphi}{\partial x}) + \frac{\partial}{\partial y} (\sigma_y \frac{\partial \varphi}{\partial y}) + \frac{\partial}{\partial z} (\sigma_z \frac{\partial \varphi}{\partial z}) = -I \quad (\text{II.2})$$

L'équation (II.2) est la relation générale entre le potentiel et la densité de courant de source dans un milieu non-homogène et anisotropique.

Le but est de déterminer la valeur du potentiel pour chaque point dans le domaine spatial [23]. Si nous supposons une impulsion de courant dans la couche anisotropique (le muscle), la solution de l'équation de Poisson pour la couche du muscle peut être déterminée par les équations (II.3) et (II.4) pour les couches de graisse et de peau et d'air.

On déduit pour la couche du muscle la relation suivante :

$$\left(\sigma_{m1} \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \sigma_{m2} \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \sigma_{m3} \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right) \varphi_m(x, y, z) = I \delta(x) \delta(z) \delta(y - y_0) \quad (\text{II.3})$$

Où $\varphi_m(x, y, z)$: Potentiel dans la couche m (le muscle).

σ_{m1}, σ_{m2} et σ_{m3} : conductivités de la couche anisotrope dans les directions x , y et z respectivement.

Dans les autres couches il n'y a pas de source, on obtient donc par exemple pour la couche g (la graisse) l'équation suivante :

$$\sigma_g \left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right) \phi_g(x, y, z) = 0 \quad (\text{II.4})$$

Où $\phi_g(x, y, z)$ est le potentiel dans la couche g .

La même équation est aussi appliquée pour les couches de peau et d'aire avec les potentiels $\phi_p(x, y, z)$ et $\phi_a(x, y, z)$ respectivement.

Les solutions des équations (II.3) et (II.4) peuvent être obtenues dans le domaine fréquentiel spatial plutôt que dans le domaine spatial uniquement. La transformée de Fourier bidimensionnelle dans les directions x et z est donnée par :

$$\phi(K_x, y, K_z) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \phi(x, y, z) e^{-jK_x x} e^{-jK_z z} dx dz \quad (\text{II.5})$$

$$\Rightarrow \begin{cases} \frac{\partial^2 \phi(K_x, y, K_z)}{\partial x^2} = -K_x^2 \phi(K_x, y, K_z) \\ \frac{\partial^2 \phi(K_x, y, K_z)}{\partial z^2} = -K_z^2 \phi(K_x, y, K_z) \end{cases} \quad (\text{II.6})$$

Dans le domaine fréquentiel spatial les équations (II.3) et (II.4) deviennent des équations différentielles ordinaires [9].

$$(\text{II.3}) \Rightarrow \left(\frac{\partial^2}{\partial y^2} - K_{ya}^2 \right) \phi_m(K_x, y, K_z) = \frac{I}{\sigma_{m2}} \delta(y - y_0) \delta(x) \delta(z) = 0 \quad (\text{II.7})$$

$$(\text{II.4}) \Rightarrow \left(\frac{\partial^2}{\partial y^2} - K_y^2 \right) \phi_g(K_x, y, K_z) = 0 \quad (\text{II.8})$$

$$\text{Avec : } K_y = \sqrt{K_x^2 + K_z^2}, \quad K_{ya} = \sqrt{K_x^2 + R_a K_z^2}$$

$$R_c = \frac{\sigma_p}{\sigma_g}, \quad R_m = \frac{\sigma_g}{\sigma_{m2}}, \quad R_a = \frac{\sigma_{m3}}{\sigma_{m2}}, \quad \sigma_{m2} = \sigma_{m1}, \quad h_2 = (h_1 + d).$$

A l'interface, ($y = h_2$) on obtient la distribution du potentiel dans le domaine fréquentiel spatial 2-D comme suit [12].

$$\phi(K_x, h_2, K_z) = \frac{2I e^{-K_y |y_0|}}{\sigma_{m2} (1 + R_c) \cosh(K_y (h_1 + d)) \alpha(K_y (h_1 + d)) + (1 - R_c) \cosh(K_y (h_1 - d)) \alpha(K_y (h_1 - d))} \quad (\text{II.9})$$

Avec

$$\alpha(K_y) = K_{ya} + R_m K_y \operatorname{tgh}(K_y)$$

L'équation (II.9) est la transformée de Fourier 2-D du potentiel détecté à la surface de la peau ($y = h_2$) conformément au produit de la transformée de Fourier de la densité de courant de source et de la fonction de transfert du volume conducteur. Donc, la fonction de transfert du volume conducteur FT_{vc} est obtenue par la division des expressions du potentiel (équation (II.9)) dans le domaine fréquentiel spatial 2-D par la transformée de Fourier de la densité de courant de source [8], [12].

$$FT_{vc}(K_x, h_2, K_z) = \frac{2 e^{-K_y |y_0|}}{\sigma_{m2} (1 + R_c) \cosh(K_y (h_1 + d)) \alpha(K_y (h_1 + d)) + (1 - R_c) \cosh(K_y (h_1 - d)) \alpha(K_y (h_1 - d))} \quad (\text{II.10})$$

Avec : $K_x = 2\pi f_x$ et $K_z = 2\pi f_z$: fréquences spatiales angulaires dans les directions x et z respectivement

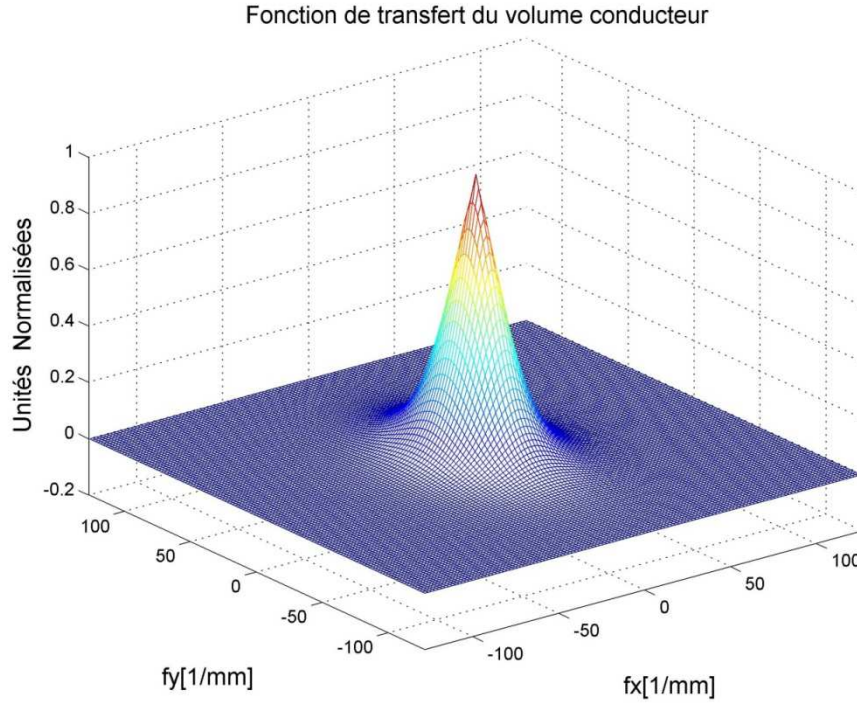


Fig. II.2. Fonctions de transfert du volume conducteur en valeur absolue normalisée simulée avec les paramètres anatomiques et physiques suivants :

$$y_0 = 2\text{mm} , h_1 = 3\text{mm} , d = 1\text{mm} , R_c = 20 , R_m = 0.5 , R_a = 5 , \sigma_{m2} = 0.1\text{S/m} .$$

$$R_c = \frac{\sigma_p}{\sigma_g} , \quad R_m = \frac{\sigma_g}{\sigma_{m2}} , \quad R_a = \frac{\sigma_{m3}}{\sigma_{m2}} , \quad \sigma_{m2} = \sigma_{m1} , \quad h_2 = (h_1 + d) .$$

II.4. Description de la source

De point de vue signal EMG, chaque fibre musculaire peut être considérée comme une source [10]. La densité de courant de source peut être aussi décrite par une expression analytique comme elle est suggérée par exemple par Rosenfalck [8], [26], [30]. Les potentiels d'action intracellulaires sont générés à la jonction neuromusculaire et sont propagés le long de la fibre musculaire vers les tendons droit et gauche respectivement.

Rosenfalck a décrit le potentiel d'action intracellulaire dans le domaine spatial par la relation suivante [8].

$$V_m(z) = \begin{cases} A z^3 e^{-z} + B & \text{pour } Z > 0 \\ 0 & \text{pour } Z \leq 0 \end{cases} \quad (\text{II.11})$$

Où :

$$A = 96\text{mV} \cdot \text{mm}^{-3} \text{ et } B = -90\text{mV} .$$

La densité de courant de source transmembranaire est proportionnelle à la dérivée seconde de $V_m(z)$ [8], [26], [29] et [11].

$$I_m(z) = \frac{\sigma_i \pi d^2}{4} \frac{d^2 V_m(z)}{dz^2} \quad (\text{II.12})$$

Où σ_i est la conductivité intracellulaire de la fibre musculaire et d est son diamètre [25].

Le potentiel d'action intracellulaire $V_m(z)$ et le courant transmembranaire sont représentés ci-après.

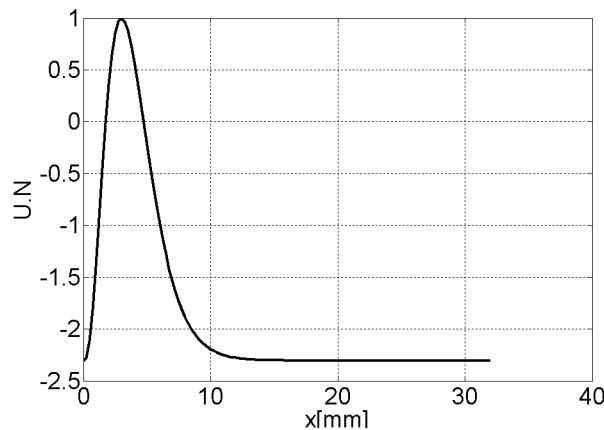


Fig. II.3. Potentiel d'action intracellulaire (IAP) de Rosenfalck. Avec $\sigma_i = 1.01 \text{ S/m}$ et $d = 50 \mu\text{m}$.

II.5. Description du système de détection

Le système de détection est représenté par la forme et les dimensions des électrodes de détection qui sont posées à la surface de la peau. L'effet de la forme et des dimensions des électrodes sur la forme du potentiel détecté à la surface de la peau a été analysé dans de récents travaux [8], [6], [7] et [22]. D. Farina et R. Merletti [8] ont donné les fonctions de transfert équivalentes des électrodes rectangulaire, elliptique, et circulaire dans le domaine fréquentiel spatial 2-D pour examiner l'influence de la forme et des dimensions des électrodes sur la forme du potentiel détecté à la surface de la peau.

Dans ce travail, on va utiliser trois formes d'électrodes de détection, des électrodes de forme circulaire, rectangulaire, elliptique comme définies dans [8]. La forme et les dimensions d'une électrode sont définies dans le domaine fréquentiel spatial 2-D.

II.5.1. Fonction de transfert d'une électrode rectangulaire

La fonction de transfert d'une électrode rectangulaire avec dimensions a et b est donné par la relation suivante [8] :

$$FT_{\text{rect}}(K_x, K_z) = \text{sinc}\left(\frac{K_x a}{2\pi}\right) \text{sinc}\left(\frac{K_z b}{2\pi}\right) \quad (\text{II.13})$$

Avec : $\text{sinc}(\alpha) = \frac{\sin(\pi\alpha)}{(\pi\alpha)}$ si $\alpha \neq 0$ et $\text{sinc}(0) = 1$.

