

UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA

Faculté des nouvelles technologies de l'information et de la communication
Département d'électronique et des télécommunications



Mémoire de fin d'étude
Présenté pour l'obtention du diplôme de

MASTER PROFESSINNEL

Domaine : **Sciences et techniques**

Filière : **Electronique**

Spécialité : **Instrumentation et système**

Présenté par :

Dokma Belgacem

Boungab Salah

Thème:

MODELISATION DES ELECTRODES D'ELECTROMYOGRAMME DE SURFACE

Soutenu publiquement Le : 12 / 06 / 2022 , devant le jury composé de:

Mr LARBI Bechka	MCU	Président	UKM Ouargla
Mr. HAMMOUCHI Fatah	MAA	Encadreur	UKM Ouargla
Mr NACERI Nadjib	MAA	Examineur	UKM Ouargla

Année Universitaire 2021 / 2022



Remerciements

Dieu soit loué, qui nous a éclairés sur le chemin de la science et de la connaissance, nous a aidés à accomplir ce devoir et nous a permis d'achever ce travail.

Nous adressons nos sincères remerciements et notre gratitude à tous ceux qui nous ont aidés de près ou de loin à accomplir ce travail, et nous mentionnons particulièrement notre encadrant, le Mr. HAMMOUCHI Fatah, qui ne nous a pas épargné ses utiles orientations et ses précieux conseils, ainsi que sa constante volonté de fournir une assistance chaque fois que cela est demandé, pour cela nous lui disons merci pour votre humilité, merci pour votre patience et merci pour votre coopération.

Et je demande à Dieu de le récompenser en notre nom et de faire cela dans la balance de ses bonnes actions.





Je dédie cet humble travail au plus haut que j'aie dans l'existence, **mon père et ma mère**, que dieu les protège, et à qui sa supplication a été le secret de ma réussite et de ma tendresse comme un baume chirurgical aux bien-aimés de mon cœur et de mon âme, ma chère mère.

Et bénis-le, et à tous ceux qui m'ont enseigné une lettre tout au long de ma période d'études, de l'école primaire à l'université, et à mes frères bien-aimés et à tous ceux qui m'ont tendu la main et m'ont aidé à terminer ce travail. je t'aime en dieu.

Dokma Belgacem





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

Quin' 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

Boungab Salah



SOMMAIRE

Sommaire	i
Liste des figures	v
Liste des abréviations.....	ix
Introduction générale.....	1

Chapitre 1 : Les électrodes d'électromyographie

1. Introduction.....	4
2. Anatomie du muscle	4
3. Structure d'une unité motrice (UM)	5
4. Électromyographie (EMG).....	6
4. 1. Définitions de l'Électromyographie	6
4. 2. Histoire de l'électromyographie	7
4. 3. Types d'électromyographie	7
5. Domaines d'utilisation de l'EMG	8
6. Avantages typiques de l'EMG	9
7. Aspects techniques reliés à l'EMG	9
7. 1. Qualité des Électrodes	9
7. 2. Grandeur de la surface d'enregistrement	9
7.3. Placement des électrodes	10
7.4. Impédance de la peau	10
7.5. Les Amplificateurs	10
8. Signal sEMG brut	12
9. Prétraitement du signal sEMG [.....	13
9.1. Rectification du signal sEMG	13
9.2. Normalisation en amplitude	13
9.3. Lissage du signal Ssemg	13
9.4. Filtrage passe-bande du sEMG	14
10. Les électrodes	14
10.1. Types d'électrodes	15
10.2. Caractéristiques des électrodes	16
10.3. Avantages et inconvénients des électrodes	16
11. Facteurs influençant le signal sEMG	17

11.1. Caractéristiques du tissu musculaire	17
11.2. Diaphonie (Cross Talk)	17
11.3. Emplacement des électrodes	18
11.4. Bruit externe	18
11.5. Électrode et amplificateurs	18
12. Conclusion	18

Chapitre 2 : Modélisation des Électrodes et du Système de Détection

1. Introduction.....	20
2. Modélisation du volume conducteur	20
2.1. Description du volume conducteur planaire	20
2.2. Plan de détection du signal EMG de surface	21
2.3. Fonction de transfert du volume conducteur planaire	21
3. Modélisation de la source de courant	24
4. Modélisation du système de détection	24
4.1. Fonction de transfert du filtre spatial	24
4.2. Modélisation de la forme et dimensions des électrodes	25
4.3. Système de détection avec des électrodes physiques	26
4.4. Système de détection incliné par rapport à la longueur des fibres	27
5. Fonction de transfert globale	27
6. Calcul du potentiel dans le domaine spatial	28
7. Conclusion	29

Chapitre 3 : Effets des Paramètres du Système de Détection sur le Potentiel Détecté

1. Introduction.....	30
2. Simulation du système de détection avec une seule électrode	30
2.1. Fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire	30
2.2. Fonction de transfert d'une électrode de forme elliptique	32
2.3. Fonction de transfert d'une électrode de forme circulaire	34
2.4. Isotropie des électrodes	37
3. Simulation du système de détection avec une grille d'électrodes	39
3.1. Système de détection avec des électrodes ponctuelles (filtres spatiaux)e.....	39
3.2. Détection par filtres unidimensionnelles	43

3.3. Détection par filtres bidimensionnelles	45
4. Effets des Paramètres du Système de Détection sur le Potentiel Détecté	46
4.1. Système Effets de la taille des électrodes	46
4.2. Effets de la distance inter électrode longitudinal	47
4.3. Effets de la distance inter électrode Transversale	48
4.3. Effets de la rotation du système de détection (l'isotropie)	49
5. Conclusion	50
Conclusion générale.....	52
Bibliographie	55

Liste des figures

Figure 1.1 : Anatomie d'un muscle squelettique.	5
Figure 1.2 : Structure d'une unité motrice.	6
Figure 1.3 : Amplificateur EMG (avec des électrodes)	11
Figure 1.4 : Représentation d'un signal sEMG brut	12
Figure 1.5 : Chaîne d'acquisition d'un signal EMG	14
Figure 1.6 : Électrode EMG sous-cutanée (à aiguilles)	15
Figure 1.7 : Electrodes de surface	16
Figure 2.1 : Représentation d'un morceau (dimensions finies) d'un volume conducteur Infini multicouche avec un système de coordonnées cartésiennes	14
Figure 2.2 : Représentation du plan de détection et de l'arrangement parallèle des fibres musculaires dans un muscle planaire	21
Figure 2.3 Représentation réelle d'un système de détection d'ordre 3 composé d'une grille d'électrodes de 9 électrodes physiques avec un arrangement spatial rectangulaire.	26
Figure 2.4 Bloc diagramme représentant l'approche de la modélisation d'un volume conducteur planaire invariant dans l'espace avec une représentation chématique des opérations qui devront être exécutées pour le calcul du potentiel dans le domaine spatial 2-D et 1-D généré par une source de courant quelconque.	29
Figure 3.1 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 5mm$, et $b = 5mm$	31
Figure 3.2 Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 15mm$, et $b = 15mm$	3
Figure 3.3 Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme rectangulaires	32
Figure 3.4 Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 15mm$ et de petit axe	33
Figure 3.5 Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 30mm$ et de petit axe $a = 10mm$	33
Figure 3.6 Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme elliptiques	34
Figure 3 Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme	

	circulaire et de rayon $r = 5mm$	35
Figure 3.8	Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme circulaire et de rayon $r = 15mm$	35
Figure 3.9	Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme circulaires	36
Figure 3.10 :	Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 15mm$, et $b = 15mm$ et pour un angle d'inclinaison $\theta = 45^0$	37
Figure 3.11	Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme rectangulaire et de dimensions $a = 15mm$, et $b = 15mm$ avec deux angles d'inclinaison $\theta_1 = 0^0$ et $\theta_2 = 45^0$	37
Figure 3.12	Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 15mm$ et de petit axe $a = 5mm$ et pour un angle d'inclinaison $\theta = 30^0$	38
Figure 3.13	Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme elliptique de grand axe $b = 15mm$ et de petit axe $a = 5mm$ avec deux angles d'inclinaison $\theta_1 = 0^0$ et $\theta_2 = 30^0$	39
Figure 3.14 :	Fonction de transfert (2-D) du filtre spatial (LSD). Cette fonction de transfert est Simulée avec : $dL = 15mm$,	43
Figure 3.15	Fonction de transfert (2-D) du système de détection (LSD). Cette fonction de transfert Simulée avec les paramètres : $r = 5mm$, $dL = 15mm$,	44
Figure 3.16 :	Fonction de transfert (1-D) du système de détection (LSD). Cette fonction de transfert Simulée avec les paramètres : $r = 5mm$, $dL = 15mm$,	44
Figure 3.17 :	Fonction de transfert (2-D) du système de détection (IB²). Cette fonction de transfert est Simulée avec les paramètres : $r = 5mm$, $dL = 15mm$,	45
Figure 3.18	Fonction de transfert (1-D) du système de détection (IB²). Cette fonction de transfert est Simulée avec les paramètres : $r = 5mm$, $dL = 15mm$, $dT = 15mm$. .	45
Figure 3.15 :	Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (NDD) avec deux électrodes circulaires de tailles ; $r_1 = 5mm$, $r_2 = 20mm$,	46
Figure 3.19	Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (IR) avec deux distances inter électrodes longitudinales ; $dL_1 = 15mm$, $dL_2 = 30mm$,	47
Figure 3.20 :	Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (IR) avec deux distances inter électrodes longitudinales ; $dL_1 = 15mm$, $dL_2 = 30mm$,	47

Figure 3.21	Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (NDD) avec deux distances inter électrodes Transversales ; $dT1 = 15\text{ mm}$, $dT2 = 30\text{ mm}$,	48
Figure 3.22	Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial Unidimensionnel (LSD) avec deux angles d'inclinaison du système de détection ; $\theta1 = 0^\circ$ $\theta2 = 25^\circ$	49
Figure 3.23	Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial Bidimensionnel (IR) avec deux angles d'inclinaison du système de détection ; $\theta1 = 0^\circ$ $\theta2 = 25^\circ$	49

EMG : ElectroMyoGraphy (électromyographie)

IAP : Intracellular Action Potential (potentiels d'actions intracellulaires).

IB2 : Inverse Binominal of order two (binomial inverse d'ordre deux).

IR : Inverse Rectangle (rectangulaire inverse).

LDD : Longitudinal Double Differential (différentiel double longitudinal).

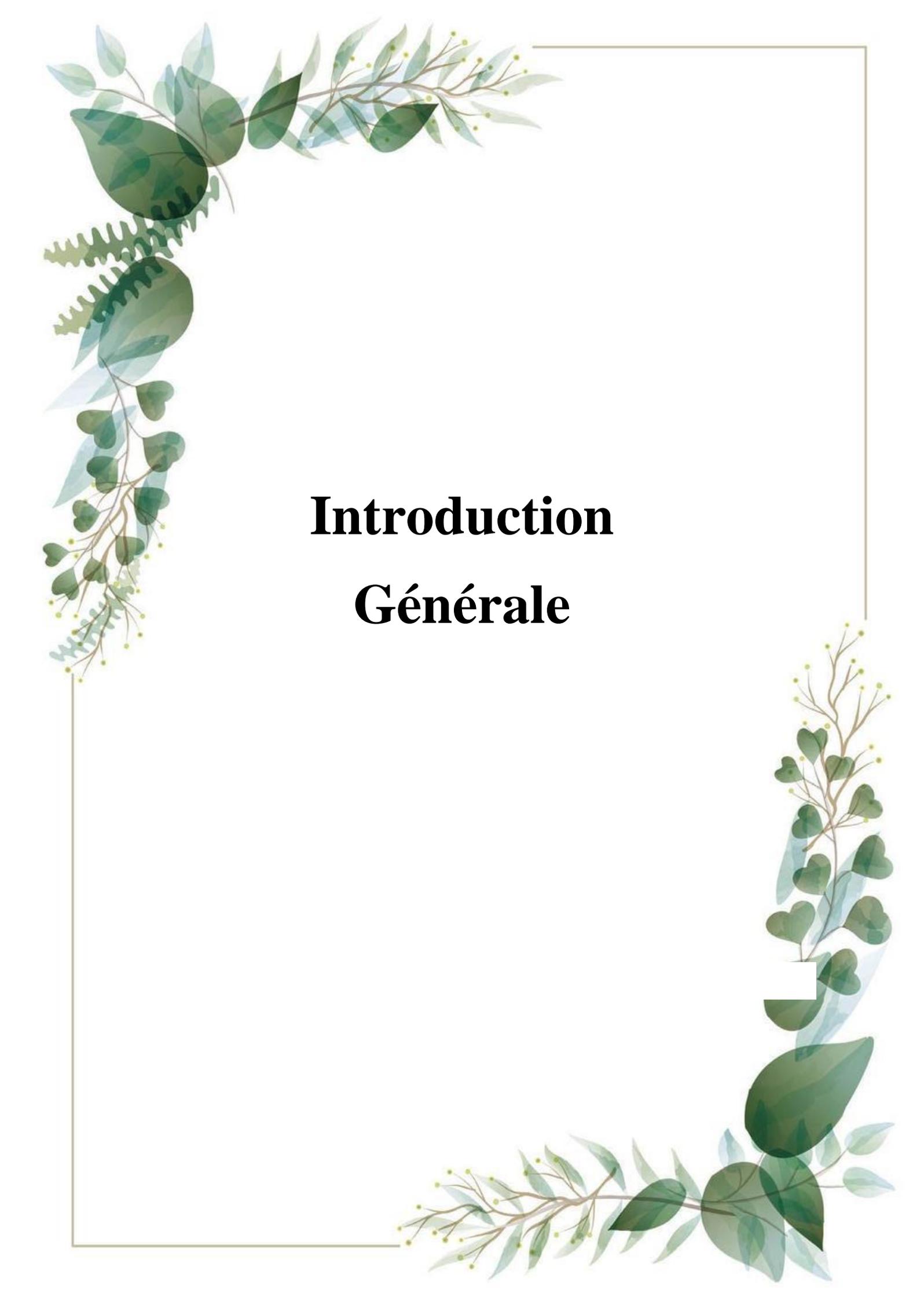
LSD : Longitudinal Single Differential (différentiel simple longitudinal).

NDD : Normal Double Differential (différentiel double normal).

TSD : Transversal Single Differential (différentiel simple transversal).

TDD : Transversal Double Differential (différentiel double transversal).

SFAP : Single Fibre Action Potential (potentiel d'action extracellulaire d'une seule fibre).