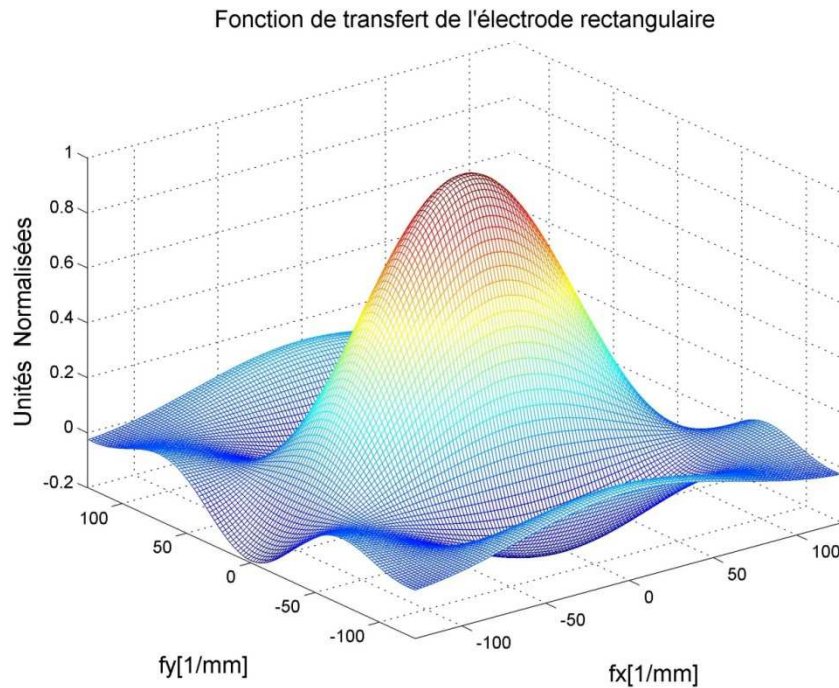


Fig. II.4. Fonction de transfert en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 10\text{mm}$, et $b = 20\text{mm}$

II.5.2. Fonction de transfert d'une électrode elliptique

Pour une électrode elliptique avec les axes $2a$ et $2b$ dans les directions x et z respectivement nous obtenons [8] :

$$FT_{\text{ellip}}(K_x, K_z) = \begin{cases} 2 \frac{J_1\left(\sqrt{(aK_x)^2 + (bK_z)^2}\right)}{\sqrt{(aK_x)^2 + (bK_z)^2}} & \text{pour } (K_x, K_z) \neq (0,0) \\ 1 & \text{pour } (K_x, K_z) = (0,0) \end{cases} \quad (\text{II.14})$$

Où : $J_1(h)$ est la fonction de Bessel d'ordre 1 et de première espèce.

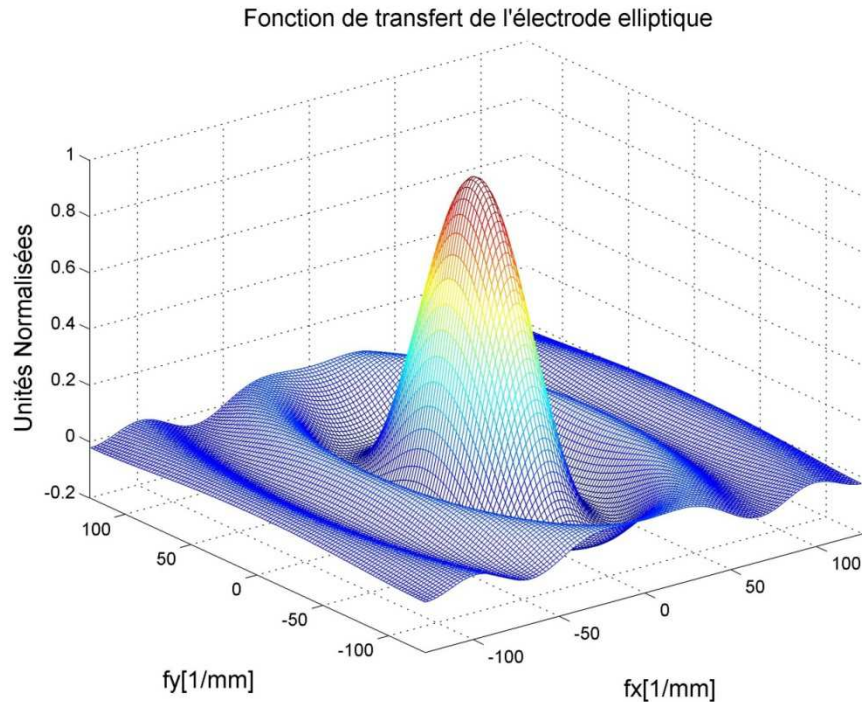


Fig. II.5. Fonction de transfert en valeur normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 20\text{mm}$ et de petit axe $a = 10\text{mm}$

II.5.3. Fonction de transfert d'une électrode circulaire

La fonction de transfert de l'électrode circulaire est un cas particulier de la fonction de transfert de l'électrode elliptique dans le cas où $a=b=r$ avec r est le rayon de l'électrode circulaire [8] :

$$\text{FT}_{\text{circul}}(K_x, K_z) = \begin{cases} 2 \frac{J_1\left(r\sqrt{(K_x)^2 + (K_z)^2}\right)}{r\sqrt{(K_x)^2 + (K_z)^2}} & \text{pour } (K_x, K_z) \neq (0,0) \\ 1 & \text{pour } (K_x, K_z) = (0,0) \end{cases} \quad (\text{II.15})$$

Où $J_1(h)$: Fonction de Bessel d'ordre 1 et de première espèce.

r : Rayon de l'électrode circulaire

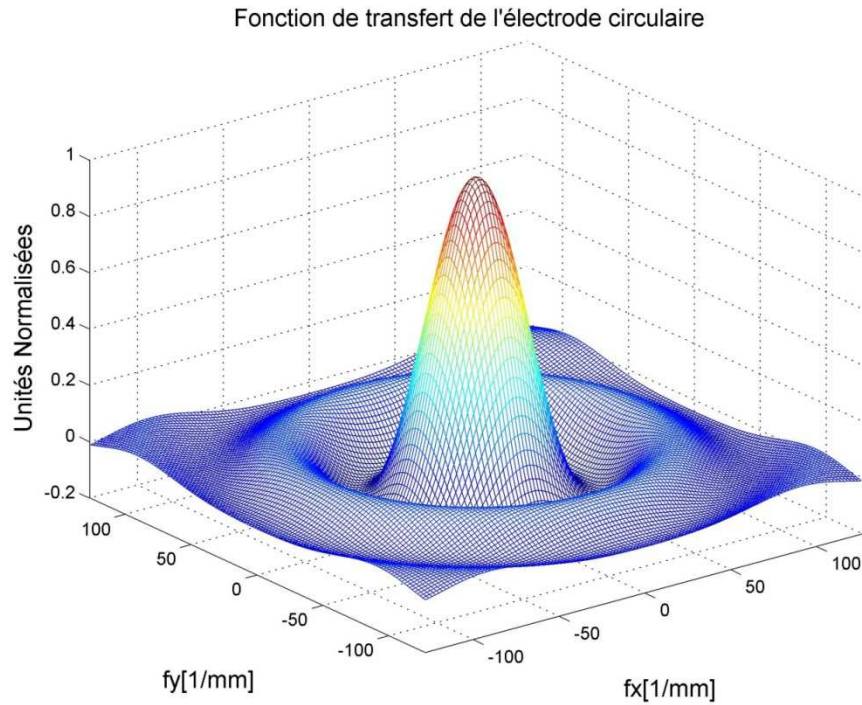


Fig. II.6. Fonction de transfert en valeur normalisée d'une électrode de forme circulaire et de rayon $r = 15\text{mm}$. (b).

II.5.4. Inclinaison des fibres musculaires dans le plan de la peau

Puisque la transformée de Fourier 2-D de la rotation de la fonction de transfert 2-D est la rotation de la transformée de Fourier de la fonction de transfert elle-même [8] et [6]. L'inclinaison des fibres musculaires peut être incluse par la rotation de la fonction de transfert des électrodes.

$$FT_{\text{elec}}(K_x, K_z, \theta) = FT_{\text{elec}}(K_x \cos \theta - K_z \sin \theta, K_x \sin \theta + K_z \cos \theta) \quad (\text{II.16})$$

Où θ est l'angle d'inclinaison.

La fonction de transfert des électrodes affectées par la variation de l'angle d'inclinaison des fibres musculaires est représentée dans la figure (Fig. II.7).

Pour une électrode de forme elliptique avec les axes $2a$ et $2b$ dans les directions x et z respectivement nous obtenons une fonction de transfert en valeur absolue normalisée déviée d'un angle θ .

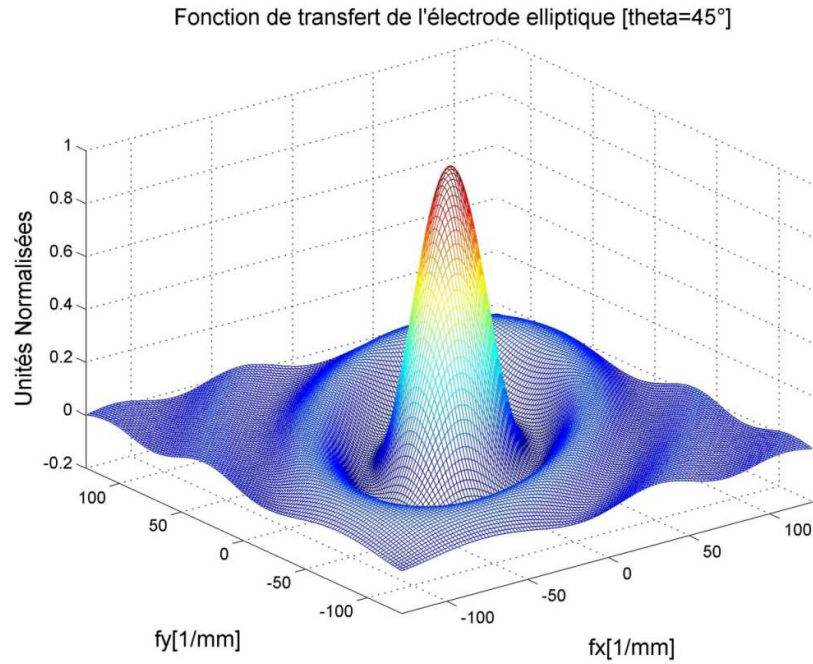


Fig. II.7. Fonction de transfert en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 20\text{mm}$ et de petit axe $a = 10\text{mm}$ et pour un angle d'inclinaison $\theta = 50^\circ$.

II.6. Fonction de transfert globale

La fonction de transfert globale est le produit de la fonction de transfert du volume conducteur $FT_{vc}(K_x, y_i, K_z)$ et la fonction de transfert du système de détection $FT_{elec}(K_x, K_z, \theta)$.

$$FT_{glo}(K_x, K_z, \theta) = FT_{vc}(K_x, y_i, K_z) \cdot FT_{elec}(K_x, K_z, \theta) \quad (\text{II.17})$$

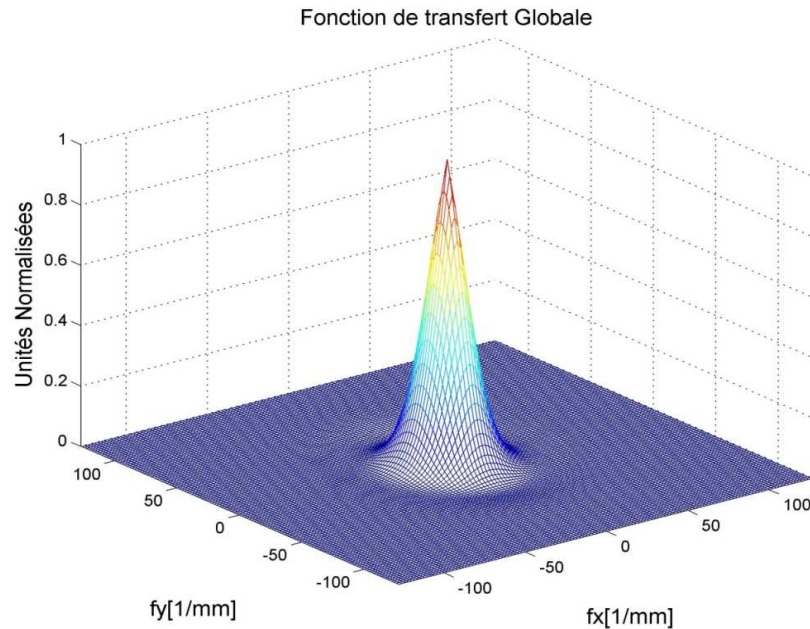


Fig. II.8. Fonction de transfert globale en valeur absolue normalisée
 Les résultats sont simulés par les paramètres anatomiques et physiques suivants :
 $y_0 = 2\text{mm}$, $h_1 = 3\text{mm}$, $d = 1\text{mm}$, $R_c = 20$, $R_m = 0.5$, $R_a = 5$, $\sigma_{m2} = 0.1\text{S/m}$.
 $r = 15\text{mm}$, $X_0 = 0\text{mm}$, $\theta = 0^\circ$.

La transformée de Fourier 2-D du potentiel détecté sur la peau dans le cas des électrodes physiques peut être obtenue par la multiplication de $FT_{glo}(K_x, K_z, \theta)$ et de la transformée de Fourier de la densité de courant de source $I(K_z)$ [8] et [5].