Introduction Générale

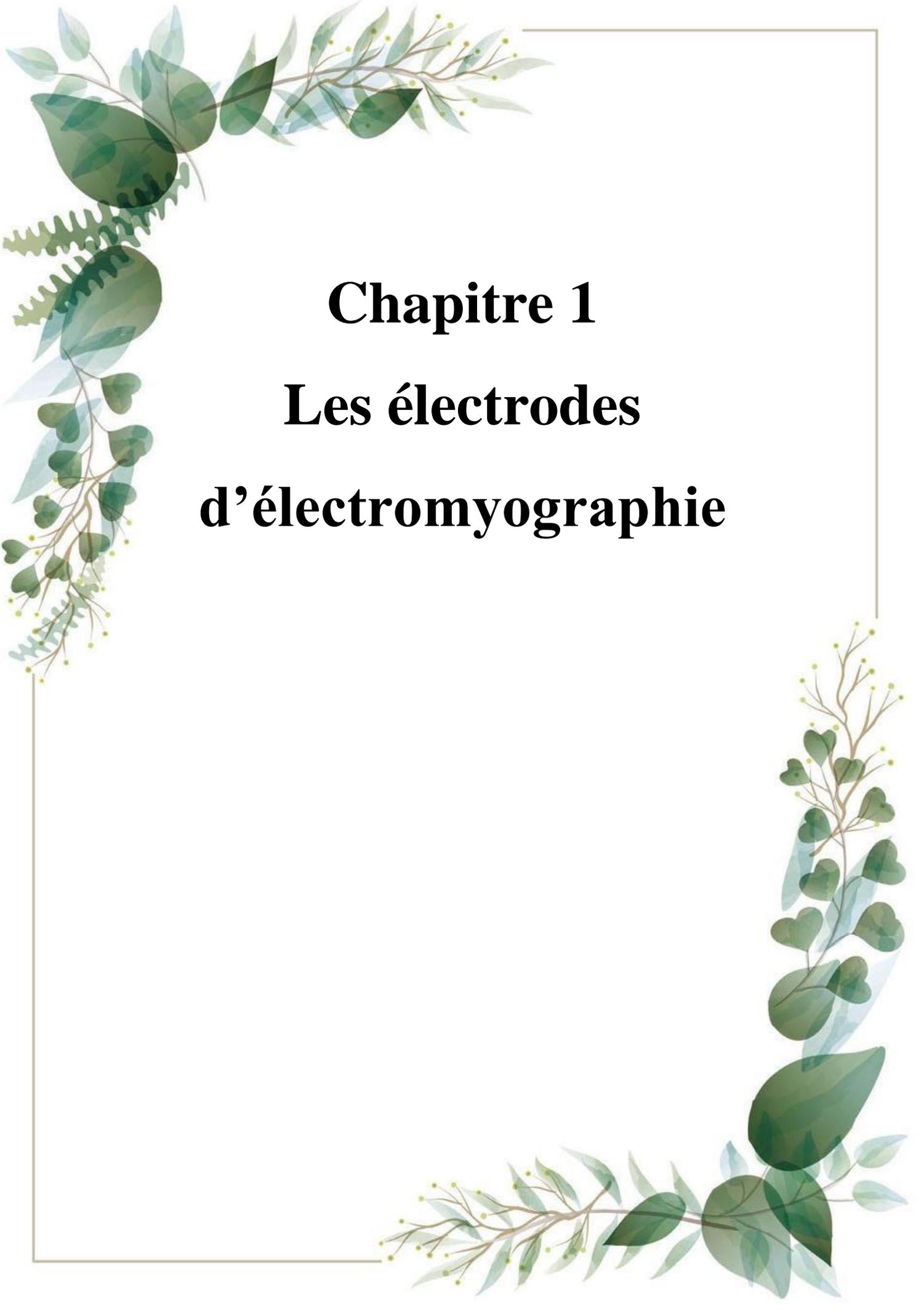
Introduction Générale

Le signal appelé Electromyogramme ou (EMG) représente l'enregistrement d'une série d'événements bioélectriques 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). 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. Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette, qui constituent environ 40 % du poids total du corps. Leurs contractions permettent au corps de s'animer, se déplacer, ainsi que de se tenir en position. 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 et en entraînement sportif.

Les signaux détectés par les électrodes à la surface de la peau contiennent des informations sur l'activité des muscles. Leurs caractéristiques sont reliées et dépendent de l'anatomie et de la physiologie des unités motrices et des paramètres du système de détection. La modélisation est fondamentale pour l'investigation des relations entre les caractéristiques du signal EMG de surface et les processus physiologiques musculaires. Dans les années récentes, les avancées dans la modélisation des signaux EMG de surface sont focalisées sur la description du volume conducteur sur le système de détection et sur le phénomène de la génération et de l'extinction des potentiels d'actions intracellulaires au niveau de la plaque motrice et des tendons. Le muscle est supposé comme étant un milieu conducteur passif. Le système de détection est représenté par un ensemble d'électrodes (grille d'électrodes) qui ont une forme et dimensions identiques et aussi elles sont bien espacées géométriquement entre elles.

Avec l'approche de filtrage spatial 2-D proposée par Farina et Merletti, il est possible de simuler l'effet de n'importe quelle forme d'électrode avec un temps de calcul réduit. Merletti et al 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.

Le présent mémoire est organisé en trois chapitres. Dans le premier chapitre, Nous avons décrit rapidement l'anatomie du muscle mais traité l'électromyographie avec plus de détails.. Dans le deuxième chapitre, Nous avons modélisé le système de détection qui est formé par un ensemble d'électrode géométriquement espacées entre elles. Ce système de détection se comporte comme étant un filtre spatial 2D. Dans le troisième chapitre, nous avons simulé l'influence des paramètres du système de détection (paramètres de la grille des électrodes) sur le potentiel détecté.



Chapitre 1

Les électrodes d'électromyographie

Chapitre 1

Les électrodes d'électromyographie

1. Introduction

Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette, qui constituent environ 40 % du poids total du corps. Leurs contractions permettent au corps de s'animer, se déplacer, ainsi que de se tenir en position [12]. Le corps est comme une machine qui nécessite de l'électricité et qui fonctionne grâce à elle. Le signal appelé Electromyogramme ou (EMG) représente l'enregistrement d'une série d'événements bioélectriques 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).

2. Anatomie du muscle

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 [15], [18] et [36].

Il existe chez l'homme, trois types de muscles [15] et [21] :

- 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.

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. [25]. Les fibres musculaires sont activées par le système nerveux central par l'intermédiaire des signaux électriques transmis par les neurones. [16]

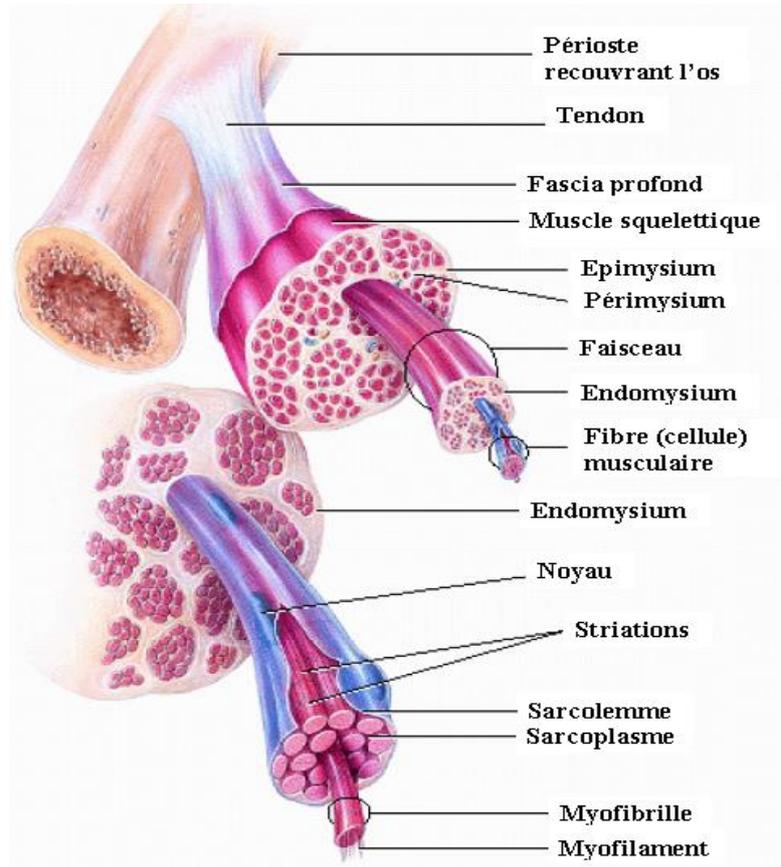


Fig. I.1 : Anatomie d'un muscle squelettique.[15]

3. Structure d'une unité motrice (UM)

La structure d'une unité motrice (UM) est formée par le cerveau, la moelle épinière, un motoneurone (Alpha ou Beta) et les fibres musculaires (voir figure Fig. I.2) qu'il innerve [Liddell et Sherrington 1925]. Le motoneurone est situé dans la moelle épinière et dont l'axone se divise en plusieurs terminaisons nerveuses à son entrée dans le muscle pour aller rejoindre plusieurs fibres musculaires qui constituent l'autre partie de l'unité motrice. Chaque terminaison nerveuse rejoint une seule fibre musculaire au niveau de sa plaque motrice qui est généralement située en son milieu. [19], [20]

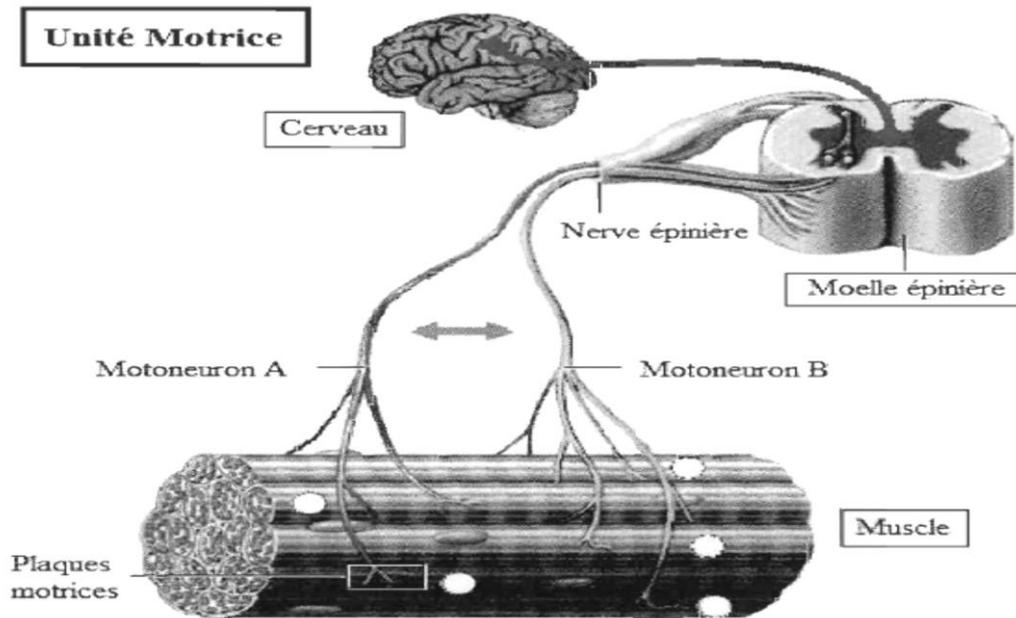


Fig. I.2 : Structure d'une unité motrice.

4. Électromyographie (EMG)

4.1. 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 [4]. 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 [2] ».

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 [4].

4.2. 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. 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. [23]

4.3. Types d'électromyographie

L'électromyographie est une technique qui consiste à tracer sur un écran les variations de potentiel de la membrane musculaire. Elles sont recueillies soit à la surface du muscle par une électrode de contact cutanée (électromyographie de surface, non invasive), soit au profond d'un muscle par une électrode sous forme d'une aiguille (électromyographie invasive) [30].

a) L'électromyographie invasive

C'est une procédure médicale de diagnostic qui implique l'insertion d'une électrode EMG sous forme d'aiguille dans la masse musculaire, afin d'explorer le muscle quand ce dernier se contracte et se détend. La séance d'évaluation du EMG est réalisée par un consultant électrodiagnostic médical qui interprète l'étude et assure la procédure, des fois un

technicien est disponible pour l'aider. Toute la procédure doit être réalisée conformément aux normes pratiques de l'Association américaine de la médecine électrodiagnostic [2].

L'opération invasive permet de détecter les atteintes nerveuses périphériques (nerfs, racines, moelle) et de calculer directement leur fréquence de décharge, donc l'EMG dit invasif se caractérise par une étude plus méticuleuse, à une échelle plus petite. Cependant, le fait que les électrodes sont invasives, l'utilisation de cette méthode est limitée dans certains contextes expérimentaux, où le signal acquis doit être représentatif de l'activité du volume musculaire total (Byrne et al. 2005). Par conséquent elle constitue un mauvais choix pour les études reliées à la lombalgie ainsi que l'analyse des mouvements (Hug 2011) [34].

b) Électromyographie de surface

L'électromyographie de surface (sEMG) reste une des méthodes les plus couramment utilisées pour la quantification du niveau d'activité d'un muscle, tous simplement en mesurant les potentiels d'action des unités motrices responsables sur les contractions musculaires.

5. 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 [35].

On peut citer ci-après quelques domaines d'applications [35] :

- Recherches médicales (orthopédie, chirurgie, neurologie fonctionnelle, analyse de la posture et de la démarche).
- Réhabilitation (post-chirurgie 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).

6. Avantages typiques de l'EMG [26]

Les avantages typiques sont :

- 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.

7. Aspects techniques reliés à l'EMG

7.1. Qualité des 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.

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 reprend 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. [22]

7.2. 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. 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. [22]

7.3. 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. 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). [22]

7.4. 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'aire 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 [9], [22].

7.5. Les Amplificateurs

7.5.1. 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 ($< 5K\Omega$). [9], [22].



Fig. 1.3 : Amplificateur EMG (avec des électrodes).[9]

7.5.2. 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): [9], [22].

- ✓ 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.

7.5.3. Le 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 dB. [9], [22].

7.5.4. 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 EMG en μV est problématique si ce bruit interne est amplifié. Le bruit de l'amplificateur devrait être maintenu très bas (devrait pas dépasser $50 \mu\text{V}$, préférablement $20 \mu\text{V}$). [9], [22].

8. Signal sEMG brut

Un signal sEMG non filtré et non traité sauf l'amplification passe-bande (Amplificateurs reliés aux électrodes sEMG) est appelé un signal sEMG brut.

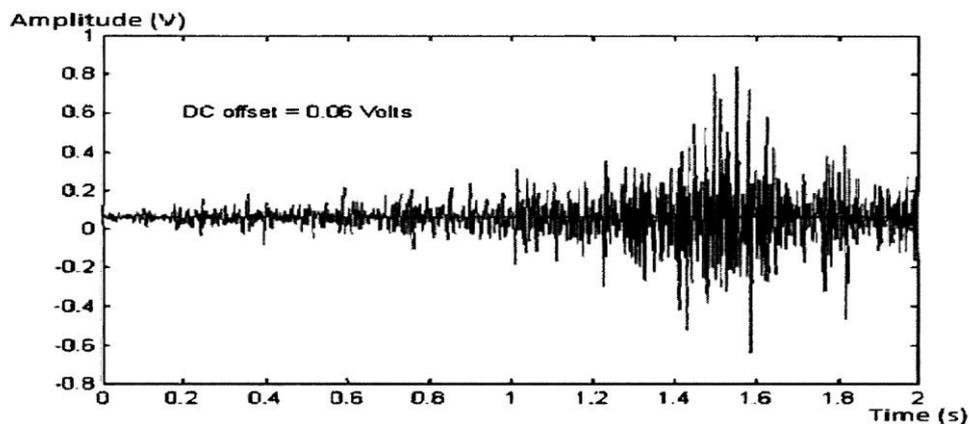


Fig. I.4 : Représentation d'un signal sEMG brut [4]

La première chose à noter est que la tension enregistrée qui correspond au signal sEMG n'est pas la mesure exacte des électrodes, parce que le signal provenant des électrodes est amplifié par un gain, ce dernier est différent selon la société fabricante du matériel d'acquisition et selon le matériel lui-même [26]. La deuxième chose à noter est le petit décalage « De » dans le signal sEMG engendré par les amplificateurs qui correspond à la polarisation de ces derniers, il est d'environ 0,06 Volts dans la Fig. I.4 Pour estimer cette valeur, on relie les électrodes sEMG entre eux, et la sortie de ce canal serait le décalage « De »; ensuite il suffit de le soustraire de la valeur enregistrée du signal sEMG. Maintenant après que nous avons supprimé le décalage « De offset », nous pouvons parler des 4 étapes du prétraitement du signal sEMG. Aucune de ces étapes n'est obligatoire, et le choix de l'étape est selon l'application du signal sEMG [4].

9. Prétraitement du signal sEMG [6]

9.1. Rectification du signal sEMG

Les valeurs du signal sEMG sont positives ou négatives, pour bien quantifier toutes les phases positives et négatives, le signal EMG est rectifié soit en moitié ou totalement.

- **Rectification en moitié onde (Half-Wave rectification)** : Toutes les valeurs négatives seront supprimées, et nous prenons les valeurs positives.
- **Rectification en onde complète (Full-Wave rectification)** : Dans ce cas nous prenons les valeurs absolues de toutes les valeurs, cette méthode est plus préférée que la précédente parce qu'aucune perte d'information n'est incluse.

9.2. Normalisation en amplitude

Le placement de l'électrode ou sa position par rapport à la fibre musculaire, ainsi que la conductivité de la peau ou l'épaisseur de cette dernière joue un rôle important durant la formation du signal sEMG, ce qui le rend variable dans différentes conditions d'acquisition. Donc pour pouvoir comparer l'activité musculaire d'un patient, dont plusieurs acquisitions sont faites le long de sa période de réhabilitation, on normalise tous les sEMG, en les divisant par un pourcentage de l'amplitude maximale (des fois 50 % ou 75 % de l'amplitude maximale) obtenue lors d'une contraction maximale volontaire. Finalement, on obtient des sEMG normalisés en amplitude [4], [6].

9.3. Lissage du signal sEMG

- **Intégration du signal sEMG (Windows averaging)** : Cette étape n'est pas obligatoire, mais souvent utilisée selon le sujet. Donc on utilise l'intégration du signal sEMG rectifié pour quantifier le niveau moyen d'excitation sur un intervalle de temps fixé. Cette méthode permet de diminuer la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires. La taille de la fenêtre (intervalle) d'intégration prise est entre 100 et 200 ms dans la plupart des sujets [6].

- **La moyenne quadratique du signal sEMG:** Dans la plupart du temps, le signal sEMG est quantifié dans le domaine temporel en calculant sa moyenne quadratique (en anglais, Root Mean Square ou RMS), qui représente l'amplitude du signal sEMG sur un intervalle de temps donné.

9.4. Filtrage passe-bande du sEMG

Le signal sEMG peut être lissé par un filtre passe-bas afin de diminuer le bruit à hautes fréquences influençant le signal sEMG. Par exemple, nous retrouvons le bruit de quantification et d'échantillonnage ou le bruit intrinsèque. La fréquence de coupure « F_c » prise entre 200 et 500 Hz selon le sujet et le patient (âge, genre, ... etc.), Dans certain cas on applique un autre filtre passe-haut avec une fréquence de coupure entre 3 et 10Hz, pour éliminer le bruit basses fréquences comme le bruit issu des mouvements des électrodes sEMG [6], [29].

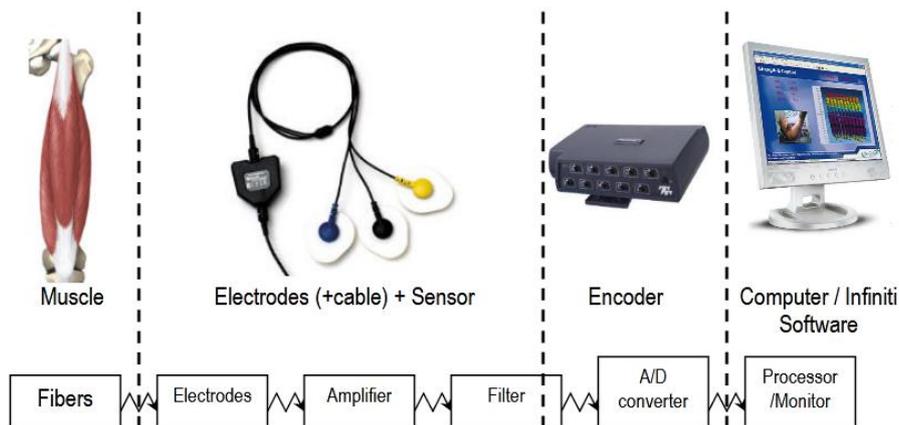


Fig. I.5 : Chaîne d'acquisition d'un signal EMG[29]

10. Les électrodes

Elles sont généralement divisées en deux grandes catégories les électrodes implantées que l'on insère dans le muscle sous étude, et les électrodes de surface qui sont placées directement sur la peau. Les premières donnent une information très localisée de l'activité musculaire par rapport aux électrodes de surface, qui elles donnent une information plus globale.

L'utilisation des électrodes implantées est moins fréquente que celle des électrodes de surface car leur insertion peut être douloureuse, il faut éviter les nerfs, les veines et artères et il y a

certaines risques d'infection, quoi que faibles. Les électrodes de surfaces sont généralement composées d'une substance de type argent-chlorure d'argent (Ag-AgCl). Ces électrodes ont pour caractéristique d'être difficilement polarisables ce qui assure une meilleure stabilité des signaux. [6], [20].

10.1. Types d'électrodes

a) Électrodes 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. [24]



Fig. I.6 : *Électrode EMG sous-cutanée (à aiguilles)[24]*

b) Électrodes 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 certain 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 [12].

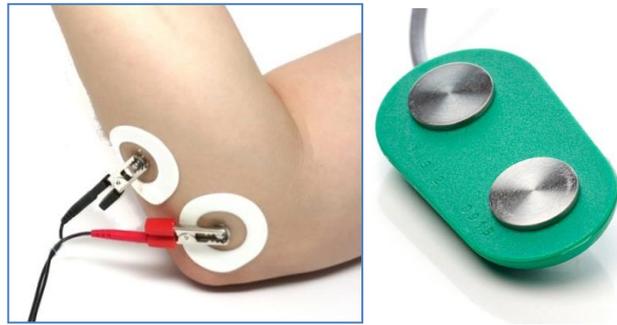


Fig. 1.7 : *Electrodes de surface*[12]

10.2. Caractéristiques des électrodes [9], [22]

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.

10.3. Avantages et inconvénients des électrodes [9], [22]

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.

11. Facteurs influençant le signal sEMG

Le signal sEMG est influencé par de nombreux facteurs physiologiques et non physiologiques sur son chemin de la membrane musculaire jusqu'au matériel d'analyse et traitement, ce qui modifie sa forme et ses caractéristiques [11], [19].

11.1. Caractéristiques du tissu musculaire

Les mesures électro-physiologiques extracellulaires sont possibles grâce au volume conducteur, qui correspond à l'ensemble des tissus présents entre le muscle et les électrodes. Malheureusement, les propriétés de ce chemin intermédiaire sont complexes, soit non homogène et présente une conduction anisotrope, plus élevée dans la direction axiale de la fibre musculaire et basse dans la direction radiale (Schneider et coll 1991) [19].

Ces propriétés peuvent influencer le signal EMG de surface plus ou moins selon le genre, l'épaisseur, le changement physiologique et la température du tissu. Ces conditions peuvent varier considérablement d'un sujet à un autre (ainsi au sein du même sujet) ce qui rend difficile la comparaison quantitative directe du signal sEMG non normalisé.

11.2. Diaphonie (Cross Talk)

Les muscles avoisinants ou plus profonds peuvent influencer le signal provenant d'une électrode placée sur un muscle de surface s'ils font partie du volume de détection. Donc la diaphonie est issue du fait qu'on ne puisse pas limiter le volume de détection sur les muscles désirés. En pratique, cette diaphonie ne dépasse pas 10 à 15% du contenu du signal dans une bonne condition d'acquisition [3], [19].

11.3. Emplacement des électrodes

Toute modification dans la distance entre l'origine du signal (fibre musculaire) et le site de détection (l'électrode) va modifier la lecture du signal sEMG. Donc il s'agit d'un problème inhérent à toutes les études des mouvements dynamiques [3].

11.4. Bruit externe

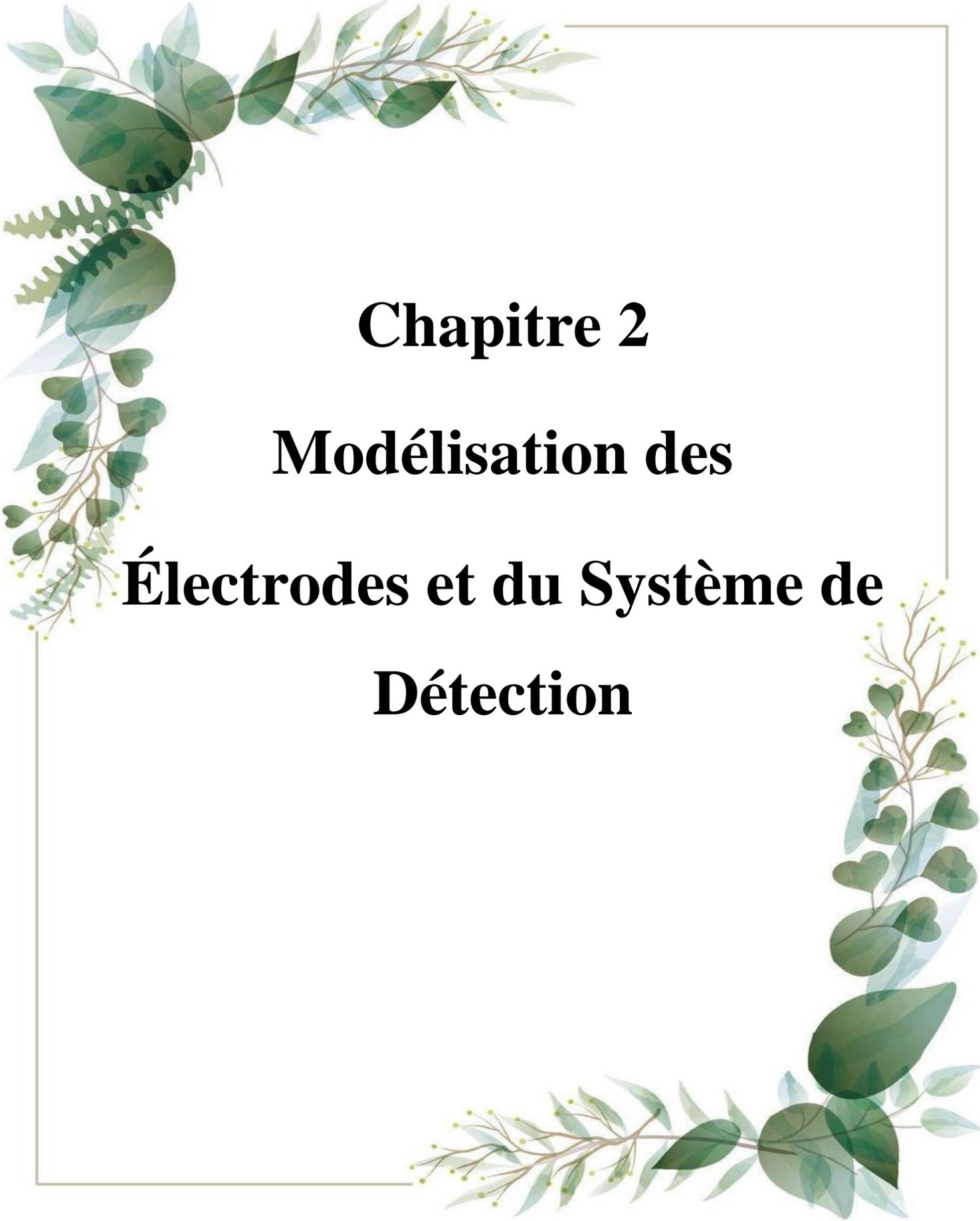
Des précautions particulières (isolation, ... etc.) doivent être prises dans les environnements électriques bruyants. Le plus répandu, c'est l'intervention directe du 60 Hz issu du matériel électrique, généralement les interférences électriques sont produites par mise en masse incorrecte des périphériques externes [3], [19].

11.5. Électrode et amplificateurs

La mauvaise qualité des électrodes et le bruit interne de l'amplificateur qui peut être ajouté au contenu du signal sEMG affectent vraiment l'évaluation des activités musculaire. Pour remédier à ce problème, le bruit interne de l'amplificateur ne doit pas excéder 5 V RMS selon les normes de l'ISEK (The International Society of Electrophysiology and Kinesiology) [3], [19].

12. 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). Et 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 2

Modélisation des

Électrodes et du Système de

Détection

Chapitre 2

Modélisation des Électrodes et du Système de Détection

1. Introduction

Les signaux détectés par les électrodes à la surface de la peau contiennent des informations sur l'activité des muscles. Leurs caractéristiques sont reliées et dépendent de l'anatomie et de la physiologie des unités motrices et des paramètres du système de détection [14]. La modélisation est fondamentale pour l'investigation des relations entre les caractéristiques du signal EMG de surface et les processus physiologiques musculaires [37].

Dans les années récentes, les avancées dans la modélisation des signaux EMG de surface sont focalisées sur la description du volume conducteur [33] sur le système de détection et sur le phénomène de la génération et de l'extinction des potentiels d'actions intracellulaires au niveau de la plaque motrice et des tendons [33], [37].

2. Modélisation du volume conducteur

Plusieurs modèles physiques (volumes conducteurs) ont été utilisés pour décrire le potentiel extracellulaire généré par les muscles depuis que le premier modèle a été développé par Lorente de No en 1947. Le muscle est supposé comme étant un milieu conducteur passif. Les potentiels extracellulaires détectés par des électrodes sont générés par des sources de courant localisées à l'intérieur du muscle et traversent un milieu conducteur passif (le tissu musculaire) [27].

2.1. Description du volume conducteur planaire

Un volume conducteur non homogène, anisotrope et invariant dans l'espace modélisant un muscle planaire est représenté dans la Fig. II.1. C'est un modèle composé de trois couches planes superposées (multicouches). Les deux premières couches (peau et graisse) sont homogènes et isotropes. La troisième couche (tissu musculaire) est inhomogène et anisotrope. Toutes les couches sont infinies dans les directions x et y . Le volume conducteur est isolé par une couche d'air au dessus de la couche de la peau. Dans la direction z , les couches du muscle et d'air sont semi infinies. Les couches de la peau et de la graisse ont une épaisseur finie (h_G, h_P). La

localisation de la source de courant est exprimée par la profondeur $|Z_s|$ de la fibre musculaire active (celle qui contient la source de courant) à l'intérieur de la couche du muscle. La distribution des fibres musculaires anisotropes (tenseur de la conductivité) dans la couche du muscle est parallèle au plan de détection (Fig. II.2).

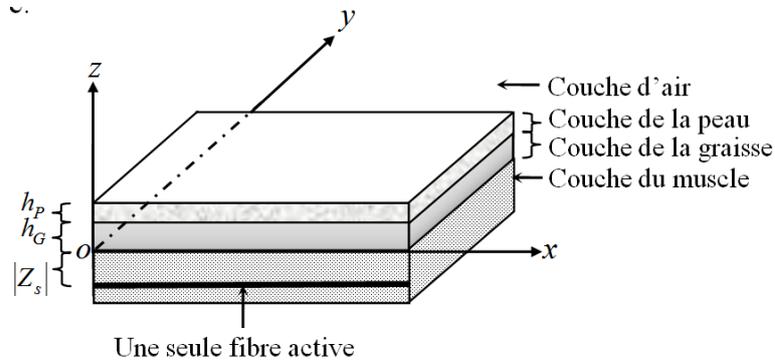


Fig. II.1 : Représentation d'un morceau (dimensions finies) d'un volume conducteur infini multicouche avec un système de coordonnées cartésiennes.

2.2. Plan de détection du signal EMG de surface

Les signaux EMG de surface sont détectés à l'aide d'électrodes placées uniquement sur la surface de la peau. Le plan de détection est défini comme étant la surface géométrique de la peau où la détection du potentiel d'action est pratiquement réalisée. Mathématiquement, une surface est représentée par un plan à deux dimensions en correspondance avec le système de coordonnées choisi. Dans notre cas, comme le montre la figure (Fig. II.2), la surface de détection est définie par le plan (x, y)

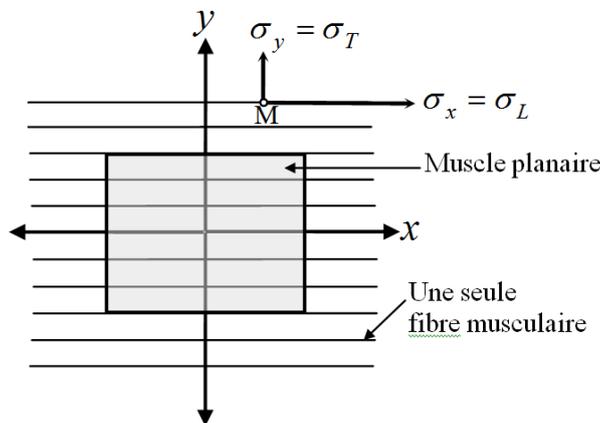


Fig. II.2 : Représentation du plan de détection et de l'arrangement parallèle des fibres musculaires dans un muscle planaire

2.3. Fonction de transfert du volume conducteur planaire

La résolution du problème du volume conducteur dépend intégralement de la description précise de ses propriétés locales (caractéristiques du tenseur de la conductivité) et de la géométrie du volume conducteur.

Dans des conditions quasi-statiques, le potentiel électrique dans un volume conducteur est obtenu à partir de l'équation de Poisson suivante [1] et [38] :

$$\nabla \cdot (\underline{\underline{\sigma}} \nabla \varphi) = -I \quad \text{dans } \Omega \quad (2.1)$$

Où Ω est le domaine de définition du volume conducteur, φ est le potentiel électrique (V), I est la densité volumique du courant (A.m^{-3}) et $\underline{\underline{\sigma}}$ est le tenseur de la conductivité (S.m^{-1}).