II.7. Calcul du potentiel généré par une source impulsionnelle dans le domaine spatial

Le potentiel détecté à la surface de la peau dans le domaine spatial généré par une source impulsionnelle, est la section du volume de la transformée de Fourier inverse 2-D à une distance $X = X_0$. Il est donné par la relation suivante [8] :

$$\varphi(z) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} FT_{glo}(K_x, K_z, \theta) e^{jK_x x} e^{jK_z z} dK_x dK_z \Big|_{X=X_0} \quad (II.18)$$

L'équation (II.18) indique que le signal détecté le long de l'axe z à la position $X = X_0$ et généré par une source impulsionnelle est la section du volume de la transformée de Fourier inverse 2-D de la fonction de transfert globale du système qui est le produit de la fonction de transfert du volume conducteur et de la fonction de transfert du système de détection [10].

Donc, le potentiel détecté sur la peau est donnée par l'expression suivante [8].

$$\varphi(z) = I^{-1} \left\{ \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} FT_{glo}(K_x, K_z, \theta) e^{jK_x X_0} \right\} \quad (II.19)$$

Où : I^{-1} indique la transformée de Fourier inverse 1-D

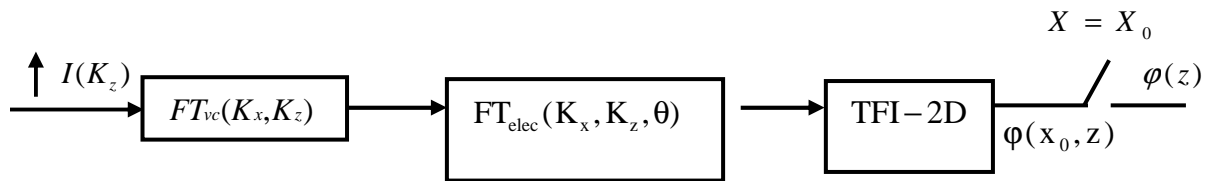


Fig. II.9. Représentation schématique des opérations exécutées pour calculer le potentiel $\varphi(z) = \varphi(X_0, z)$ détecté le long z sur la peau pour $X = X_0$ et généré par une source de Dirac avec $I(K_z) = 1$ [7].

Les opérations faites pour le calcul du potentiel généré par une source impulsionnelle dans le domaine spatial sont résumées schématiquement dans la figure (Fig. II.9).

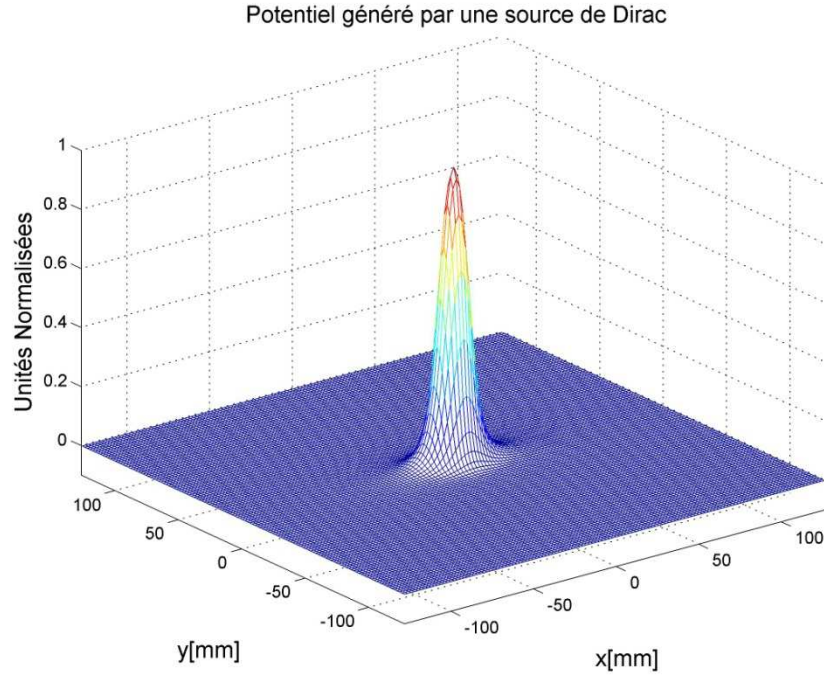


Fig. II.10. *Potentiel de surface généré par une source impulsionnelle en valeur normalisée*

Les résultats sont simulés par les paramètres anatomiques et physiques suivants :

$$y_0 = 2\text{mm}, h_1 = 3\text{mm}, d = 1\text{mm}, R_c = 20, R_m = 0.5, R_a = 5, \sigma_{m2} = 0.1\text{S}/\text{m}.$$

$$r = 15\text{mm}, X_0 = 0\text{mm}, \theta = 0^\circ, \sigma_i = 1.01\text{S}/\text{m}, A = 96\text{mV}\cdot\text{mm}^{-3}, B = -90\text{mV}, d_1 = 50\mu\text{m}.$$

II.8. Potentiel généré par une source analytique

La transformée de Fourier 2-D du potentiel détecté sur la peau, généré par une source analytique, est le produit de la fonction de transfert liée au volume conducteur et au système de détection $FT_{\text{glo}}(K_x, K_z, \theta)$ et de la transformée de Fourier de la densité de courant de source $I(K_z)$. La transformée de Fourier inverse 2-D de ce produit et la section de ce volume à une distance $X = X_0$ nous permet de donner le potentiel généré par une source analytique.

$$\varphi(z) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I(K_z) FT_{\text{glo}}(K_x, K_z, \theta) e^{jK_x x} e^{jK_z z} dK_x dK_z \Big|_{X=X_0} \quad (\text{II.20})$$

$I(K_z)$ est la transformée de Fourier de la source analytique [8].

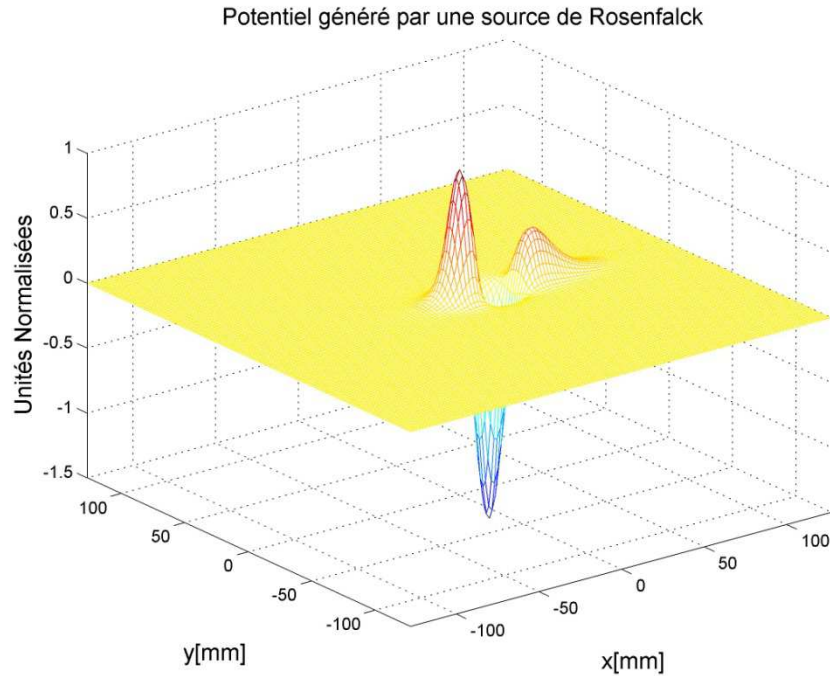


Fig. II.11. *Potentiel de surface généré par une source analytique de Rosenfalck en valeur normalisée. Les résultats sont simulés par les paramètres anatomiques et physiques suivants :*

$$y_0 = 2\text{mm}, h_1 = 3\text{mm}, d = 1\text{mm}, R_c = 20, R_m = 0.5, R_a = 5, \sigma_{m2} = 0.1\text{S}/\text{m}.$$

$$r = 15\text{mm}, X_0 = 0\text{mm}, \theta = 0^0. \sigma_i = 1.01\text{S}/\text{m}, A = 96\text{mV}\cdot\text{mm}^{-3}, B = -90\text{mV}, d_1 = 50\mu\text{m}.$$

La valeur absolue normalisée de la transformée de Fourier 2-D du potentiel généré par une source analytique décrite par l'équation (II.20) est représentée à la figure (Fig. II.11).


II.9. Conclusion

Nous avons décrit dans ce chapitre le modèle du volume conducteur et les électrodes de détection. Ils sont décrits par des fonctions de transferts dans le domaine fréquentiel spatial 2-D selon une technique appelée technique de filtrage spatial 2-D. Nous avons aussi modélisé dans ce chapitre le potentiel détecté à la surface de la peau dans le domaine spatial généré par deux types de sources : une source impulsionnelle et une source analytique. Le potentiel généré par une source analytique localisée dans une fibre musculaire dépend des paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur et du système de détection. Les effets de ces paramètres sur les potentiels détectés seront analysés dans le chapitre suivant.

A decorative floral arrangement in the top-left corner, featuring various green leaves and small yellow flowers. The leaves are in shades of light and dark green, with some showing a slight blue tint. The flowers are small and yellow, scattered among the foliage.

Chapitre 3

Effets des paramètres du modèle sur le potentiel détecté

A decorative floral arrangement in the bottom-right corner, mirroring the top-left design. It features various green leaves and small yellow flowers, with some leaves showing a blue tint. The flowers are small and yellow, scattered among the foliage.

III.1. Introduction

Il existe plusieurs paramètres anatomiques et physiques caractéristiques d'un muscle squelettique pouvant atténuer ou même modifier le potentiel détecté à la surface de la peau. Ces paramètres sont anatomiques, physiques ou dépendants du système de détection. L'étude de l'influence de tous ces paramètres sur le potentiel d'action généré par une d'une seule fibre musculaire, a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche [5], [1]. Pour le cas de volumes conducteurs invariants dans l'espace, D. Farina et al [6] ont étudié l'influence des paramètres anatomiques (profondeur de la fibre dans le muscle, épaisseurs des couches de la graisse et de la peau) sur l'amplitude du potentiel détecté et l'influence des paramètres du système de détection. Merletti et al [29] ont utilisé les filtres mono polaire et différentiels pour étudier l'effet des paramètres du système de détection (l'emplacement des électrodes, la distance inter électrodes et l'angle d'inclination des fibres musculaires) et l'effet de l'anisotropie du muscle sur le potentiel détecté.

Ce dernier chapitre est consacré à l'étude de l'influence de tous les paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur (épaisseurs des différentes couches, profondeur de la fibre active et les différentes conductivités) et de l'influence des paramètres du système de détection (paramètres des électrodes) sur le potentiel détecté.

III.2. Effet du modèle sur les potentiels détectés

Le modèle se comporte comme étant un filtre spatial-2D passe bas comme le montre la figure (Fig. III.2) qui représente la fonction de transfert globale du modèle. En fait ce filtre global est une association de deux filtres passe bas (Fig. III.1) qui sont le filtre spatial du volume conducteur (muscle) et du filtre spatial du système de détection (électrodes).

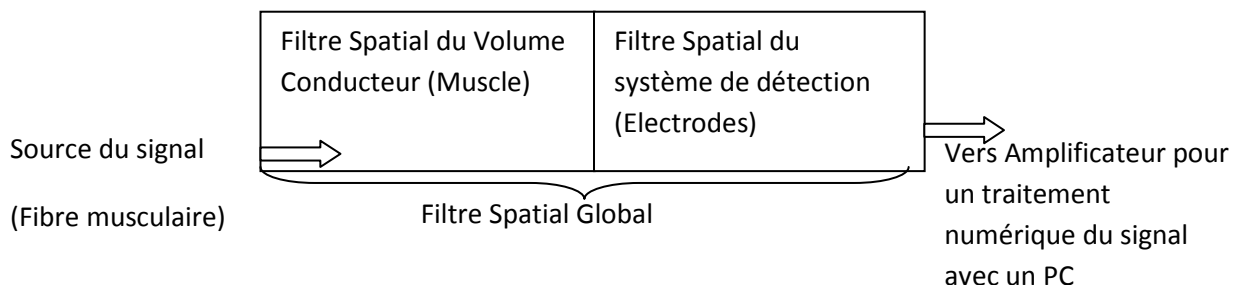


Fig. III.1. Schémas simplifié du modèle.