2.3.1. Solution homogène pour une seule couche du muscle planaire

Les deux conductivités longitudinale et transversale de la couche du muscle sont des constantes dans un système de coordonnées cartésiennes ($\sigma_x = \sigma_L$) et ($\sigma_y = \sigma_T$). L'équation de Poisson se réduit à la formule suivante :

$$\underline{\underline{\sigma}} (\nabla^2 \varphi) = -I \quad \text{dans } \Omega \quad (2.2)$$

Le développement de l'équation (2.2) de Poisson dans le cas d'un muscle planaire est :

$$\sigma_L \frac{\partial^2 \varphi}{\partial x^2} + \sigma_T \frac{\partial^2 \varphi}{\partial y^2} + \sigma_T \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} = -I \delta(x) \delta(y) \delta(z - Z_s) \quad (2.3)$$

$$\Rightarrow \frac{\partial^2 \hat{\varphi}}{\partial z^2} - \left(\frac{\sigma_L}{\sigma_T} k_x^2 + k_y^2 \right) \hat{\varphi} = -I \delta(x) \delta(y) \delta(z - Z_s) \quad (2.4)$$

L'équation de Poisson (2.2) se résume à la résolution d'une simple équation différentielle ordinaire (2.4) dont la solution homogène est :

$$\varphi(z, k_{za}) = Z_1 \exp(k_{za} z) + Z_2 \exp(-k_{za} z) \quad (2.5)$$

$$\text{Avec } k_{za}^2 = \frac{\sigma_L}{\sigma_T} k_x^2 + k_y^2$$

Où Z_1 et Z_2 sont des constantes arbitraires à déterminer par l'application des conditions aux limites au volume conducteur planaire.

2.3.2. Solutions homogènes pour les couches de la peau et de la graisse

Les couches de la peau et de la graisse ne contiennent aucune source de courant. La solution au problème de l'équation de Poisson revient donc à résoudre l'équation de Laplace suivante [13] :

$$\nabla(\underline{\sigma}\nabla\varphi)=0 \quad \text{dans } \Omega \quad (2.6)$$

La solution homogène est :

$$\varphi(z, k_z) = Z_1 \exp(k_z z) + Z_2 \exp(-k_z z) \quad (2.7)$$

Avec $k_z^2 = (k_x^2 + k_y^2)$

Où Z_1 et Z_2 sont des constantes arbitraires à déterminer par l'application des conditions aux limites du volume conducteur.

Après calcul et arrangement, nous obtenons la fonction de transfert du volume conducteur modélisant le muscle triangulaire qui est :

$$H_{vc}(k_x, k_y) = \frac{\exp(-k_{za}|Z_s|)}{\sigma_T} \frac{2}{(1+R_c)\cosh(\omega_1)f(\omega_1) + (1-R_c)\cosh(\omega_2)f(\omega_2)} \quad (2.8)$$

Où

$$\omega_1 = k_z(h_G + h_P)$$

$$\omega_2 = k_z(h_G - h_P)$$

$$f(\omega_1) = k_{za} + \omega_1 R_b \tanh(\omega_1)$$

$$f(\omega_2) = k_{za} + \omega_2 R_b \tanh(\omega_2)$$

Avec $k_{za}^2 = \frac{\sigma_L}{\sigma_T} k_x^2 + k_y^2$

$$R_a = \frac{\sigma_L}{\sigma_T}, R_b = \frac{\sigma_G}{\sigma_T}, R_c = \frac{\sigma_P}{\sigma_G}.$$

3. Modélisation de la source de courant

Le potentiel d'action intracellulaire (IAP) peut être décrit mathématiquement dans l'espace comme il a été suggéré par Rosenfalck [32] :

$$V_m(s) = A\gamma(s^3)\exp(-\gamma(s)) + B, \quad s \geq 0 \quad (2.9)$$

Où γ est la direction ou le chemin de propagation des IAP, s est l'abscisse curviligne définie le long de γ avec $A = 96 \text{ mV} \cdot \text{mm}^{-3}$ et $B = -90 \text{ mV}$.

4. Modélisation du système de détection

Le système de détection est représenté par un ensemble d'électrodes qui ont une forme et dimensions identiques et aussi elles sont bien espacées géométriquement entre elles. Ainsi le système de détection est formé par le filtre spatial et le filtre de chaque électrode. De suite la fonction de transfert du système de détection est la contribution de la fonction de transfert du filtre spatial (espacement géométrique entre les électrodes) et de la fonction de transfert liée à la forme et aux dimensions des électrodes.

4.1. Fonction de transfert du filtre spatial

Différents systèmes de détections effectuent un filtrage spatial du signal EMG de surface comme une combinaison linéaire de tous les signaux détectés par des électrodes placées dans un certain système de grille (configuration spatiale) sur la surface de la peau [17]. Si nous supposons que la détection du potentiel est réalisée à l'aide des électrodes ponctuelles (non physiques), l'arrangement spatial de toutes ces électrodes ponctuelles forment un filtre spatial dont la fonction de transfert est donnée par :

$$H_{sf}(k_x, k_y) = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m a_{ij} \exp(-jk_x dx_{ij}) \exp(-jk_y dy_{ij}) \quad (2.10)$$

Où i et j sont les indices d'une matrice dont les dimensions sont de n lignes et m colonnes

respectivement, a_{ij} est le poids relatif à l'électrode (i, j) tel que ; $W = [a_{ij}]$ forme le masque du filtre spatial, dx_{ij} et dy_{ij} sont les distances inter électrodes dans les directions x, y respectivement.

4.2. Modélisation de la forme et dimensions des électrodes

Hilal et Bouissou [28] ont calculé la fonction de transfert d'une électrode de forme circulaire. Quoique, leur modèle de calcul est fait suivant une seule dimension spatiale. Dimotrov et Dimitrova [7] ont introduit correctement l'effet d'une électrode rectangulaire dans leur précis modèle analytique. Mais, leur méthode analytique ne peut pas être appliquée pour des formes d'électrodes plus complexes.

Avec l'approche de filtrage spatial 2-D proposée par Farina et Merletti [33], il est possible de simuler l'effet de n'importe quelle forme d'électrode avec un temps de calcul réduit. Il suffit d'admettre que l'opération d'intégration peut être considérée comme étant une opération de filtrage spatiale 2-D sur le potentiel détecté au dessus de la peau.

4.2.1. Fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire

En se basant sur la technique de filtrage spatial 2-D, la fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire caractérisée par ses dimensions a et b (longueur et largeur) dans la direction x et y respectivement est ainsi obtenue [33] :

$$H_{sizer}(k_x, k_y) = \text{sinc}\left(\frac{k_x a}{2\pi}\right) \text{sinc}\left(\frac{k_y b}{2\pi}\right) \quad (2.11)$$

$$\text{Où } \text{sinc}(s) = \begin{cases} \sin(\pi s)/(\pi s) & \text{si } s \neq 0 \\ 1 & \text{si } s = 0 \end{cases}$$

4.2.2. Fonction de transfert d'une électrode de forme elliptique

La fonction de transfert d'une électrode de forme elliptique caractérisée par ces demi axes $2a$ et $2b$ dans la direction x et y respectivement est donnée ci-après [33]:

$$H_{sizee}(k_x, k_y) = \begin{cases} 2 \frac{J_1\left(\sqrt{(ak_x)^2 + (bk_y)^2}\right)}{\sqrt{(ak_x)^2 + (bk_y)^2}} & (k_x, k_y) \neq (0,0) \\ 1 & (k_x, k_y) = (0,0) \end{cases} \quad (2.12)$$

Tel que $J_1(k)$ est le premier ordre de la fonction de Bessel du premier type.

4.2.3. Fonction de transfert d'une électrode de forme circulaire

Dans le cas d'une électrode de forme circulaire caractérisée par son rayon "r", la fonction de transfert de cette électrode est [33]:

$$H_{sizec}(k_x, k_y) = \begin{cases} 2 \frac{J_1\left(r\sqrt{k_x^2 + k_y^2}\right)}{r\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} & (k_x, k_y) \neq (0,0) \\ 1 & (k_x, k_y) = (0,0) \end{cases} \quad (2.13)$$

Cette fonction de transfert est isotrope car elle est invariante sous la rotation.

4.3. Système de détection avec des électrodes physiques

Dans les cas pratiques, un système de détection est formé par une grille d'électrodes physiques comme le montre la **Fig. II.3**

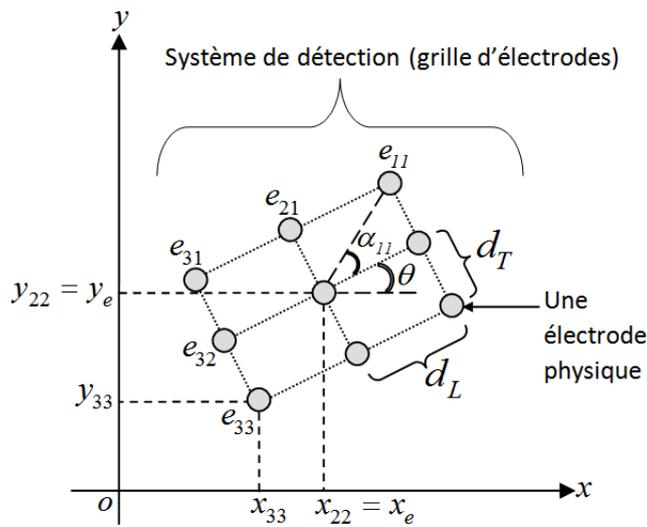


Fig. II.3 : Représentation réelle d'un système de détection d'ordre 3 composé d'une grille d'électrodes de 9 électrodes physiques avec un arrangement spatial rectangulaire.

Le point électrode e_e est déterminé comme étant l'électrode centrale e_{22} , ou sa position est connue à priori ($x_e = x_{22}, y_e = y_{22}$).

θ : est l'angle d'inclinaison du système de détection.

La fonction de transfert est obtenue par la contribution de la fonction de transfert du filtre spatial et de la fonction de transfert reliée à la forme et aux dimensions des électrodes :

$$H_{ele}(k_x, k_y) = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m a_{ij} H_{size}(k_x, k_y)_{ij} \exp(-jk_x dx_{ij}) \exp(-jk_y dy_{ij}) \quad (2.14)$$

La fonction de transfert du système de détection dans le cas d'utilisation des électrodes physiques (avec dimensions) est une fonction des poids d'électrodes (a_{ij}), de la distance inter électrode longitudinale ($dx_{ij} = dL$) et transversale ($dy_{ij} = dT$) et des dimensions de l'électrode utilisée.

4.4. Système de détection incliné par rapport à la longueur des fibres

Le système de détection est modélisé comme un filtre spatial 2-D orienté d'un angle θ par rapport à la direction des fibres musculaires (voir Fig. II.3).

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 [2] et [7]. L'inclinaison des fibres musculaires peut être incluse par la rotation de la fonction de transfert du système de détection.

$$H_{ele}(k_x, k_y, \theta) = H_{ele}(k_x \cos\theta - k_y \sin\theta, k_x \sin\theta + k_y \cos\theta) \quad (2.15)$$

Où θ est l'angle d'inclinaison.

5. Fonction de transfert globale

L'application de la transformée de Fourier 2-D inverse à la fonction de transfert globale $H_{glo}(k_x, k_y)$ produit le potentiel de surface $\varphi(x, y)$ dans le domaine spatial généré par une impulsion de Dirac. Dans le cas de volumes conducteurs invariants dans l'espace, les potentiels de surface détectés aux différents points sur la surface de la peau ont tous exactement la même

forme.

L'expression de la fonction de transfert globale peut être simplifiée au produit suivant [10]. :

$$H_{glo}(k_x, k_y) = H_{size}(k_x, k_y)H_{sf}(k_x, k_y)H_{vc}(k_x, k_y) = H_{ele}(k_x, k_y)H_{vc}(k_x, k_y) \quad (2.16)$$

6. Calcul du potentiel dans le domaine spatial

Le potentiel spatial $\varphi(x, y)$ est obtenu en appliquant la transformée de Fourier inverse 2-D au potentiel détecté dans le domaine fréquentiel spatial $\hat{\varphi}(k_x, k_y)$. le produit $I(k_x)H_{glo}(k_x, k_y)$ est égale au potentiel $\hat{\varphi}(k_x, k_y)$ détecté dans un point spécifique (x, y_0) . Notons que $\varphi(x, y_0)$ représente une section du potentiel spatial 2-D à $(y = y_0)$ [10]. .

$$\begin{aligned} \varphi(x, y_0) &= \left(\frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x)H_{glo}(k_x, k_y) \exp(jk_x x) \exp(jk_y y) dk_x dk_y \right)_{y=y_0} \\ \varphi(x, y_0) &= \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x)H_{glo}(k_x, k_y) \exp(jk_x x) \exp(jk_y y_0) dk_x dk_y \\ \varphi(x, y_0) &= \mathfrak{S}_{k_x}^{-1} \left\{ I(k_x) \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} H_{glo}(k_x, k_y) \exp(jk_y y_0) dk_y \right\} \end{aligned} \quad (2.17)$$

$$B(x, y_0, k_x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} H_{glo}(x, k_x, k_y) \exp(jk_y y_0) dk_y \quad (2.18)$$

Avec

$B(x, y_0, k_x)$: représente tous les phénomènes spatiaux du volume conducteur triangulaire comme un filtre spatial équivalent 1-D.

Où $\mathfrak{S}_{k_x}^{-1}\{\cdot\}$ indique la transformée de Fourier inverse dans le domaine temporel.

La Fig. II.4 schématise l'ensemble des opérations nécessaires au calcul du potentiel spatial 2-D et 1-D généré par une source de courant analytique spatial quelconque (les fibres sont considérées de longueurs infinies). L'ensemble de ces opérations de calcul du potentiel spatial est détaillé ci-dessous.

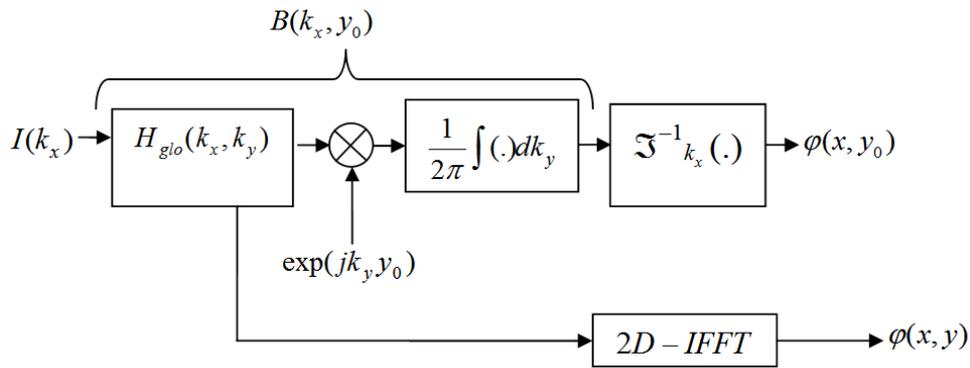
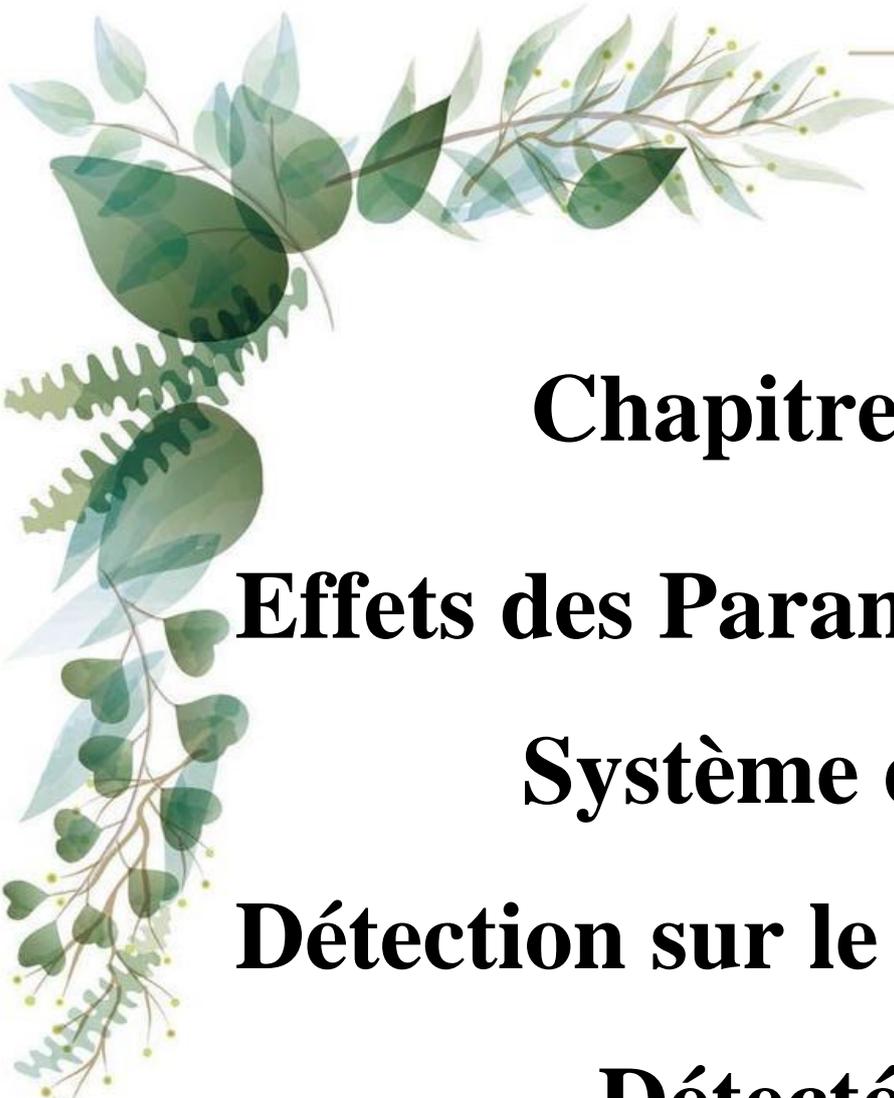


Fig. II.4 : Bloc diagramme représentant l'approche de la modélisation d'un volume conducteur planaire invariant dans l'espace avec une représentation schématique des opérations qui devront être exécutées pour le calcul du potentiel dans le domaine spatial 2-D et 1-D généré par une source de courant quelconque.

7. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons décrit les modèles du volume conducteur et du système de détection. Ces deux modèles 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 décrit le système de détection dans le cas des électrodes ponctuelles et physiques. La forme et les dimensions des électrodes de détection sont aussi décrites par des fonctions de transferts dans le domaine fréquentiel spatial 2-D.

Nous avons donné la solution analytique d'un volume conducteur planaire invariant dans l'espace. Cette solution est obtenue tout en respectant les règles de bases dans l'élaboration d'un modèle mathématique de génération des signaux SEMG de surface. L'invariance dans le temps des volumes conducteurs modélisant un muscle, implique que le potentiel n'est pas dépendant de la position de la source suivant la direction de propagation des IAP. Mais, uniquement dépendant de la position de la source en profondeur.

A decorative floral arrangement in the top-left corner, featuring various green leaves and small yellow flowers on thin brown stems.

Chapitre 3

Effets des Paramètres du Système de Détection sur le Potentiel Détecté

A decorative floral arrangement in the bottom-right corner, featuring various green leaves and small yellow flowers on thin brown stems.

Chapitre 3

Effets des Paramètres du Système de Détection sur le Potentiel Détecté

1. Introduction

Les caractéristiques du signal sEMG de surface dépendent de plusieurs facteurs non physiologiques tels que les facteurs anatomiques, géométriques, physiques du muscle et les paramètres du système de détection.

L'étude de l'influence de tous ces paramètres sur le potentiel d'action généré par une seule fibre musculaire, a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche [3], [13]. Pour le cas de volumes conducteurs invariants dans l'espace, D. Farina et al [8] 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 [17] 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'inclinaison des fibres musculaires) et l'effet de l'anisotropie du muscle sur le potentiel détecté.

Dans ce chapitre, on va étudier l'influence des paramètres du système de détection (paramètres de la grille des électrodes) sur le potentiel détecté.

2. Simulation du système de détection avec une seule électrode

L'influence des paramètres du système de détection sur les signaux EMG de surface a été traitée dans plusieurs travaux de recherche récents, 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 [3], [13].

2.1. Fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire

Nous allons simuler le cas d'électrodes de petite taille et de grande taille et de voir la différence.

- **Petite électrode**

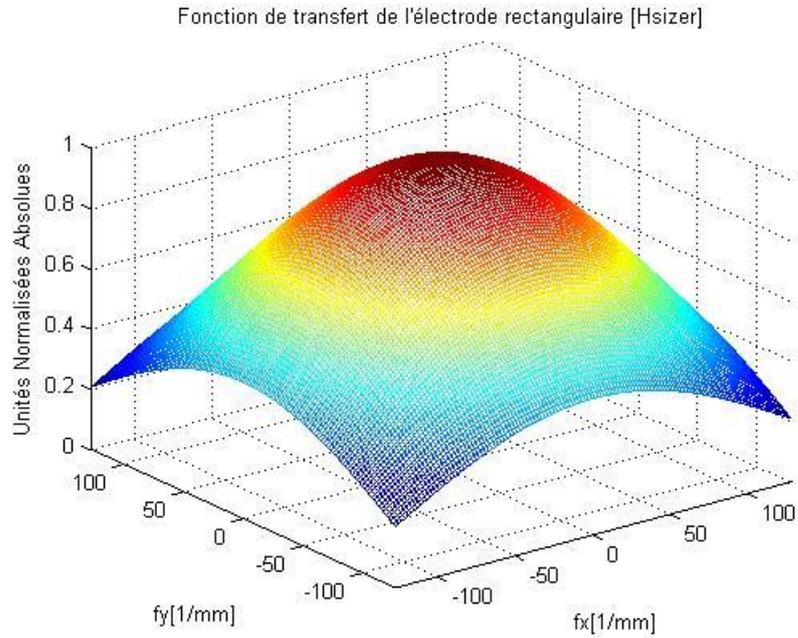


Fig. III. 1 : *Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 5\text{mm}$, et $b = 5\text{mm}$*

- **Grande électrode**

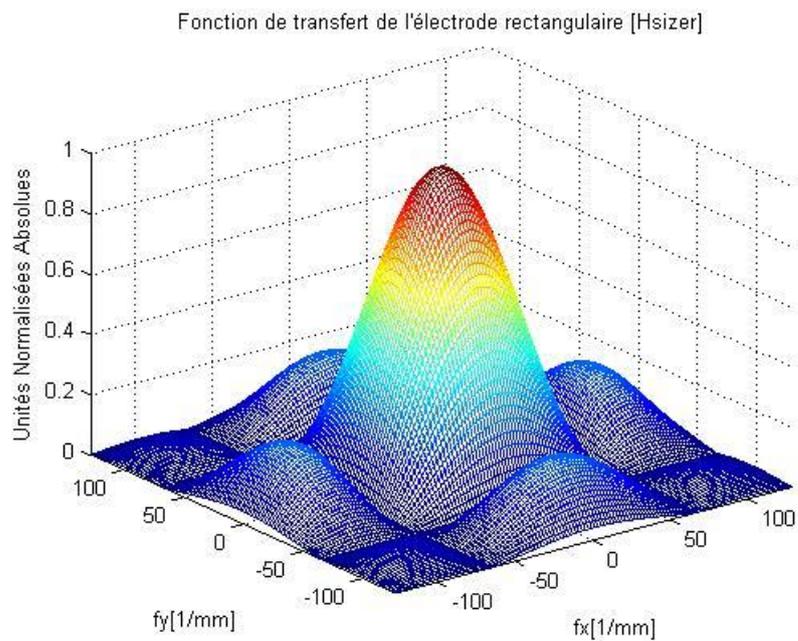


Fig. III. 2 : *Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 15\text{mm}$, et $b = 15\text{mm}$*

- **Comparaison des courbes avec des coupes 1D**

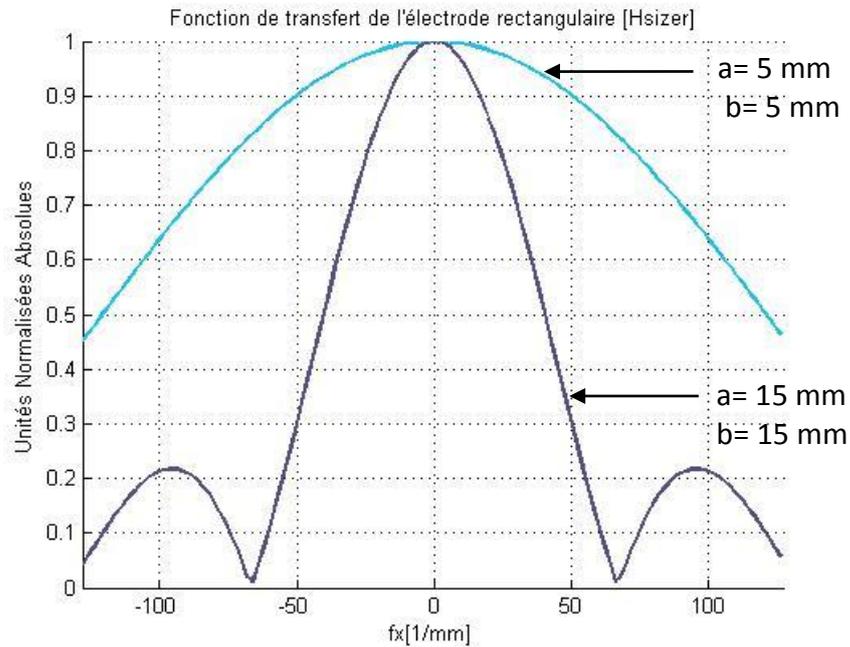


Fig. III. 3 : *Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme rectangulaires*

Cette figure montre que plus la dimension de l'électrode rectangulaire est grande (augmentation de la surface de détection de l'électrode) plus sa fonction de transfert sera rétrécie ce qui implique en conséquence l'atténuation significative du signal capté par cette électrode.

2.2. Fonction de transfert d'une électrode de forme elliptique

- **Petite électrode**

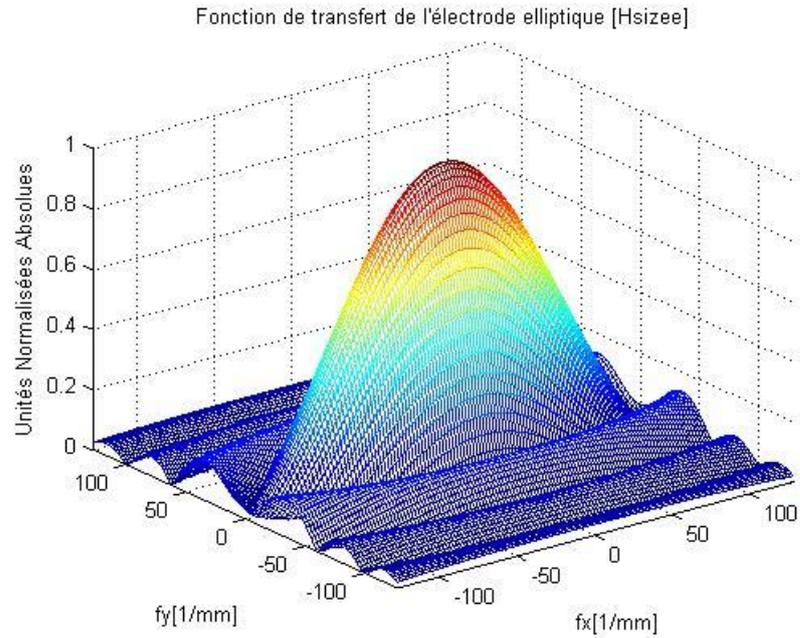


Fig. III. 4 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 15\text{mm}$ et de petit axe $a = 5\text{mm}$

- Grande électrode

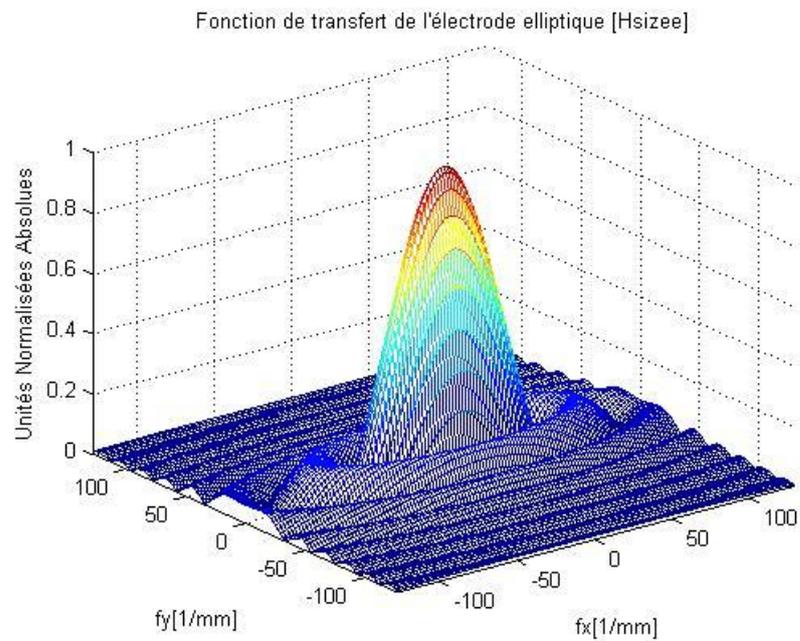


Fig. III. 5 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 30\text{mm}$ et de petit axe $a = 10\text{mm}$

- **Comparaison des courbes avec des coupes 1D**

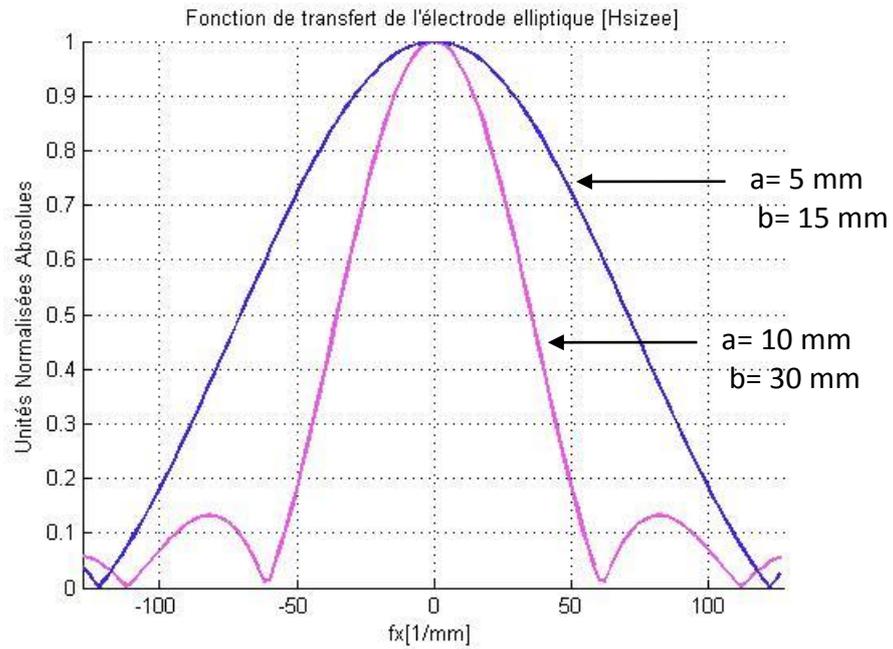


Fig. III. 6 : *Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme elliptiques*

On voit bien que les électrodes de forme elliptiques ont le même effet que les électrodes de formes rectangulaires c-à-dire que c'est la taille des électrodes qui influe sur la forme de la fonction de transfert que sur la forme des électrodes.