III.2. Organigramme du modèle

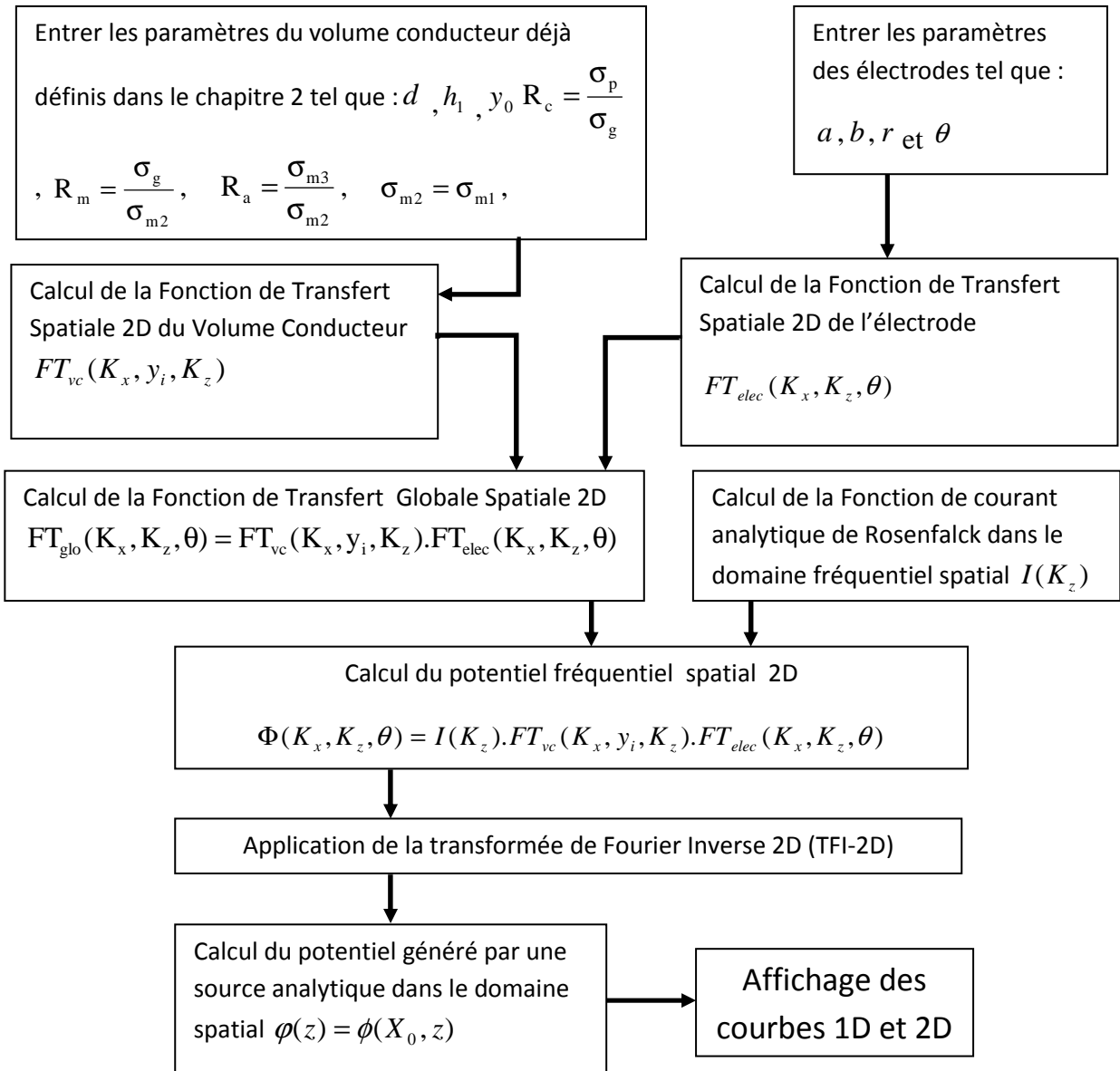


Fig. III.2. Organigramme des étapes nécessaires aux calculs du potentiel.

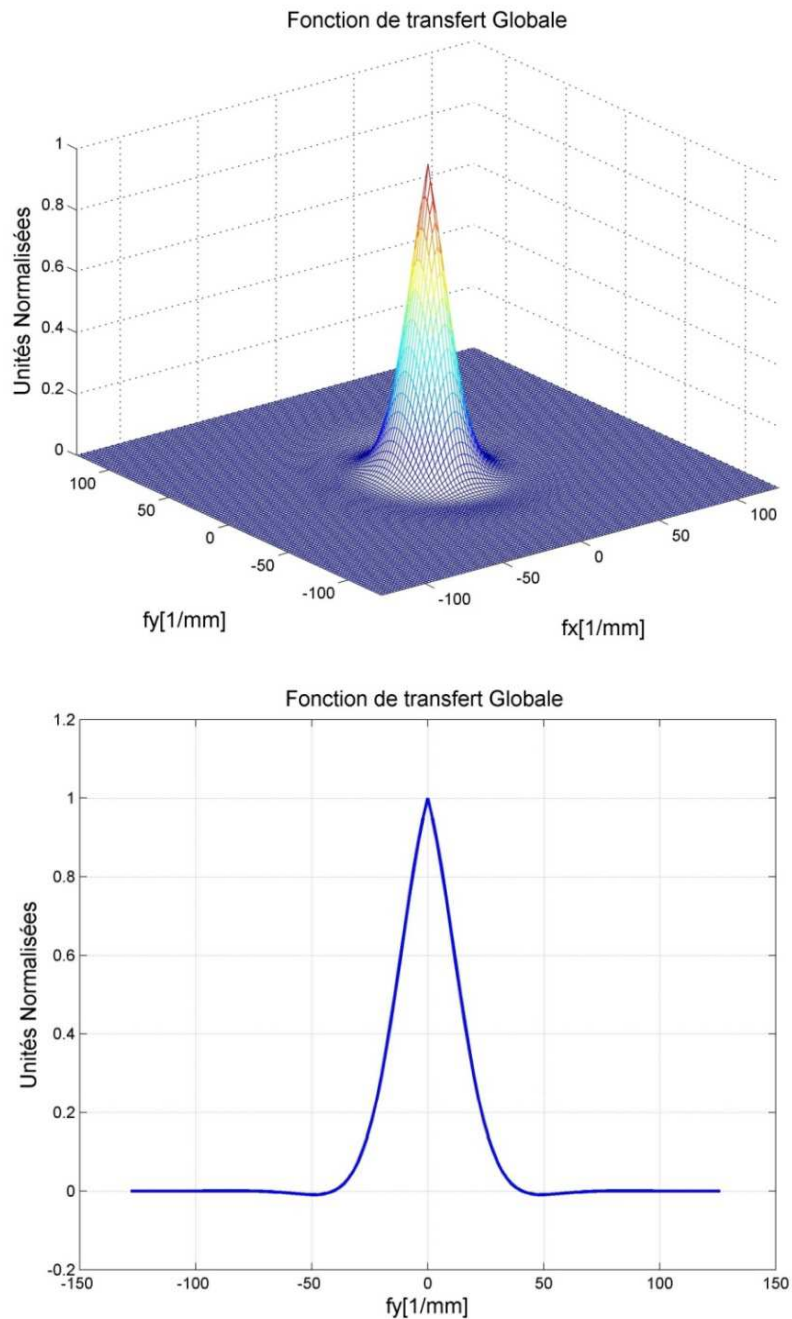


Fig. III.3. Fonction de transfert globale 2D et 1D (coupe) en valeur absolue normalisée illustrant l'effet du modèle comme un étant un filtre spatial-2D passe bas sur les potentiels détectés.

III.3. Effets des paramètres anatomiques du volume conducteur sur le potentiel détecté

On désigne par les paramètres anatomiques du volume conducteur tous les paramètres exprimant les dimensions anatomiques du volume conducteur tel que les différentes épaisseurs des couches de la graisse et de la peau ainsi que la profondeur de la fibre musculaire à l'intérieur de la couche du muscle.

La forme du potentiel de surface généré par une source analytique de Rosenfalck est montrée dans la figure (Fig. II.11). Pour comparer les potentiels simulés, on réalise des coupes longitudinales ou transversales de ces potentiels.

III.3.1. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la peau

La figure (Fig. III.3) représente les potentiels détectés avec différentes épaisseurs de la couche de la peau. Cette figure montre clairement que l'augmentation de l'épaisseur de la couche de la peau a un effet amplificateur sur le signal. Plus l'épaisseur de la couche de la peau est grande, plus l'atténuation du signal est faible. Cette amplification du signal est très symétrique. La couche homogène et isotrope de la peau seule (couche conductrice) agit sur la source du signal comme étant un amplificateur du champ électrique à l'interface peau –électrode.

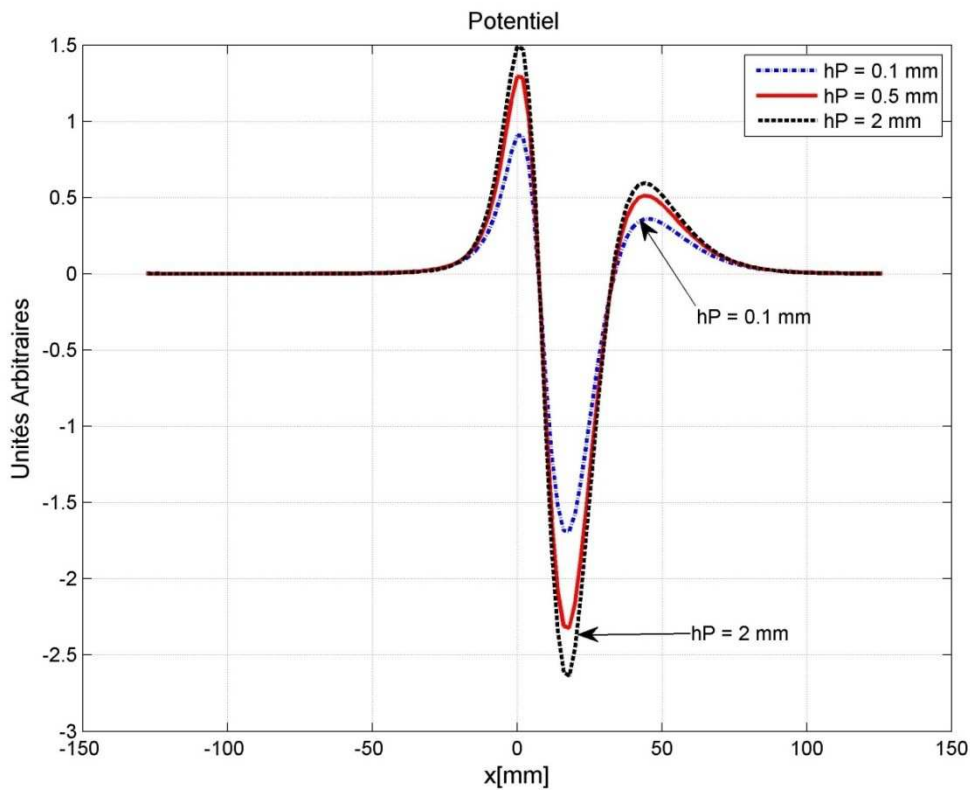


Fig. III.4. Influence de l'épaisseur de la couche de la peau « hP » sur les potentiels détectés
Les paramètres de simulation sont : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$,

$$\sigma_P = 1 \text{ S/m}, h_G = 3 \text{ mm}, Z_S = 5 \text{ mm}.$$

III.3.2. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la graisse

Nous avons aussi analysé l'effet de l'épaisseur de la couche de la graisse sur les potentiels

détectés. La figure (Fig. III.4) montre à titre d'exemple l'effet de l'épaisseur de la couche de la graisse sur les potentiels détectés. Cette figure montre que l'augmentation de l'épaisseur de la couche de la graisse atténue l'amplitude du signal d'une manière très symétrique.