2.3. Fonction de transfert d'une électrode de forme circulaire

- **Petite électrode**

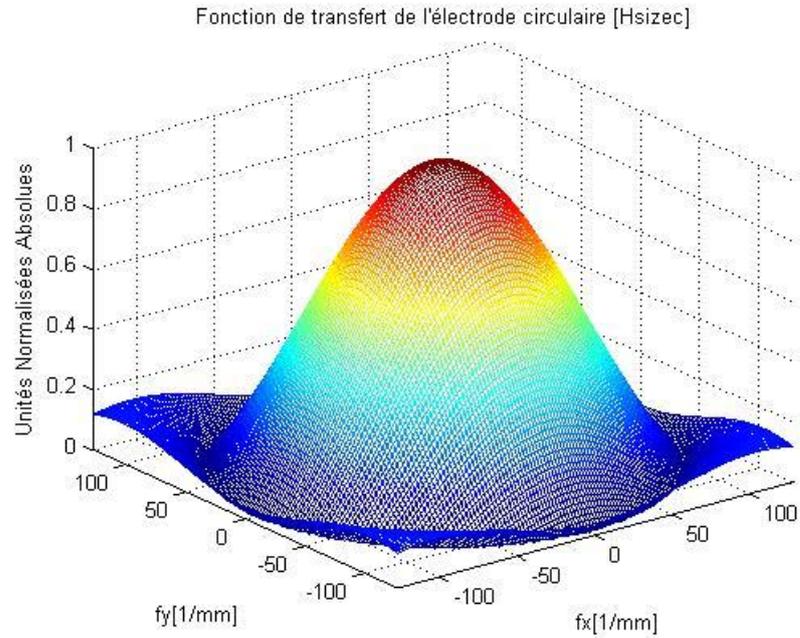


Fig. III. 7 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme circulaire et de rayon $r = 5\text{mm}$.

- Grande électrode

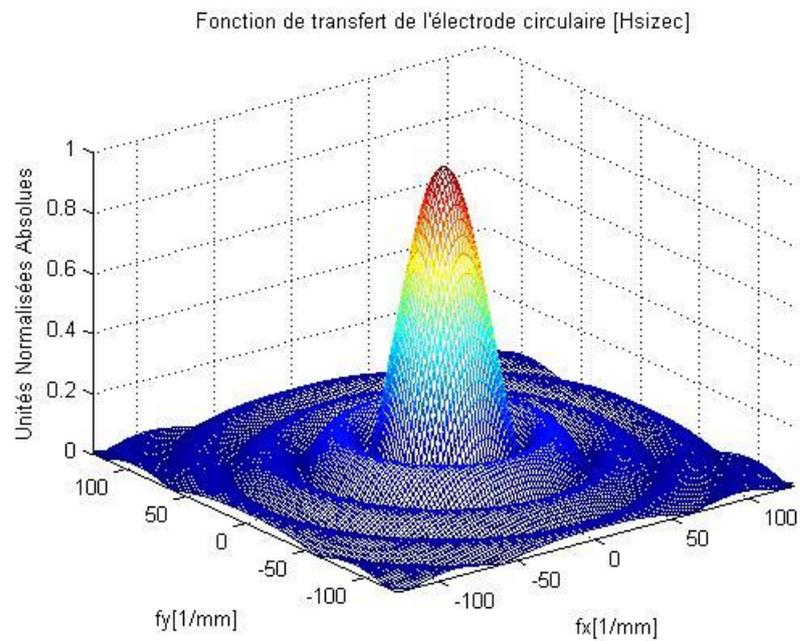


Fig. III. 8 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme circulaire et de rayon $r = 15\text{mm}$.

- **Comparaison des courbes avec des coupes 1D**

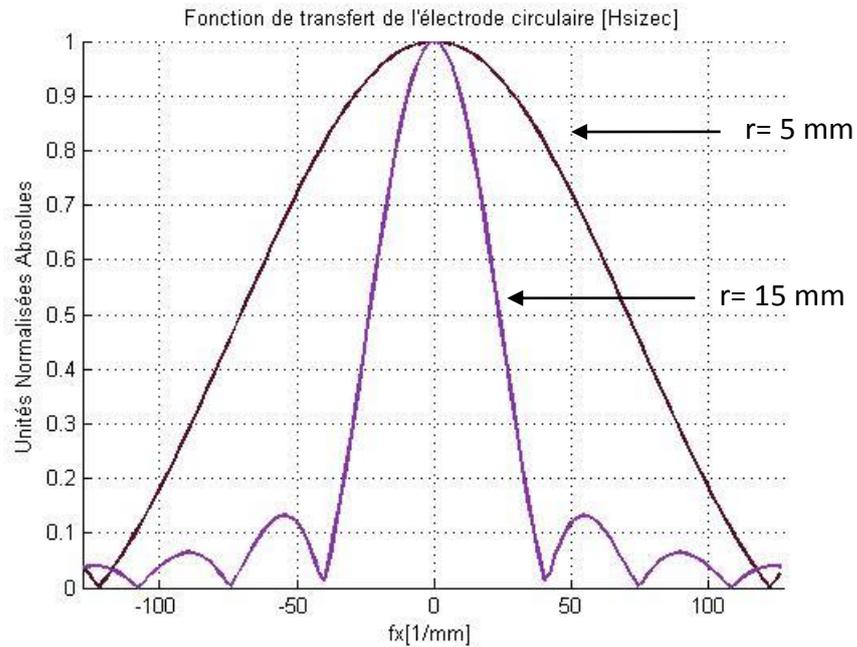


Fig. III. 9 : *Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme circulaires*

Encore une fois on voit bien que les électrodes de forme circulaires ont le même effet que les électrodes de formes rectangulaires et elliptiques (la taille des électrodes influe sur la forme de la fonction de transfert).

Nous avons simulé la fonction de transfert de plusieurs formes d'électrodes et nous avons noté qu'elles se comportent toutes de la même manière. C-à-dire en augmentant la taille de la surface de détection de l'électrode le signal sera atténué en conséquence).

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 signal est grand.

2.4. Isotropie des électrodes

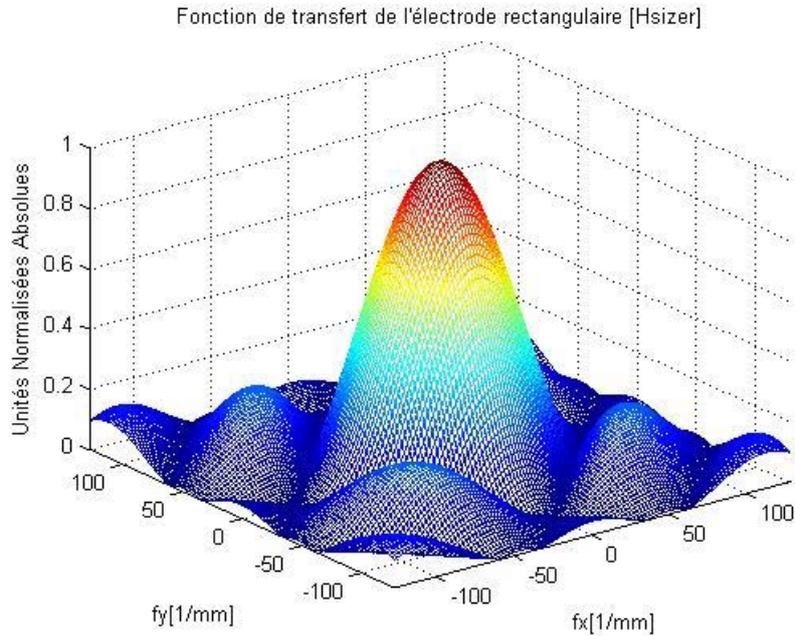


Fig. III. 10 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme rectangulaire et de dimensions $a = 15\text{mm}$, et $b = 15\text{mm}$ et pour un angle d'inclinaison $\theta = 45^\circ$.

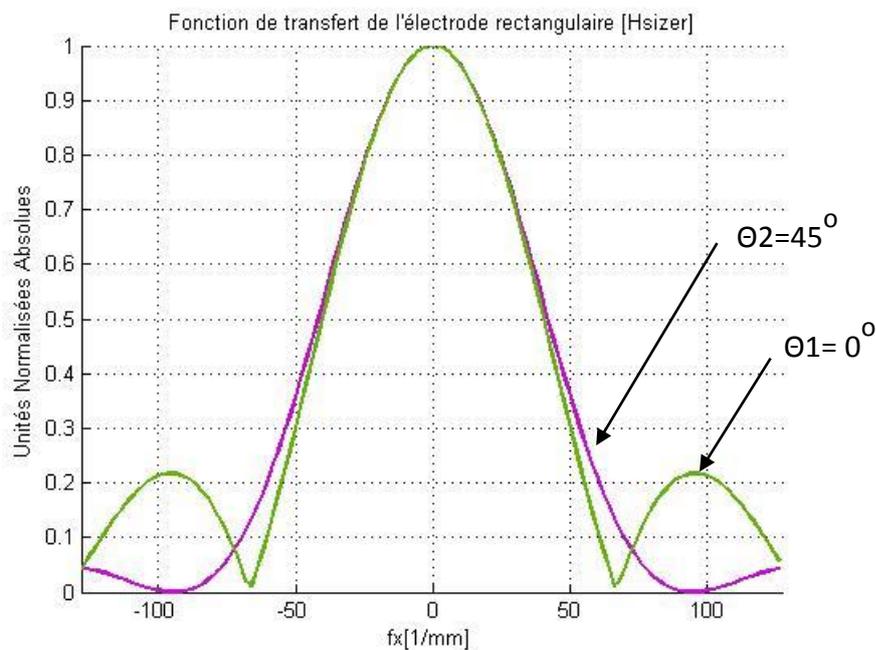


Fig. III. 11 : Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme rectangulaire et de dimensions $a = 15\text{mm}$, et $b = 15\text{mm}$ avec deux angles d'inclinaison $\theta_1 = 0^\circ$ et $\theta_2 = 45^\circ$

D'après la figure (III. 11) nous voyons bien que la forme de la fonction de transfert 2D 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 signal quelque soit l'angle de rotation de cette électrode.

Par contre l'effet de la rotation des électrodes de forme rectangulaires produit évidemment la déformation de la fonction de transfert 2D d'une manière très importante.

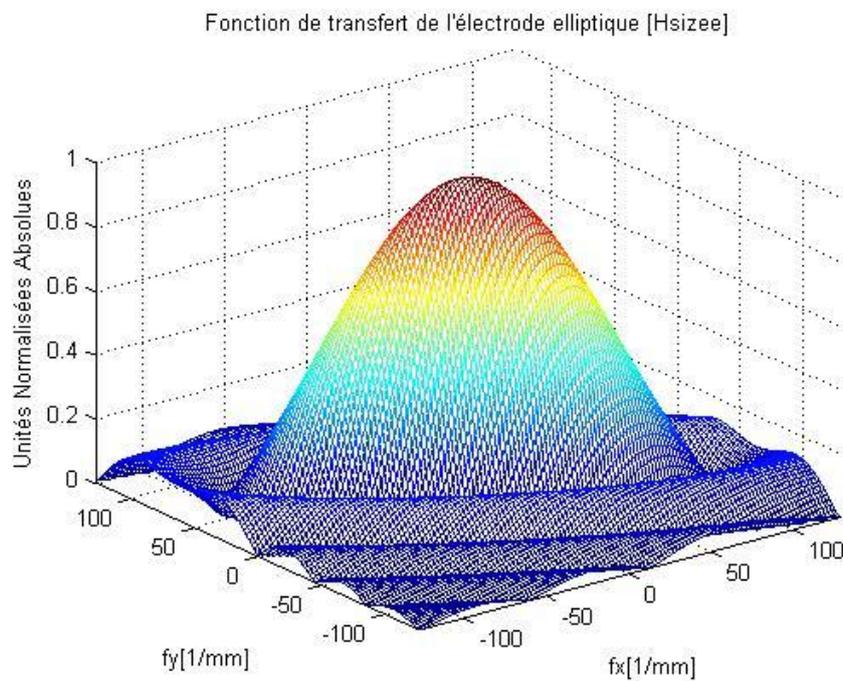


Fig. III. 12 : Fonction de transfert (2-D) en valeur absolue normalisée d'une électrode de forme elliptique de grand axe $b = 15\text{mm}$ et de petit axe $a = 5\text{mm}$ et pour un angle d'inclinaison $\theta = 30^\circ$.

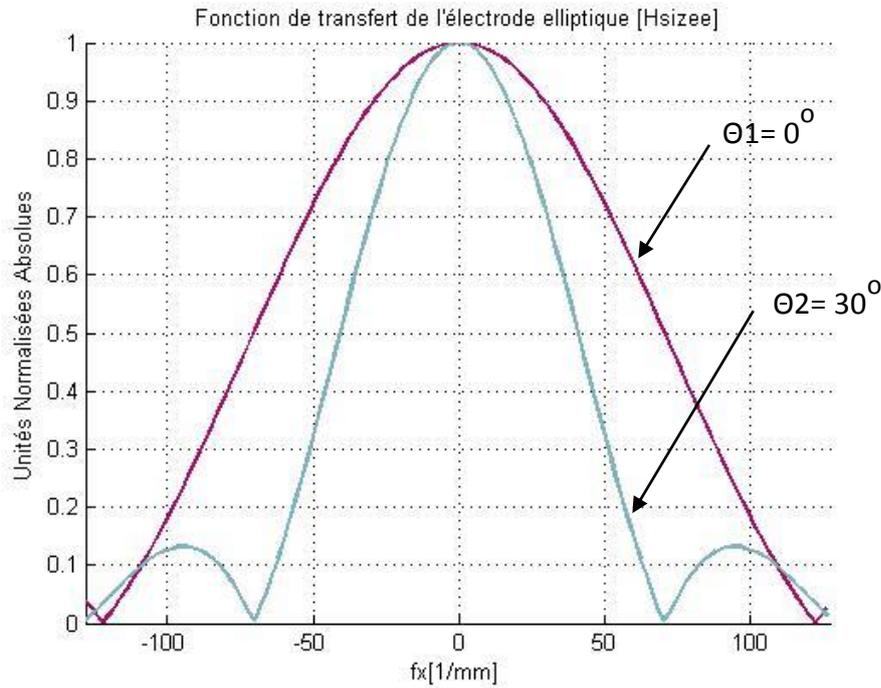


Fig. III. 13 : Comparaison des Fonctions de transferts (1-D) de deux électrodes de forme elliptique de grand axe $b = 15\text{mm}$ et de petit axe $a = 5\text{mm}$ avec deux angles d'inclinaison $\theta_1 = 0^\circ$ et $\theta_2 = 30^\circ$

Même constat que l'effet de la rotation des électrodes de forme rectangulaires. Les électrodes de forme elliptiques déforment la fonction de transfert 2D d'une manière très importante mais différemment comparé aux électrodes rectangulaires.

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.

3. Simulation du système de détection avec une grille d'électrodes

On a un système de détection d'ordre 3 composé d'une grille d'électrodes de 9 électrodes physiques avec un arrangement spatial rectangulaire (voir Fig. II.3).

3.1. Système de détection avec des électrodes ponctuelles (filtres spatiaux)

Si nous supposons que la détection du potentiel est réalisée à l'aide des électrodes ponctuelles (non physiques), l'arrangement spatial de toutes ces électrodes ponctuelles forment un filtre spatial

3.1.1. Filtres spatiaux

Un filtre spatial est défini comme étant l'arrangement ou la combinaison linéaire des signaux enregistrés par différentes électrodes arrangées dans une configuration géométrique particulière à la surface de la peau. Cet arrangement de ces différentes électrodes peut se faire soit dans une seule direction spatiale (détection unidimensionnelle) soit dans les deux directions spatiales (détection bidimensionnelle). On distingue donc deux classes de filtres spatiaux qui sont : les filtres spatiaux unidimensionnels et bidimensionnels.

3.1. 2. Détection unidimensionnelle

La détection unidimensionnelle comprend les filtres suivants :

- Le filtre différentiel simple longitudinal (LSD).
- Le filtre différentiel simple transversal (LSD).
- Le filtre différentiel double longitudinal (LDD).
- Le filtre différentiel double transversal (TDD).

a) Filtre différentiel simple

Ce type du filtre est appelé aussi filtre bipolaire et il est caractérisé par sa distance inter électrode (IED). L'augmentation de cette IED implique une augmentation de la région de détection qui conduit à la diminution de la sélectivité. Pratiquement, c'est impossible de réduire cette distance suffisamment afin de pouvoir enregistrer les signaux générés par une seule unité motrice pendant les niveaux de contractions élevées [39].

Les caractéristiques du filtre SD sont [39] :

- Une meilleure réduction du bruit électrique.
- Une meilleure étude de la zone d'innervation.
- Une mauvaise estimation de la vitesse de conduction.

b) Filtre différentiel double

Ce type de détection est composé par trois électrodes. On peut alors distinguer deux types de filtres différentiels doubles. L'un est dit LDD parallèle à la direction longitudinale de la fibre active (celle qui contient la source du signal) et l'autre est TDD dit transversale à la direction longitudinale de la fibre active.

Les caractéristiques des filtres DD sont [39]:

- Le LDD est normalement utilisé pour l'estimation du délai de propagation des signaux lors de leur traversée dans la fibre musculaire.
- Le TDD est utile pour examiner le phénomène de décharge des différentes unités motrices adjacentes.
- La perte d'information est moins importante.
- Le phénomène d'interférence est très réduit.

3.1. 3. Détection bidimensionnelle

La détection bidimensionnelle des signaux EMG de surface est connue sous le nom de l'EMG à haute résolution spatiale (HSR-EMG) [39]. Parmi les filtres constituant la détection bidimensionnelle, nous avons utilisé les filtres suivants :

- Le filtre différentiel double normal (NDD).
- Le filtre rectangulaire inverse (IR).
- Le filtre binomial inverse d'ordre deux (IB^2).

a) Filtre différentiel double normal

Il est constitué de cinq électrodes arrangées en forme de croix appelé filtre différentiel double normal (NDD). À cause de l'amélioration de sa sélectivité spatiale [39].

b) Filtre rectangulaire inverse

Le filtre IR est composé d'une électrode centrée et entourée par huit électrodes de distribution rectangulaire [21].

c) Filtre binomial inverse d'ordre deux

Le filtre IB^2 est composé par neuf électrodes. Il est caractérisé par sa très haute sélectivité pour la détection du potentiel d'une unité motrice [39]. Toutefois, le filtre IB^2 requiert un équipement hardware très complexe par rapport au filtre NDD [58].

Nous donnons dans la figure 3.16 les différents masques $W = [a_{ij}]$ caractérisant chaque type de filtre spatial [7].

3.1. 4. Masque d'un système de détection

Un système de détection d'ordre 3 (matrice d'ordre 3x3) est réalisé à l'aide d'une grille d'électrodes composée de neuf électrodes physiques. Ces électrodes ont la même forme et les mêmes dimensions et elles sont arrangées uniformément dans une surface rectangulaire caractérisée par sa distance inter électrode longitudinale (suivant la longueur de la fibre active) et par sa distance inter électrode transversale (Fig. II.3). De la sorte, nous pouvons simuler les potentiels d'actions détectés par un système de détection mono polaire (MP : MonoPolar), par des systèmes de détections unidimensionnels comme le filtre différentiel simple (SD : Single Differential), le filtre différentiel double (DD : Double Differential) et par des systèmes de détections bidimensionnels tel que le filtre différentiel double normal (NDD : Normal Double Differential), le filtre rectangulaire inverse (IR : Inverse Rectangle) et le filtre binomial inverse d'ordre deux (IB² : Inverse Binomial d'ordre deux) [39].

Le masque du filtre spatial appliqué par le système de détection est exprimé par la matrice suivante :

$$W = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{12} & a_{22} & a_{23} \\ a_{13} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

1.

Où a_{ij} est le poids électrode relative à l'électrode e_{ij}

Masque du filtre mono polaire :

$$W_{MP} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Masques des filtres unidimensionnels :

$$W_{LSD} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, W_{TSD} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, W_{LDD} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}, W_{TDD} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Masques des filtres bidimensionnels :

$$\mathbf{W}_{\text{NDD}} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{W}_{\text{IR}} = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{W}_{\text{IB}^2} = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ -2 & 12 & -2 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix},$$

3.2. Détection par filtres unidimensionnelles

On a pris comme exemple le filtre spatial LSD pour simuler la fonction de transfert de ce système de détection unidimensionnel.

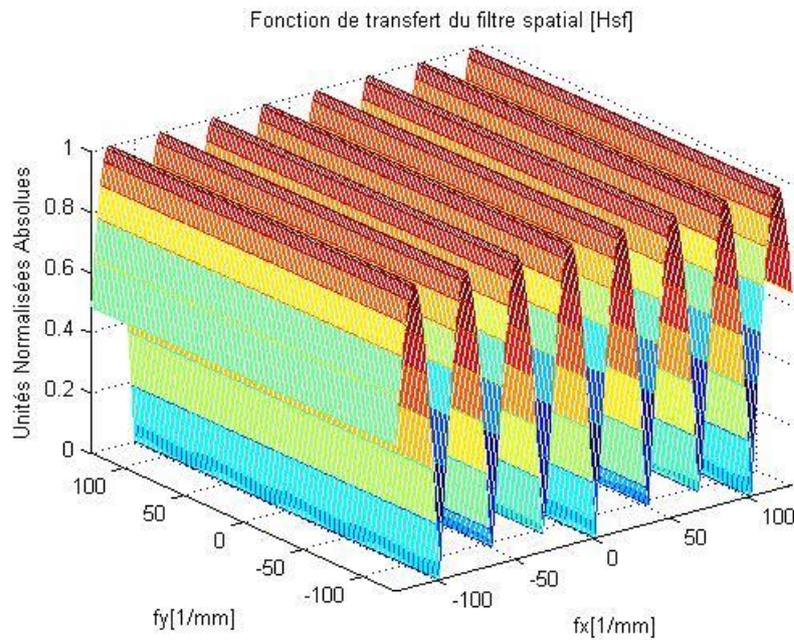


Fig. III. 14 : Fonction de transfert (2-D) du filtre spatial (**LSD**). Cette fonction de transfert est Simulée avec : $dL=15\text{ mm}$,

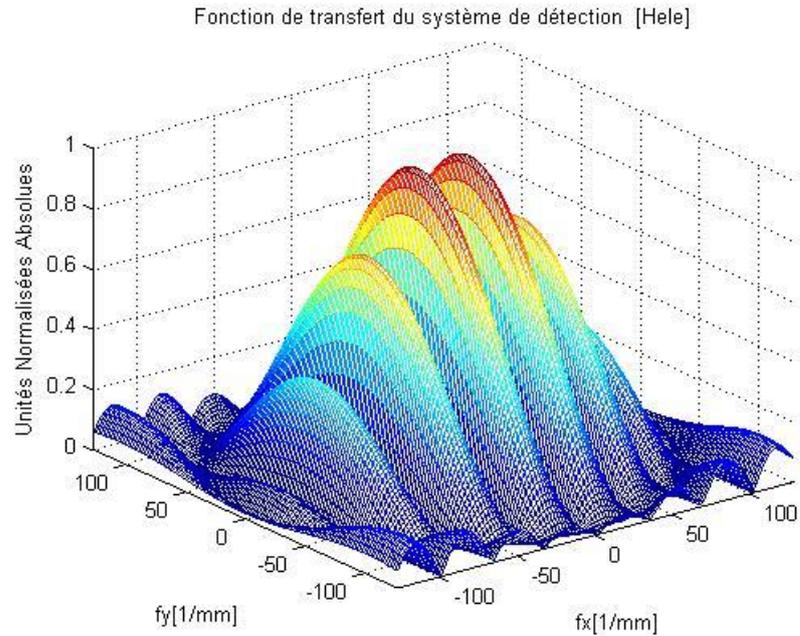


Fig. III. 15 : Fonction de transfert (2-D) du système de détection (**LSD**). Cette fonction de transfert Simulée avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$,

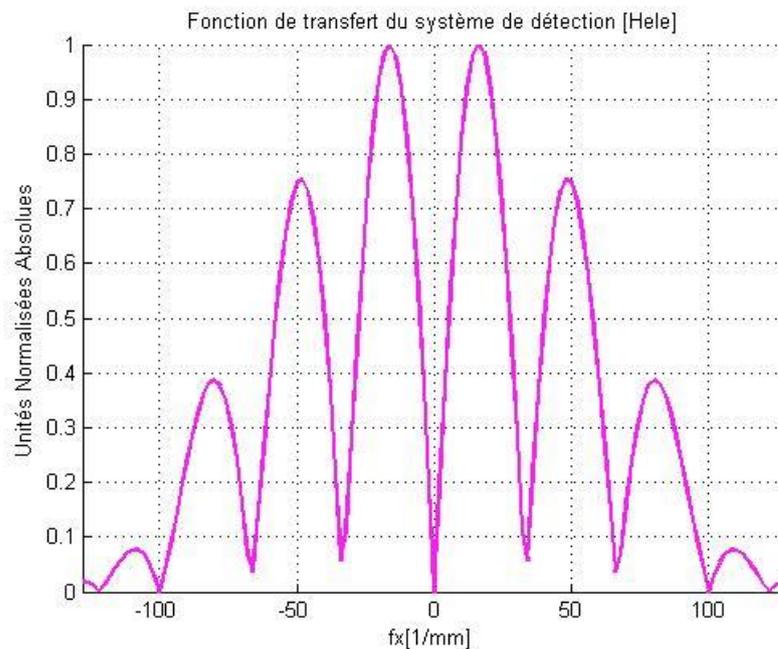


Fig. III. 16 : Fonction de transfert (1-D) du système de détection (**LSD**). Cette fonction de transfert Simulée avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$,

Nous avons simulé plusieurs systèmes de détections unidimensionnels et nous avons noté qu'ils se comportent tous de la même manière c-à-dire ils se comportent comme des filtres spatiaux passe-bas qui contribue à l'atténuation des hautes fréquences et laisse passer les basses fréquences.

3.3. Détection par filtres bidimensionnelles

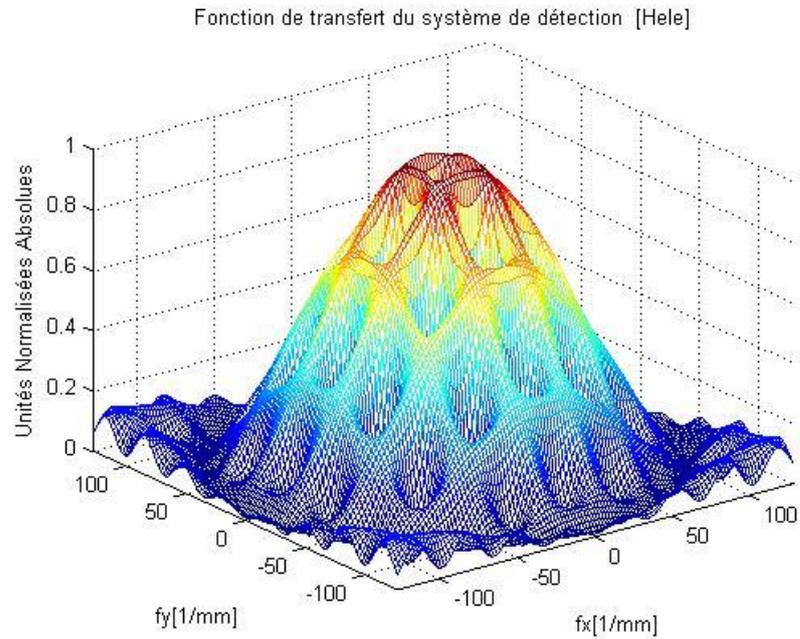


Fig. III. 17 : Fonction de transfert (2-D) du système de détection (\mathbf{IB}^2). Cette fonction de transfert est Simulée avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$, $dT = 15 \text{ mm}$.

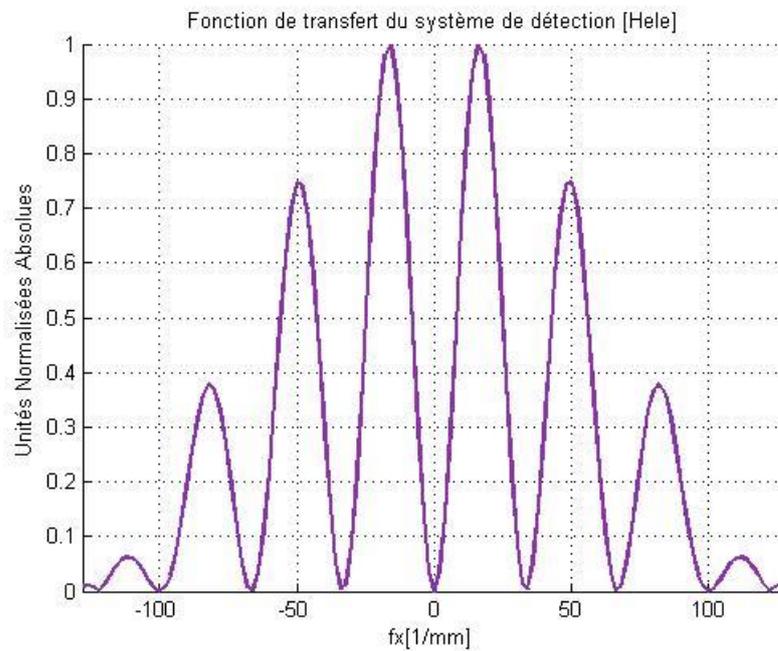


Fig. III. 18 : Fonction de transfert (1-D) du système de détection (\mathbf{IB}^2). Cette fonction de transfert est Simulée avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$, $dT = 15 \text{ mm}$.

D'après les figures (Fig. III. 16 et Fig. III. 18) on voit bien que les systèmes de détections 1D et 2D se comportent globalement pareil. Les fonctions de transferts montrent que l'atténuation de certaines composantes spectrales du signal détecté par ces systèmes de détections est plus au moins accentuée.

4. Effets des Paramètres du Système de Détection sur le Potentiel Détécté

4.1. Effets de la taille des électrodes

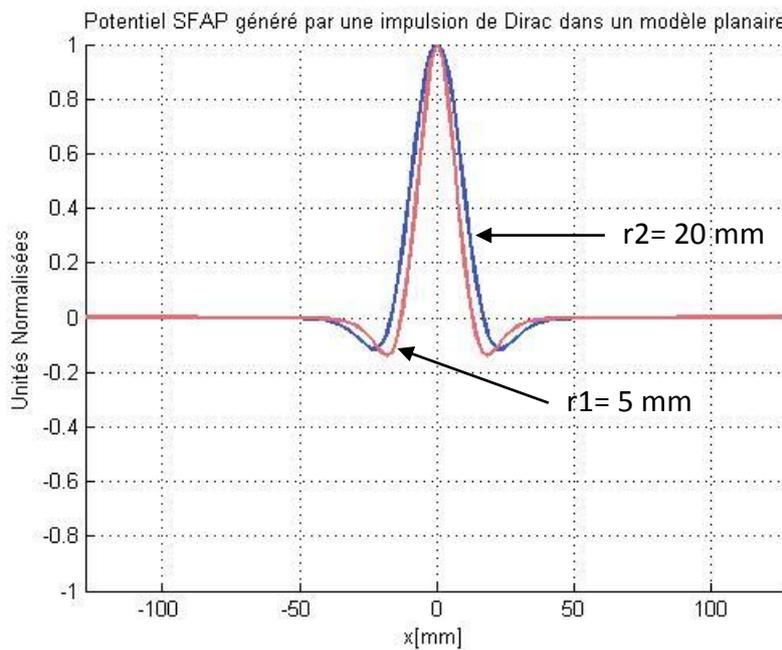


Fig. III. 19 : Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (NDD) avec deux électrodes circulaires de tailles ; $r_1 = 5 \text{ mm}$, $r_2 = 20 \text{ mm}$,

Ces fonctions de transferts sont Simulées avec les paramètres : $dL = 15 \text{ mm}$, $dT = 15 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$ et $Z_s = 5 \text{ mm}$.

Nous avons simulé plusieurs systèmes de détections en variant la taille des électrodes en plus de varier la nature du filtre spatial utilisé (unidimensionnel ou bidimensionnel). Nous avons remarqué que les électrodes de petites tailles sont nettement préférables vu que le signal détecté est moins atténué aussi les filtres bidimensionnels sont aussi préférables vu qu'ils atténuent moins le signal que les filtres unidimensionnel.