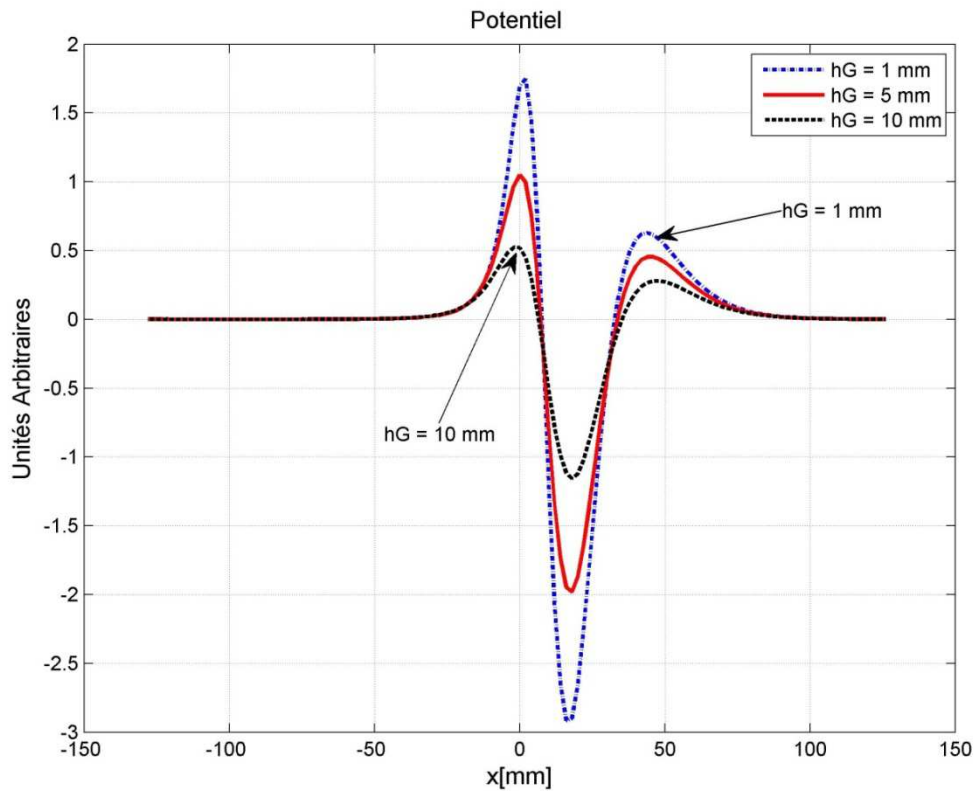


Fig. III.5. Influence de l'épaisseur « h_G » de la couche de la graisse sur les potentiels détectés

Les paramètres de simulation sont : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$,

$$\sigma_P = 1 \text{ S/m}, h_P = 1 \text{ mm}, Z_S = 5 \text{ mm}.$$

III.3.3. Influence de la profondeur de la fibre musculaire

La figure (Fig. III.5) représente un exemple des potentiels détectés avec différentes profondeurs de la fibre. Cette figure montre que l'augmentation de la profondeur de la fibre se traduit par une atténuation importante de l'amplitude du signal.

La couche du muscle seule qui est inhomogène et anisotrope est superposée de deux couches (graisse et peau). Cette couche du muscle (avec les trois couches) agit sur la source du signal comme un filtre spatial 2-D passe bas invariant dans l'espace. L'augmentation de la distance (la profondeur de la fibre vers la surface de la peau) que doit parcourir la source se traduit par une perte d'énergie du signal dans le muscle ce qui conduit à la diminution de l'amplitude du signal.

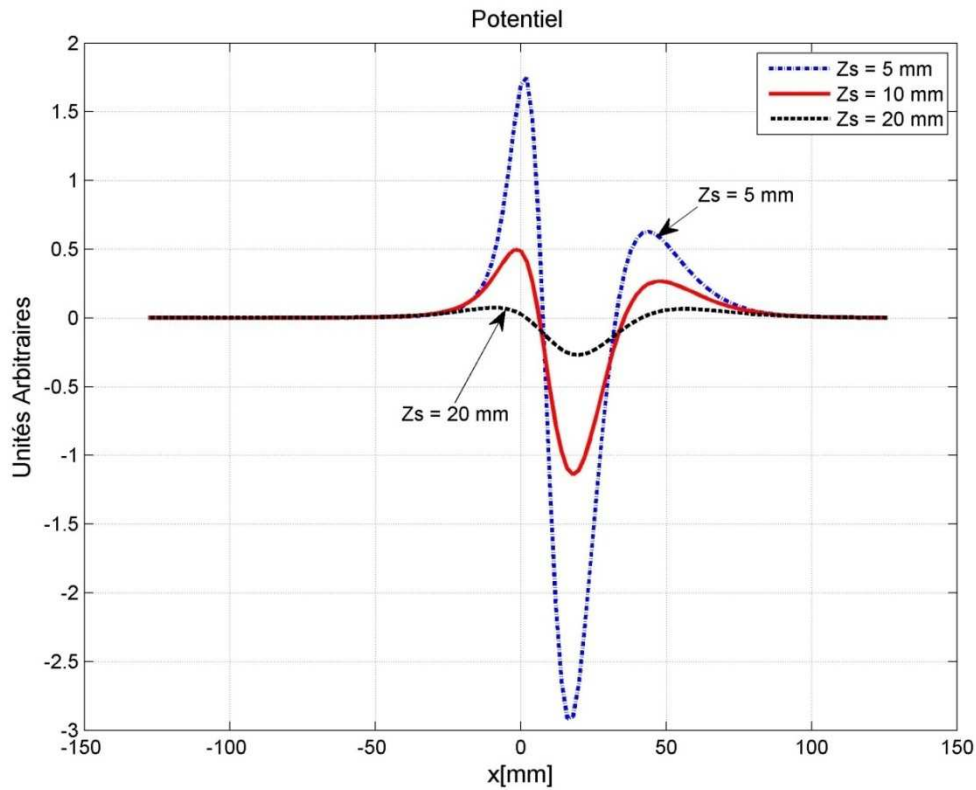


Fig. III.6. Influence de la profondeur « Z_s » de la fibre sur les potentiels détectés.

Les paramètres de simulation sont : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$,

$$\sigma_P = 1 \text{ S/m}, h_G = 3 \text{ mm}, h_P = 1 \text{ mm}.$$

III.4. Influence des paramètres physiques du volume conducteur

On désigne par les paramètres physiques du volume conducteur toutes les conductivités électriques caractéristiques des différentes couches qui le composent. On distingue dans un volume conducteur multicouche des couches isotropes (la peau et la graisse) et la couche anisotrope du muscle caractérisée par ces conductivités longitudinale et transversale.

III.4.1. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la peau

La figure (Fig. III.6) représente un exemple de l'effet de la conductivité de la couche de la peau sur les potentiels détectés. Cette figure montre que l'augmentation de la conductivité de la couche de la peau augmente l'amplitude du signal. Plus la conductivité de la couche de la peau est importante, plus le signal est amplifié.

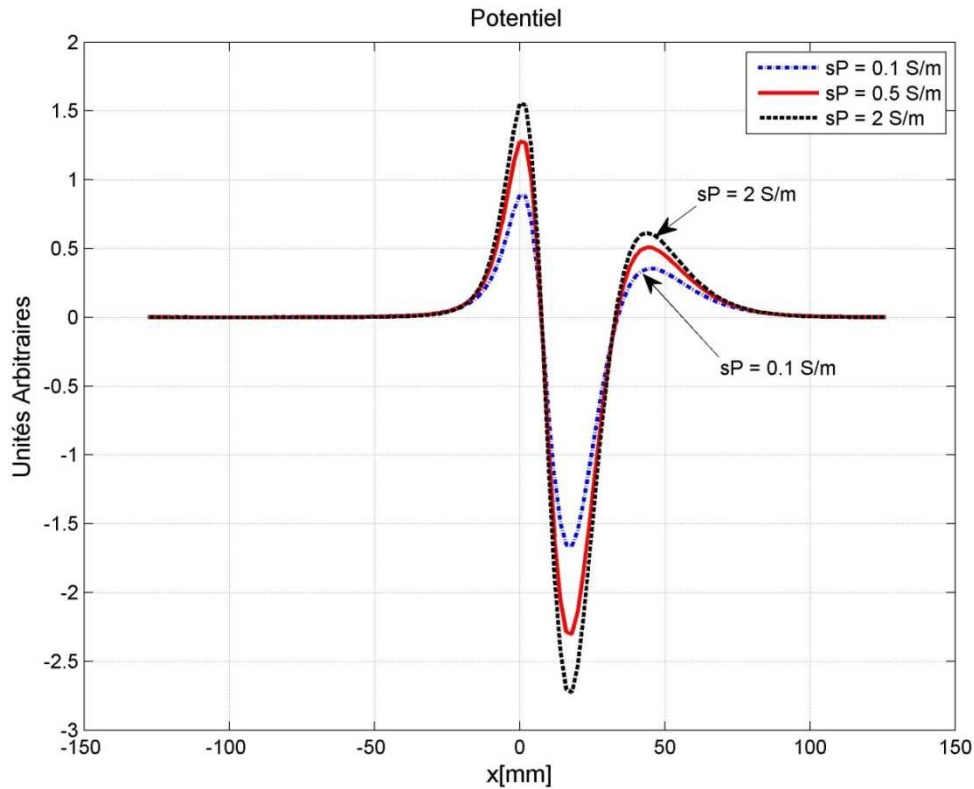


Fig. III.7. Influence de la conductivité « sP » de la couche de la peau sur les potentiels détectés

Paramètres de simulation : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$,

$$h_P = 1 \text{ mm}, Z_S = 5 \text{ mm}.$$

III.4.2. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la graisse

La figure (Fig. III.7) est un exemple représentatif de l'effet de la conductivité de la couche isotrope de la graisse sur les potentiels détectés. On note le même effet que la couche de la peau. Plus la conductivité de la couche de la graisse est élevée plus le signal est grand.

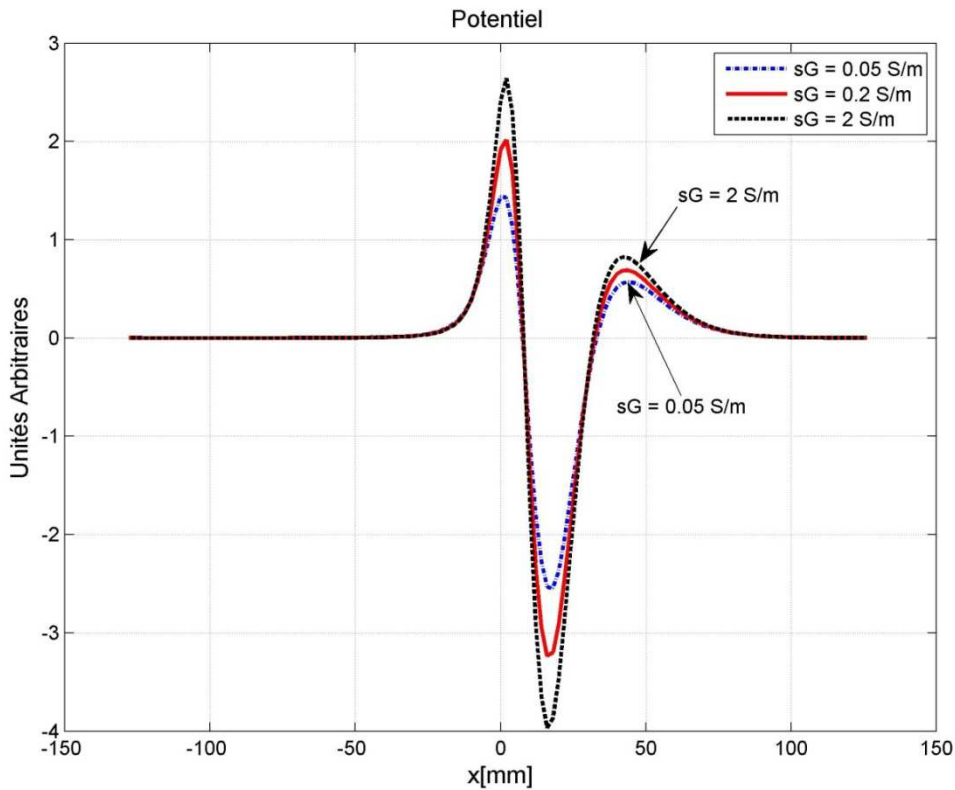


Fig. III.8. Influence de la conductivité « sG » de la couche de la graisse sur les potentiels détectés
 Paramètres de simulation : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$,
 $h_P = 1 \text{ mm}$, $Z_S = 5 \text{ mm}$.

III.4.3. Influence des conductivités de la couche anisotrope du muscle

Comme la conductivité longitudinale dans le muscle est plus grande que la conductivité transversale, la source se propage plus vite dans la direction longitudinale des fibres musculaires. Farina et al [30] ont montré que l'augmentation de l'anisotropie de la couche du muscle entraînait une diminution de l'amplitude du signal EMG de surface détecté à la surface de la peau.

III.4.3.1. Influence de la conductivité longitudinale de la fibre

La figure (Fig. III.8) donne un exemple de l'influence de la conductivité longitudinale de la fibre sur les potentiels détectés. Cette figure montre qu'une augmentation de la conductivité longitudinale entraîne une diminution très importante de l'amplitude du signal.

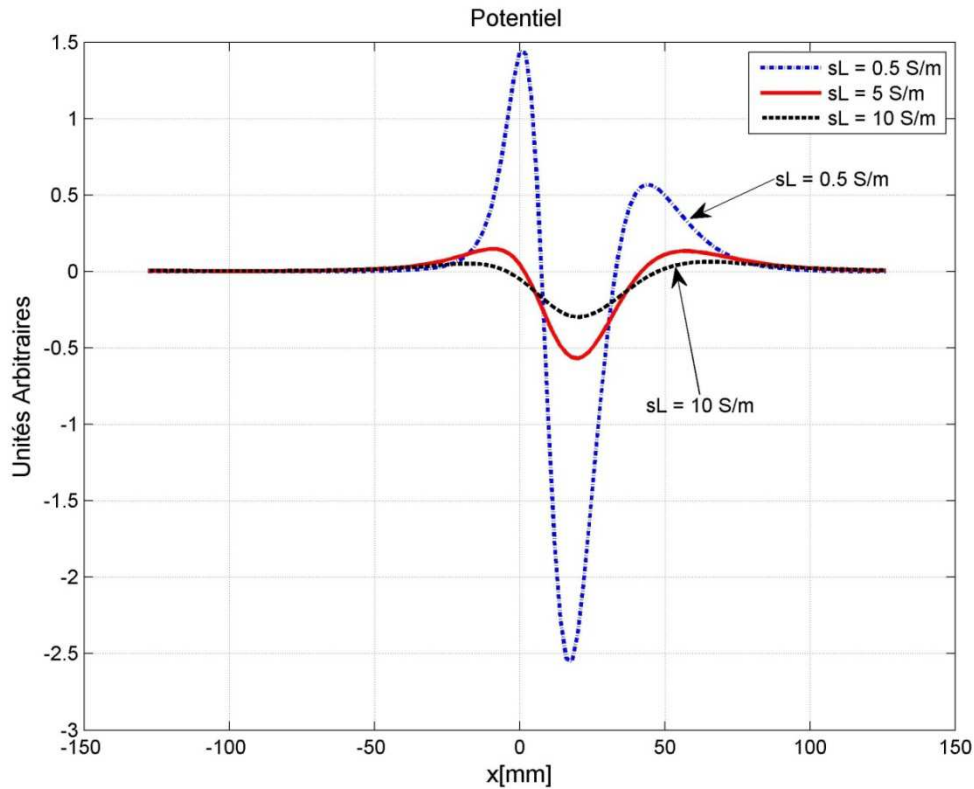


Fig. III.9. Influence de la conductivité longitudinale « sL » de la fibre (muscle) sur les potentiels

Paramètres de simulation : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$,

$$h_P = 1 \text{ mm}, Z_S = 5 \text{ mm}.$$

III.4.3.2. Influence de la conductivité transversale de la fibre

La variation de la conductivité transversale de la fibre introduit une atténuation de l'amplitude relativement élevée sur les potentiels détectés comme le montre la figure (Fig. III.9).

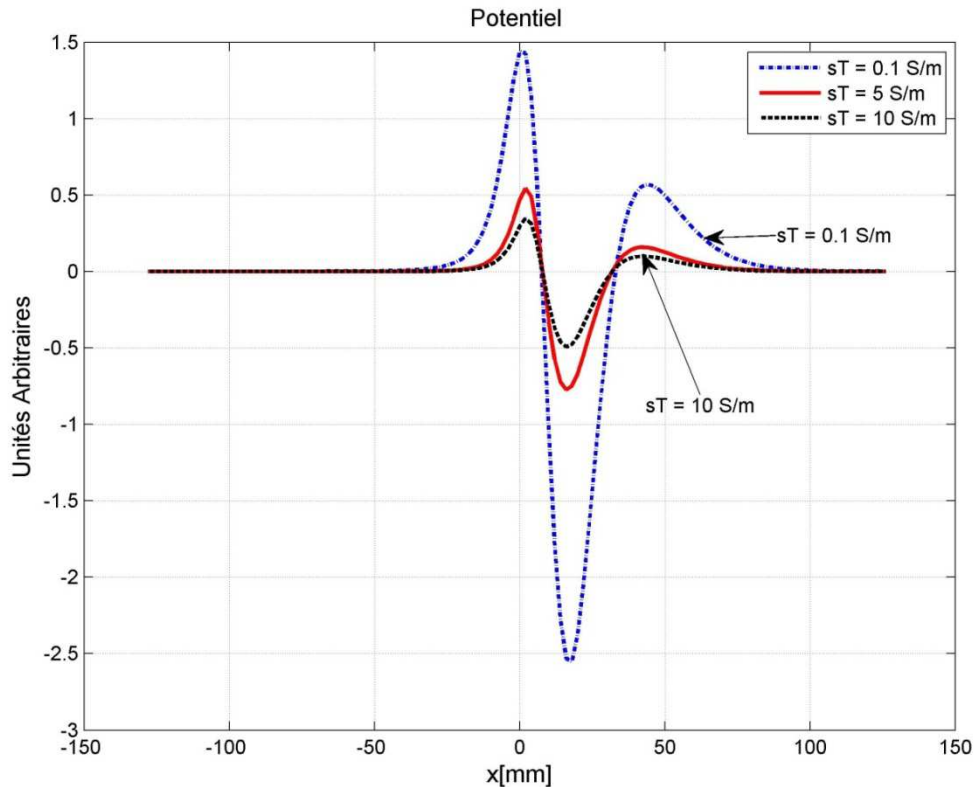


Fig. III.10. Influence de la conductivité transversale « sT » de la fibre (muscle)

Paramètres de simulation : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$,

$h_P = 1 \text{ mm}$, $Z_S = 5 \text{ mm}$.

III.10. Effets des paramètres du système de détection

L'influence des paramètres du système de détection sur les signaux EMG de surface a été traitée dans plusieurs travaux de recherche récents [29], [30]. Des chercheurs ont montré que la forme du signal EMG détecté à la surface de la peau est fortement dépendante des paramètres du système de détection utilisé [6].

III.5.1. Effet des dimensions de l'électrode circulaire isotrope

Nous avons simulé plusieurs formes d'électrodes et nous avons noté qu'elles se comportent toutes de la même manière en augmentant leurs tailles (surface de détection). La figure (Fig. III.10) montre l'effet que produit l'augmentation de la taille de l'électrode circulaire sur le potentiel détecté. Cette figure montre que plus la surface de détection de l'électrode est grande plus l'atténuation du signal est importante. Ce résultat s'explique par le fait qu'une électrode matérielle se comporte comme un filtre spatial passe-bas qui contribue à l'atténuation des hautes fréquences. L'impédance de ce filtre spatial passe bas est influencée par les dimensions (taille) de l'électrode. Plus les dimensions de l'électrode sont importantes plus son

impédance est élevée et par conséquent plus son effet atténuateur du potentiel est grand voir figure (Fig. III.10).

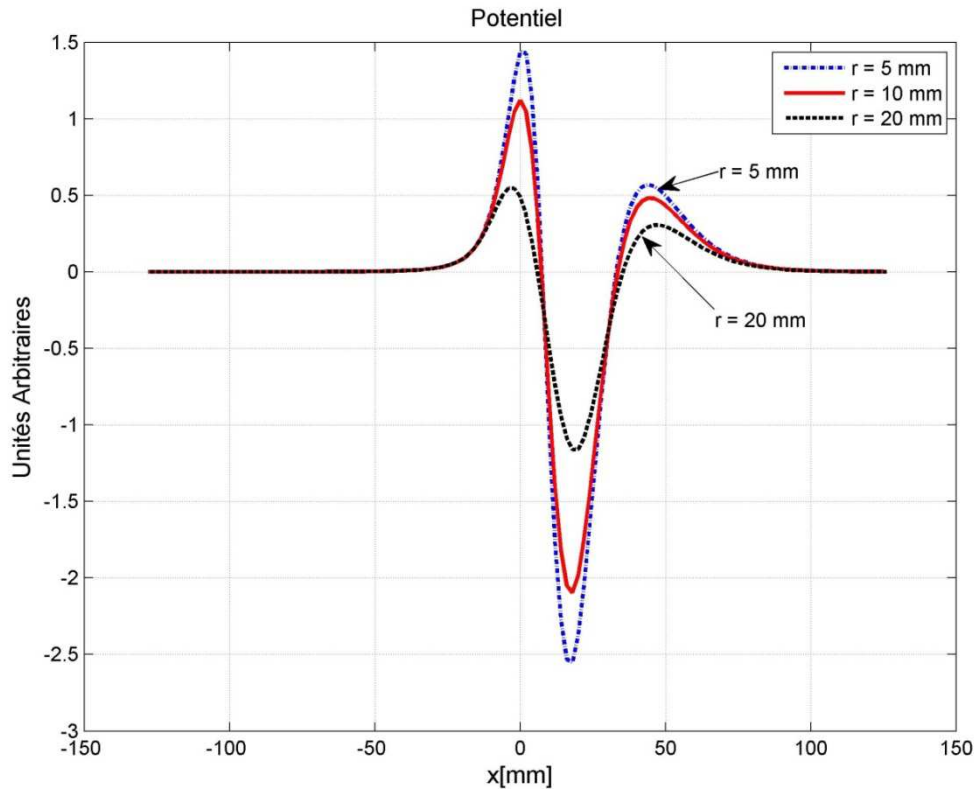


Fig. III.11. Influence du rayon « r » de l'électrode circulaire sur les potentiels détectés

Paramètres de simulation : $\sigma_L = 0.5 S/m$, $\sigma_T = 0.1 S/m$, $\sigma_G = 0.05 S/m$, $\sigma_P = 1 S/m$, $h_G = 3 mm$,

$$h_P = 1 mm, Z_S = 5 mm.$$

III.5.2. Effet des dimensions de l'électrode rectangulaire anisotrope

La figure (Fig. III.11) montre que plus la dimension de l'électrode (augmentation de la surface de détection de l'électrode) est grande plus l'atténuation du potentiel est significative. Mais cette atténuation n'est pas identique à celle influencé par une électrode de forme circulaire vu que les deux électrodes ne sont pas de même nature (forme et isotropie).

De ce fait il est capital de bien choisir les électrodes pour une meilleure détection du signal et nous voyons que plus les dimensions des électrodes est petites est meilleure le signal détecte et aussi nous remarquons que les électrodes de forme circulaires sont les plus adaptés vu leurs isotropie.

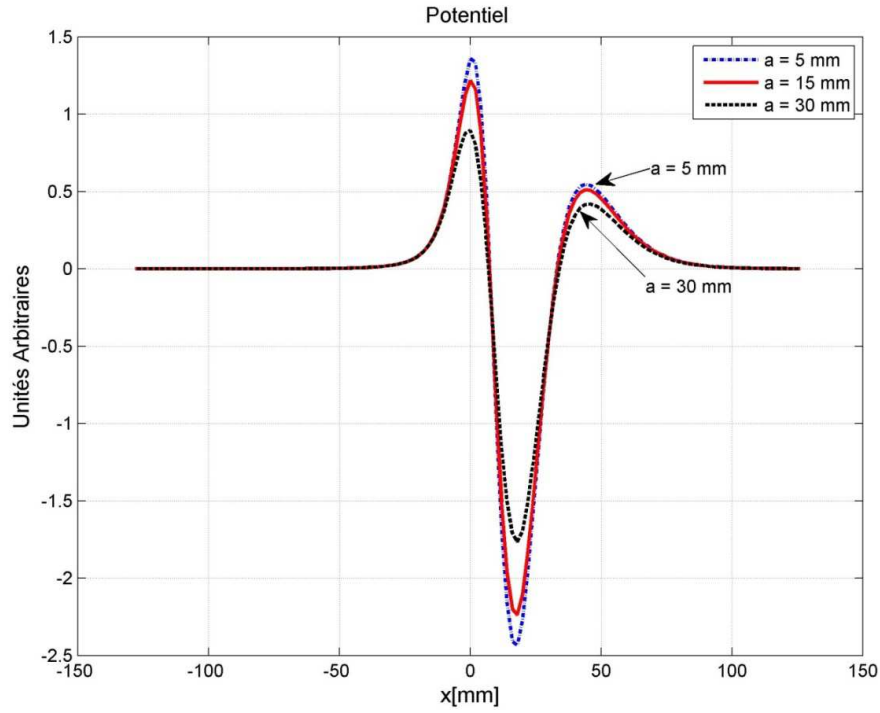


Fig. III.12. Influence des dimensions d'une électrode rectangulaire sur les potentiels

Paramètres de simulation : $b = 15 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$,
 $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$, $Z_S = 5 \text{ mm}$.

III.5.3. Effet de la rotation du système de détection

L'effet de la rotation du système de détection est dépendant de la forme de l'électrode utilisée. Pour mieux comprendre l'isotropie des électrodes de forme circulaires et l'anisotropie des électrodes de forme rectangulaire. Nous avons simulé les fonctions de transfert de ces électrodes respectives à une rotation de 60° .

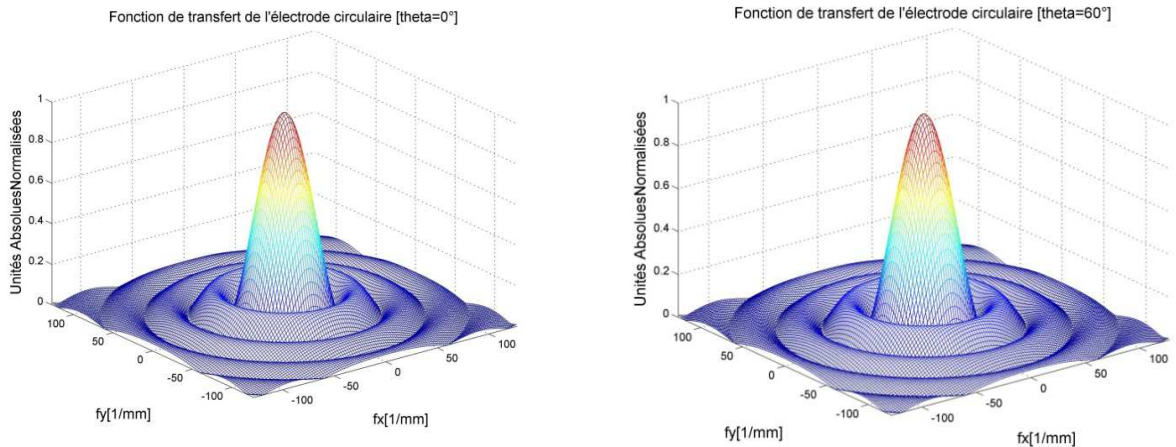


Fig. III.13. Isotropie de la fonction de transfert d'une électrode de forme circulaire. La figure de droite est soumise à une rotation θ de 60° .

D'après cette figure nous voyons bien que la forme de la fonction de transfert de l'électrode circulaire ne change pas sous l'effet de la rotation. Par conséquent nous constatons que les électrodes de forme circulaires n'affectent pas le potentiels détectés quelque soit l'angle de rotation de cette électrode comme le montre la figure (Fig. III.12).

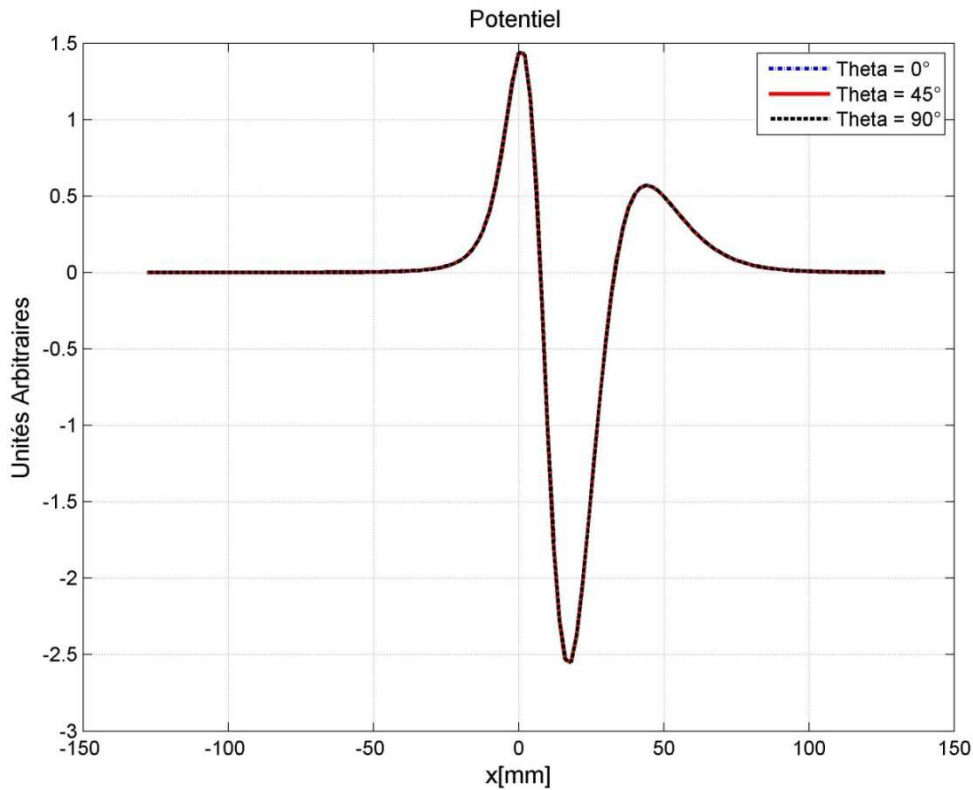


Fig. III.14. Influence de la rotation « Thêta » d'une électrode de forme circulaire sur les potentiels

Paramètres de simulation : $r = 5 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$,

$\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$, $Z_S = 5 \text{ mm}$.

Par contre les électrodes de forme rectangulaires affecte les potentiels détectés. L'effet de la rotation des électrodes de forme rectangulaires produit évidemment la diminution de l'amplitude du signal comme le montre la figure (Fig. III.14). Cette diminution est due au changement de la position des électrodes sous l'effet de la rotation.

Cependant le terme « atténuation du potentiel » n'est pas approprié pour indiquer l'effet d'atténuation que produit par exemple l'effet d'augmenter la profondeur de la fibre dans la couche du muscle. Mais plutôt on préfère le terme déformation (rotation) du potentiel à cause de la déformation de la fonction de transfert sous l'effet de la rotation (Fig. III.15).

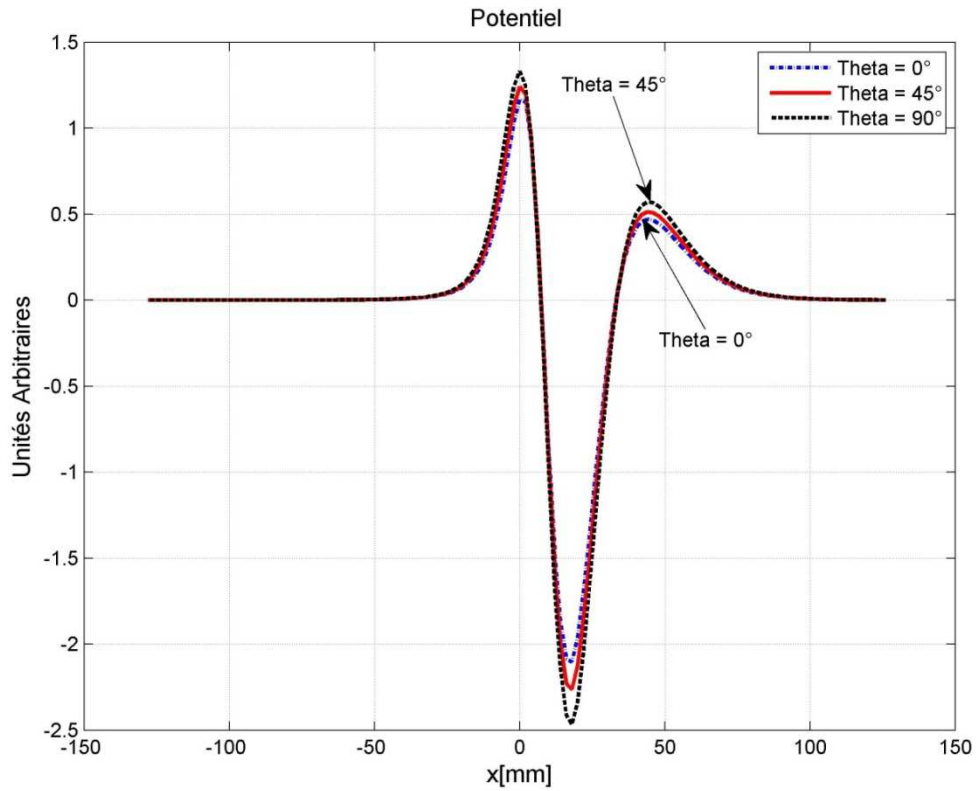


Fig. III.15. Influence de la rotation « Thêta » d'une électrode de forme rectangulaire sur les potentiels

Paramètres de simulation : $a = 5 \text{ mm}$, $b = 20 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$,
 $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$, $Z_S = 5 \text{ mm}$.

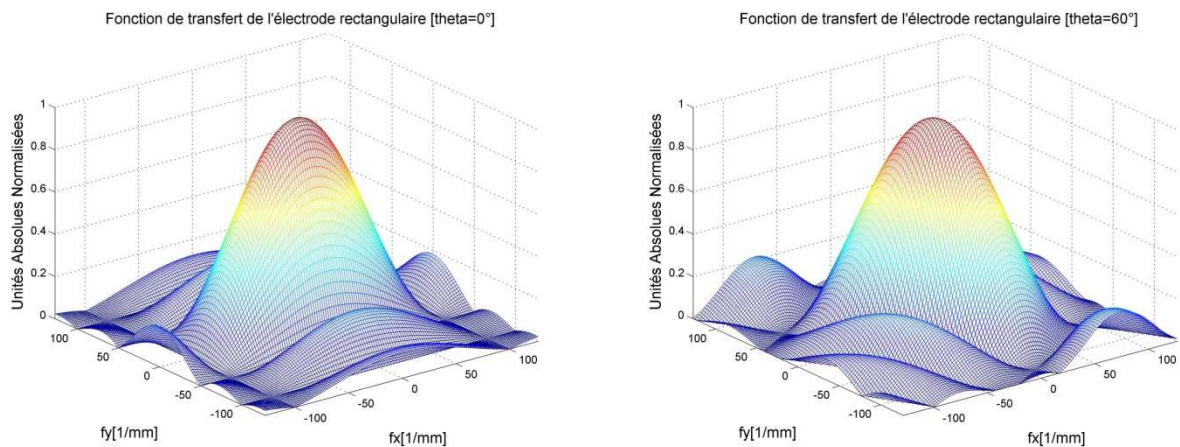


Fig. III.16. Anisotropie de la fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire de dimensions $a = 5 \text{ mm}$, $b = 20 \text{ mm}$. La figure de droite est soumise à une rotation thêta de 60° .

Une rotation du système de détection produit donc une atténuation du potentiel détecté par les électrodes de forme rectangulaire mais réellement, elle introduit une modification de la forme du potentiel spatiale tant que le système de détection lui-même se trouve modifié sous cette rotation.

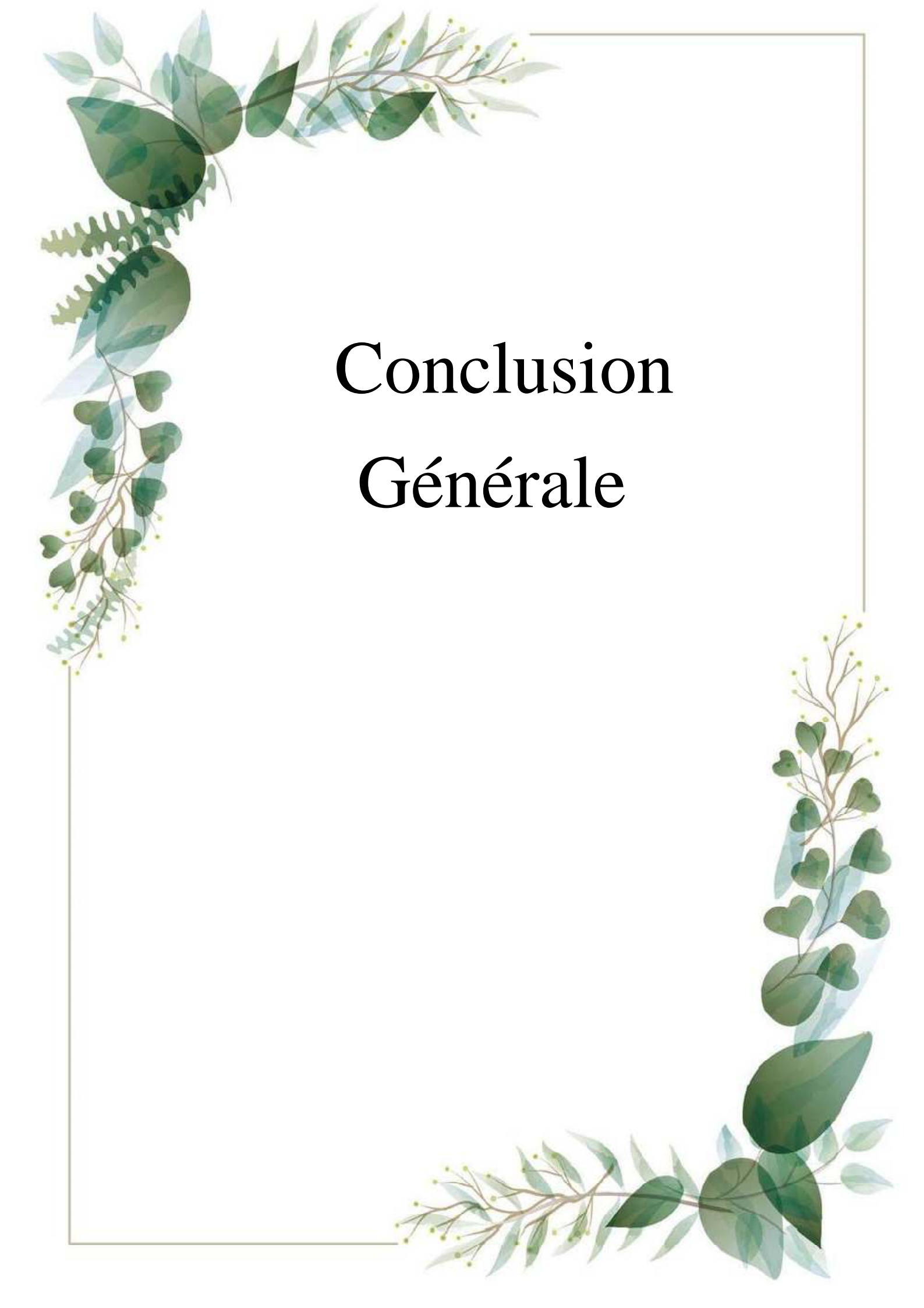
III.6. Conclusion

Nous avons étudié les effets de tous les paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur et les effets des paramètres du système de détection sur les potentiels détectés à la surface de la peau et nous avons constaté qu'il existe des paramètres qui introduisent une atténuation symétrique des potentiels et des paramètres qui provoquent une amplification ou une déformation sur les potentiels détectés.

Le modèle se comporte comme étant un filtre spatial-2D passe bas. En fait ce filtre global est une association de deux filtres passe bas qui sont le filtre spatial du volume conducteur (muscle) et le filtre spatial du système de détection (électrodes).

Toute modification de l'épaisseur ou de la conductivité des couches de la peau et de la graisse qui sont homogène et isotrope affecte l'amplitude du signal d'une façon symétrique. La couche du muscle est inhomogène et anisotrope. Elle est superposée de deux couches (graisse et peau). L'augmentation de la distance de la source du potentiel (fibre musculaire) conduit à la diminution très importante de l'amplitude du signal.

Les électrodes de forme circulaires sont les plus adaptés pour la détection du potentiel vu leurs isotropie et nous avons aussi démontré que plus les dimensions des électrodes sont petites est meilleure le signal détecte. De ce fait il est important de bien choisir les électrodes pour une meilleure détection du signal.



Conclusion Générale

Nous avons modélisé le potentiel d'un volume conducteur planaire dans le domaine spatial. Ce volume conducteur invariant dans l'espace, non homogène et anisotrope simule un muscle squelettique constitué par trois couches : le muscle, la graisse et la peau. Nous avons décrit mathématiquement le volume conducteur et le système de détection par des fonctions de transferts dans le domaine fréquentiel spatial 2-D suivant les étapes d'une méthode analytique appelée technique de filtrage spatial 2-D.

Le modèle se comporte comme étant un filtre spatial-2D passe bas. En fait ce filtre global est une association de deux filtres passe bas qui sont le filtre spatial du volume conducteur (muscle) et le filtre spatial du système de détection (électrodes).

Nous avons étudié les effets de tous les paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur et les effets des paramètres du système de détection sur les potentiels détectés à la surface de la peau et nous avons constaté qu'il existe des paramètres qui introduisent une atténuation symétrique des potentiels et des paramètres qui provoquent une amplification ou une déformation sur les potentiels détectés. Nous avons démontré l'importance de bien choisir la forme et les dimensions des électrodes pour une meilleure détection du signal, et on a montré aussi que toutes modifications de l'épaisseur ou de la conductivité des trois couches peuvent affecter l'amplitude du signal d'une façon symétrique.

Nous pouvons conclure que pour comprendre les processus neurophysiologiques de la contraction d'un muscle, la modélisation du signal électromyographique est fondamentale en corrélant la forme des potentiels simulés qui dépendent (par des équations mathématiques) des paramètres anatomiques et physiques du muscle avec la forme des potentiels mesurés dont on arrive pas à interpréter les signaux détectés. .

Comme perspectives, nous pensons à faire une modélisation du signal avec un volume conducteur contenant quatre couches, en ajoutant une couche d'os sur les trois couches du muscle, de la graisse et de la peau. Nous voulons aussi améliorer le système de détection (filtre 2D) puisque les signaux EMG sont faibles alors ils sont très bruités par des signaux parasites. Ainsi on pourra détecter des signaux bien filtrés afin d'extraire les informations utiles pour un meilleur diagnostic.



Bibliographie

-
- [1] A. Melaku, D. K. Kumar, A. Bradley, "Influence of Inter-Electrode Distance on EMG," IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 1082-1085, 2001.
- [2] C.Coères, and Al. Wolf. « The Innervation of Muscle: A Biopsy Study » Blackwell Scientific Publications Ed, Oxford, 1959
- [3] COURS NEUROPHYSIOLOGIE : Dr BENMEZROUA Mohammed.
- [4] D. Duizabo. Laboratoire de Physiologie - Faculté de médecine de Créteil « in Spécialiste en Médecine Sportive » - N° 12, décembre 1991.
- [5] D. Farina and A. Rainoldi,"Compensation of The Effect of Sub-cutaneous Tissue Layers on surface EMG: A Simulation Study," Med. Eng. Phys., Vol. 21, pp. 487-496, 1999.
- [6] D. Farina, C. Cescon, and R. Merletti, "Influence of Anatomical, Physical, and Detection System Parameters on Surface EMG," Biol. Cybern., Vol. 86, pp. 445-456, 2002.
- [7] D. Farina, C. Cescon, "Concentric-Ring Electrode Systems for Noninvasive Detection of Single Motor Unit Activity,"IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 48, pp. 1326-1334, 2001.
- [8] D. Farina and R. Merletti, "A Novel Approach for Precise Simulation of the EMG Signal Detected By Surface Electrodes," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 48, pp. 637-646, 2001.
- [9] D. Farina, L. Mesin et Simone Martina,"Advances In Surface Electromyographic Signal Simulation With Analytical and Numerical Descriptions of The Volume Conductor," Med. Biol. Eng .comput., Vol. 42, pp. 467-476, 2004.
- [10] D. Farina, L. Mesin, S. Martina, and R. Merletti,"A Surface EMG Generation Model With Multi-layer Cylindrical Description of the Volume Conductor," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 51, pp, 415-426, 2004.
- [11] D. F. Stegeman, J. H. Block, H. J. Hermens ET K. Roeleveld, "Surface EMG Models: Properties and Applications," J. Electromyography and Kinesiology. Vol 10, pp. 313-326, 2000.
- [12] E. Liddell and CS. Sherrington. Recruitment and some other factors of reflex inhibition. Proc Roy Soc London (Ser. B.) 97:488-518, 1925
- [13] E. N.Marieb, « Anatomie et physiologie humaines » université de Québec ,1992.
- [14] H. Monod, R. Flandrois. "Physiologie du sport. Bases physiologiques des activités physiques et sportives", Masson, Ed., 1990.
- [15] <http://www.afm-france.org>. Repères Savoir & Comprendre. Association française contre les myopathies. "Percer le secret des maladies, Le système musculaire," & "Le système musculaire squelettique,". Date de consultation : 11/09/2020 à 17:41.
- [16] <http://www.bils.be>. Date de consultation : 08/07/2020 à 18:40.
- [17] https://www.fr.wikipedia.org/wiki/contraction_musculaire. Date de consultation : 05/08/2020 à 22:16.
- [18] <https://www.fr.wikipedia.org/wiki/électricité>. Date de consultation : 06/08/2020 à 23:46.
- [19] http://www.neur-one.fr_muscle_et_physiologie_musculaire. Date de consultation : 24/06/2020 à 20:25.
-

- [20] <http://www.noraxon.com>. Date de consultation : 11/07/2020 à 21:17.
- [21] http://www.subaru.univ-lemans.fr_conception d'un électromyogramme. Date de consultation : 15/09/2020 à 19:35.
- [22] J. N. Helal et P. Bouissou, "The Spatial Integration Effect of Surface Electrode Detecting Myoelectric Signal," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 39, pp. 1161-117, 1992.
- [23] J. V. Basmajian, C. J. De Luca, "Muscles Alive. Their Function Revealed by Electromyography", Williams & Wilkens. Baltimore. 1985.
- [24] K. MEBARKIA, THESE de Doctorat en Sciences « Par métrisation des potentiels d'action d'un unité motrice détectés non-invasivement Soutenue le 6 Novembre 2014(13 Moharem 1436
- [25] L. Mesin et D. Farina, "Simulation of Surface EMG Signals Generated By Muscle Tissues with Inhomogeneity Due To Fiber Pinnation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 51, pp1521-1529, 2004.
- [26] M.M. Lowery, N. S. Stoykov, A. Taflove, and T. A. Kuiken, "A Multiple Layer Finite-Element Model of The Surface EMG Signal," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 49, pp. 446-454, 2002.
- [27] P. Konrad, "The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Version 1.0, April 2005.
- [28] R. Flandrois, "La physiologie du sportif", La Recherche n°113, 1980.
- [29] R. Merletti, L. Lo. Conte, E. Avignone, and P. Guglielminotti, "Modeling of Surface Myoelectric signals-Part I: Model Implementation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 46, pp. 810-820, 1999.
- [30] T. H. J. M. Gootzen, "Muscle Fiber and Motor Unit Action Potentials", 1962.

Résumé : La contraction musculaire est le résultat d'une stimulation électrique des fibres musculaires. Adrian et Bronk ont conçu une aiguille d'enregistrement (électrode) de l'activité électrique des muscles contractés et le signal résultant est appelé signal électro-myographique (EMG). La modélisation du signal EMG de surface est fondamentale pour l'interprétation des enregistrements EMG, notamment pour la compréhension des maladies neurophysiologiques. L'objectif de ce mémoire est la modélisation d'un muscle squelettique comme étant un volume conducteur planaire constitué par trois couches : le muscle, la graisse et la peau. Nous avons décrit analytiquement le volume conducteur et le système de détection par des fonctions de transferts dans le domaine fréquentiel spatial 2-D suivant les étapes d'une méthode analytique appelée technique de filtrage spatial 2-D.

Mots Clés : EMG, Volume conducteur, Electrode, Fonction de transfert, Filtrage spatial 2-D.

Abstract : Muscle contraction is the result of electrical stimulation of the muscle fibers. Adrian and Bronk designed a needle to record (electrode) the electrical activity of the contracted muscles and the resulting signal is called the electro-myographic signal (EMG). The modeling of the surface EMG signal is fundamental for the interpretation of EMG recordings, especially for the understanding of neurophysiological diseases. The objective of this thesis is the modeling of skeletal muscle as a planar conductive volume consisting of three layers: muscle, fat and skin. We have analytically described the conductive volume and the detection system by transfer functions in the 2-D spatial frequency domain following the steps of an analytical method called 2-D spatial filtering technique.

Keywords: EMG, Conductive volume, Electrode, Transfer function, 2-D spatial filtering.

ملخص : يحدث تقلص العضلات نتيجة التحفيز الكهربائي للألياف العضلية. صمم أدريان وبرونك إبرة (قطب كهربائي) لتسجيل النشاط الكهربائي للعضلات المنقبضة وتسمى الإشارة الناتجة بالإشارة الكهربائية العضلية (EMG). تعد نمذجة إشارة (EMG) السطحية أمرًا أساسيًا لتفسير تسجيلات (EMG)، خاصة لفهم الأمراض العصبية الفسيولوجية. الهدف من هذه المذكرة هو نمذجة العضلات الهيكلية كحجم موصل مستو يتكون من ثلاث طبقات: العضلات والدهون والجلد. لقد وصفنا بشكل تحليلي حجم الموصل ونظام الكشف عن طريق وظائف النقل في مجال التردد المكاني ثنائي الأبعاد باتباع خطوات طريقة تحليلية تسمى تقنية التصفية المكانية ثنائية الأبعاد.

الكلمات المفتاحية: EMG، حجم التوصيل، القطب الكهربائي، وظيفة التحويل، التصفية المكانية ثنائية الأبعاد.