4.2. Effets de la distance inter électrode longitudinal

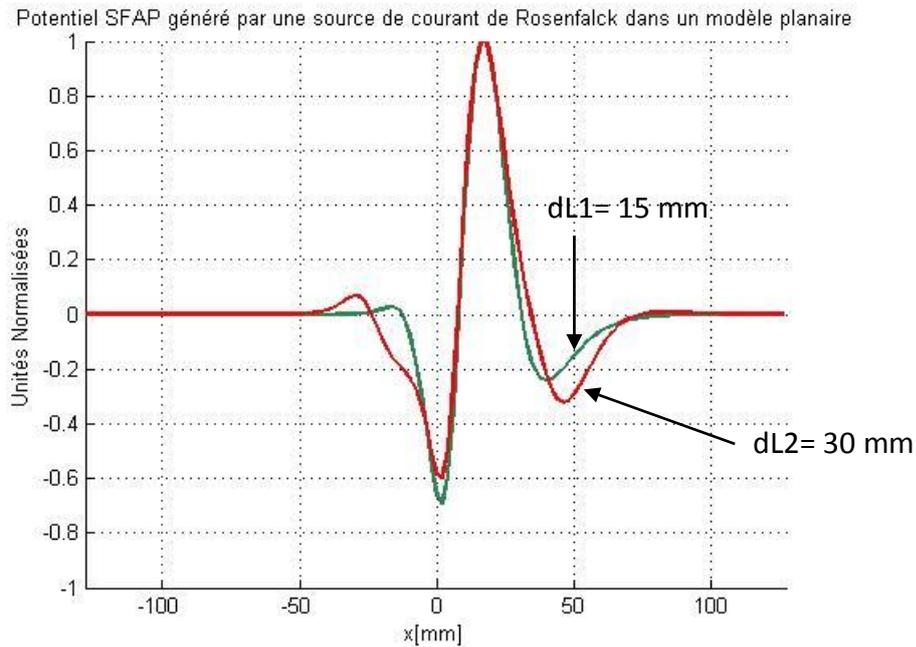


Fig. III. 20 : Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (IR) avec deux distances inter électrodes longitudinales ; $dL1 = 15 \text{ mm}$, $dL2 = 30 \text{ mm}$,

Ces fonctions de transferts sont Simulées avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dT = 15 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$ et $Z_s = 5 \text{ mm}$.

La figure (Fig. III. 20) montre bien que plus la distance inter électrode longitudinale est grande plus le signal détecté est atténué et déformé. On conclue de ce fait qu'il faut utiliser des électrodes de petites tailles et utiliser des filtres bidimensionnels et séparer les électrodes de la grille de détection d'une distance inter électrodes d'un écart relativement minime pour avoir une bonne détection du signal.

Les résultats traités par D. Farina et al [3] montrent que la sélectivité transversale est plus importante pour les filtres spatiaux 2-D et les filtres spatiaux transversaux 1-D par rapport aux filtres longitudinaux 1-D, tandis que la sélectivité longitudinale est plus importante pour les filtres spatiaux 2-D et le filtre longitudinal différentiel double (LDD).

4.3. Effets de la distance inter électrode Transversale

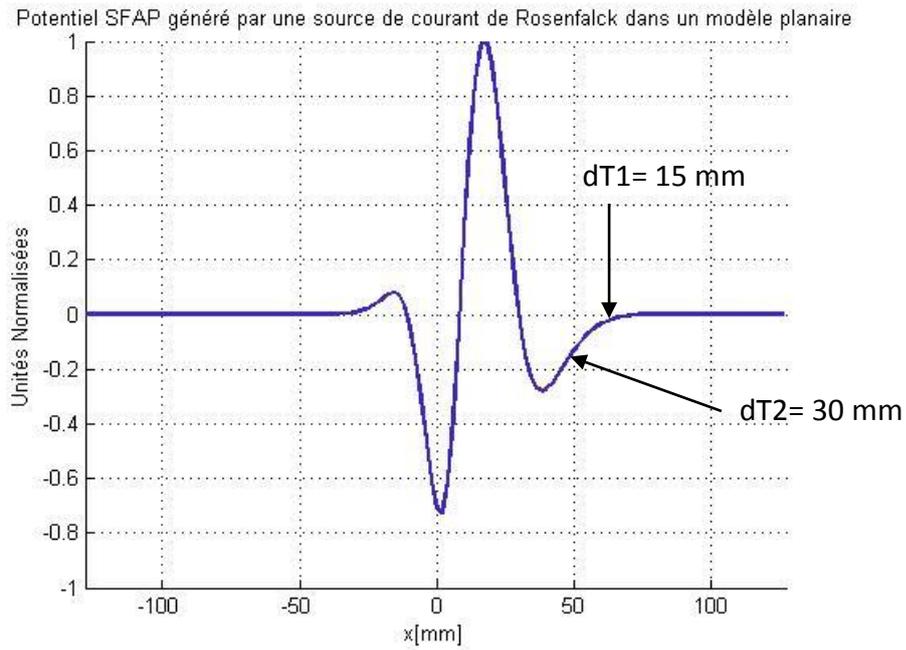


Fig. III. 21 : Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial (NDD) avec deux distances inter électrodes Transversales ; $dT1 = 15 \text{ mm}$, $dT2 = 30 \text{ mm}$,

Ces fonctions de transferts sont Simulées avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$,
 $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$ et $Z_S = 5 \text{ mm}$.

On voit bien que la distance inter électrode transversale n'a pas d'effet notable sur le signal détecté.

4.4. Effets de la rotation du système de détection (l'isotropie)

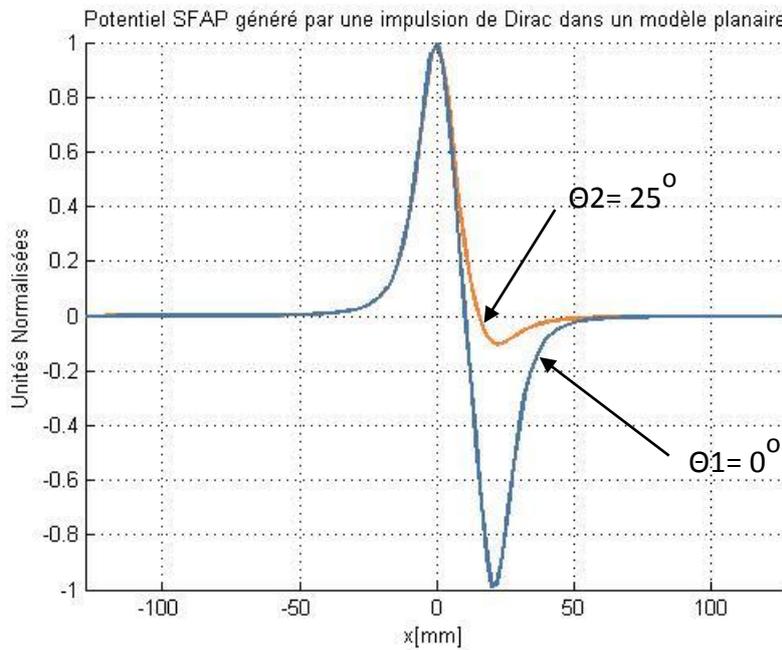


Fig. III. 22 : Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial Unidimensionnel (LSD) avec deux angles d'inclinaison du système de détection ; $\theta_1 = 0^\circ$ $\theta_2 = 25^\circ$ Ces fonctions de transferts sont Simulées avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$, $dT = 15 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$ et $Z_S = 5 \text{ mm}$.

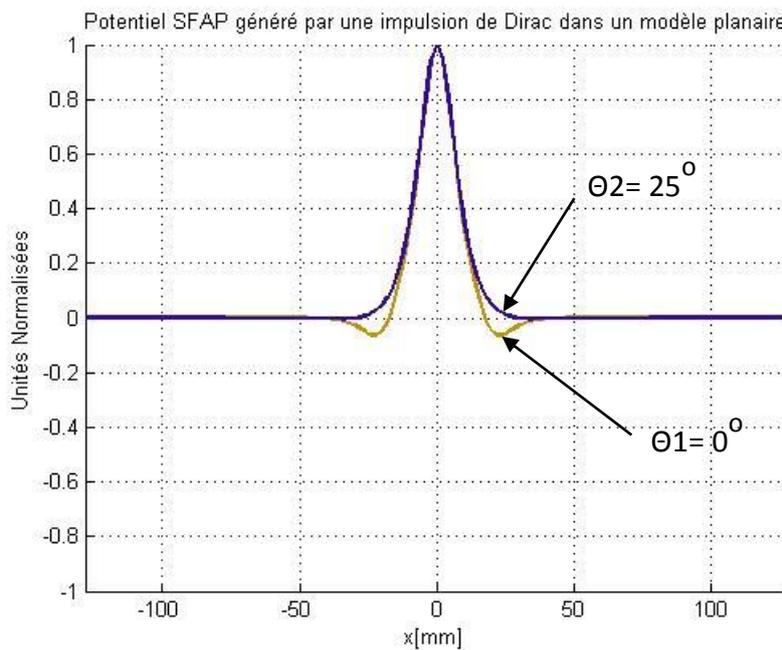


Fig. III. 23 : Comparaisons des Potentiel SFAP (1-D) détecté par un système de filtre spatial Bidimensionnel (IR) avec deux angles d'inclinaison du système de détection ; $\theta_1 = 0^\circ$ $\theta_2 = 25^\circ$

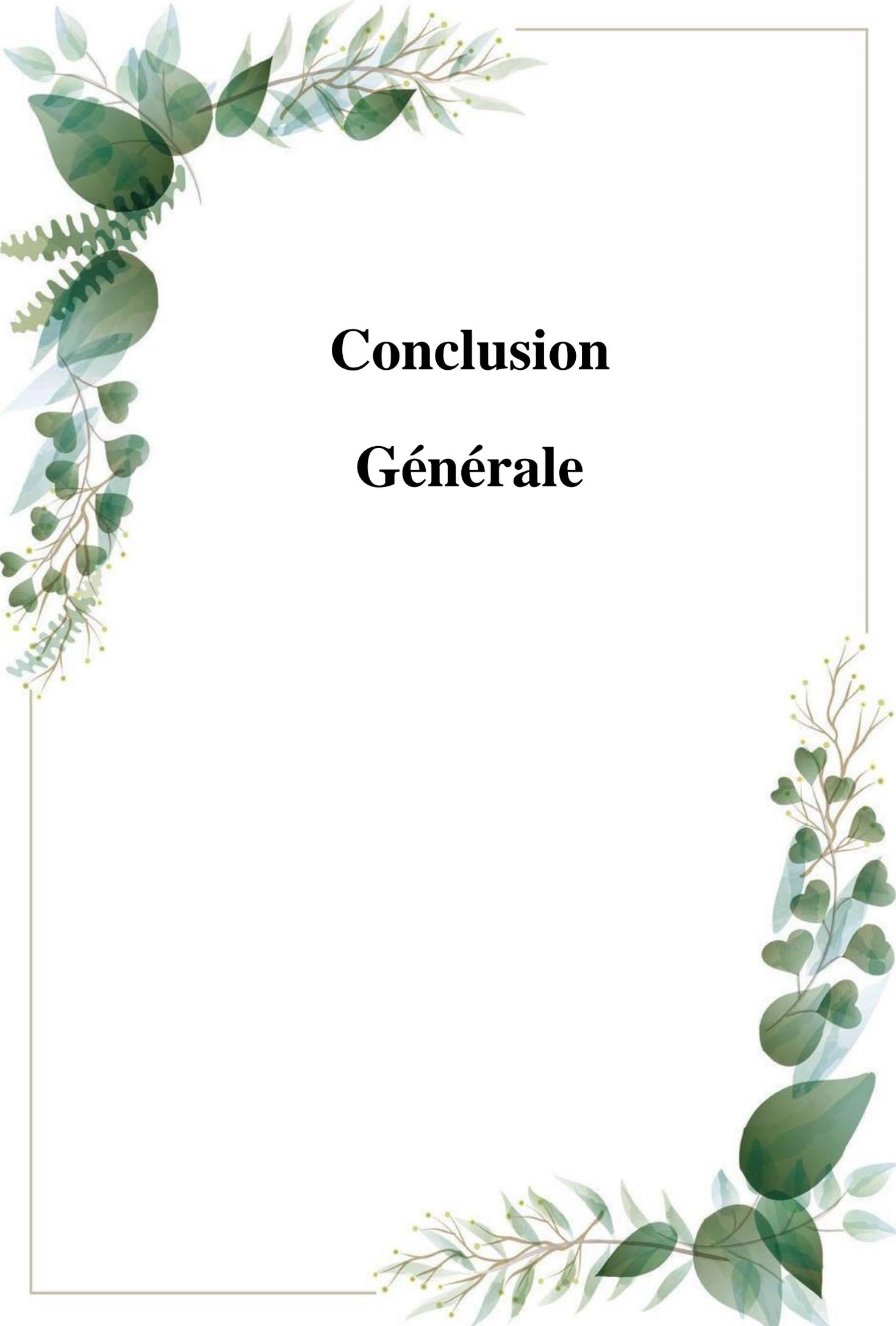
Ces fonctions de transferts sont Simulées avec les paramètres : $r = 5 \text{ mm}$, $dL = 15 \text{ mm}$, $dT = 15 \text{ mm}$, $\sigma_L = 0.5 \text{ S/m}$, $\sigma_T = 0.1 \text{ S/m}$, $\sigma_G = 0.05 \text{ S/m}$, $\sigma_P = 1 \text{ S/m}$, $h_G = 3 \text{ mm}$, $h_P = 1 \text{ mm}$ et $Z_S = 5 \text{ mm}$.

Nous avons simulé plusieurs systèmes de détections en variant l'angle d'inclinaison du système de détection en plus de varier la nature du filtre spatial utilisé (unidimensionnel ou bidimensionnel) comme le montrent les deux figures ; (Fig. III. 22 : filtre spatial Unidimensionnel LSD) et (Fig. III. 23 : filtre spatial Bidimensionnel IR). Nous avons remarqué que le signal est très déformé lorsqu'on réalise une rotation du système de détection unidimensionnel. Par contre, une rotation du système de détection bidimensionnel n'affecte pas trop le signal et ceci à cause de la caractéristique isotrope des filtres bidimensionnels.

Farina et al [28], ont montré qu'une amélioration de la résolution spatiale est obtenue par des systèmes de détection 2-D. Cette amélioration est plus importante que celle réalisée par des systèmes de détection 1-D. En effet les systèmes de détection 2-D sont moins sensibles à l'orientation des fibres musculaires. Les études théoriques et expérimentales de Disselhorst-Klug et al [13] sur les filtres spatiaux 2-D montrent que le filtre spatial IB^2 présente la plus haute résolution spatiale.

5. Conclusion

Nous avons montré dans ce chapitre que les paramètres du système de détection ont une grande influence sur la forme du potentiel détecté à la surface de la peau et sur les sélectivités spatiales longitudinale des filtres spatiaux 1-D et 2-D. L'amplitude du potentiel détecté à la surface de la peau est plus grande dans le cas d'utilisation des filtres spatiaux 1-D et 2-D longitudinaux par rapport aux filtres spatiaux transversaux. Les sélectivités transversale et longitudinale des filtres spatiaux 2-D sont toujours meilleures par rapport à la sélectivité des filtres spatiaux 1-D.



Conclusion Générale

Conclusion générale

Nous avons modélisé 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). L'influence des paramètres du système de détection sur les signaux EMG de surface a été traitée dans plusieurs travaux de recherche récents, 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 [30], [31].

Nous avons simulé la fonction de transfert de plusieurs formes d'électrodes et nous avons noté qu'elles se comportent toutes de la même manière. C-à-dire en augmentant la taille de la surface de détection de l'électrode le signal sera atténué en conséquence. Une électrode matérielle se comporte comme un filtre spatial passe-bas qui contribue à l'atténuation des hautes fréquences. Les électrodes de forme elliptiques et rectangulaires déforment la fonction de transfert 2D d'une manière très importante sous l'effet de la rotation des électrodes. 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 sont petites est meilleure le signal détecte et aussi nous remarquons que les électrodes de forme circulaires sont les plus adaptés vu leurs isotropie.

Un filtre spatial est défini comme étant la combinaison linéaire des signaux enregistrés par différentes électrodes arrangées dans une configuration géométrique particulière à la surface de la peau. On distingue deux classes de filtres spatiaux qui sont : les filtres spatiaux unidimensionnels et bidimensionnels. Nous avons simulé plusieurs systèmes de détections unidimensionnels et nous avons noté qu'ils se comportent tous de la même manière c-à-dire ils se comportent comme des filtres spatiaux passe-bas qui contribue à l'atténuation des hautes fréquences et laisse passer les basses fréquences.

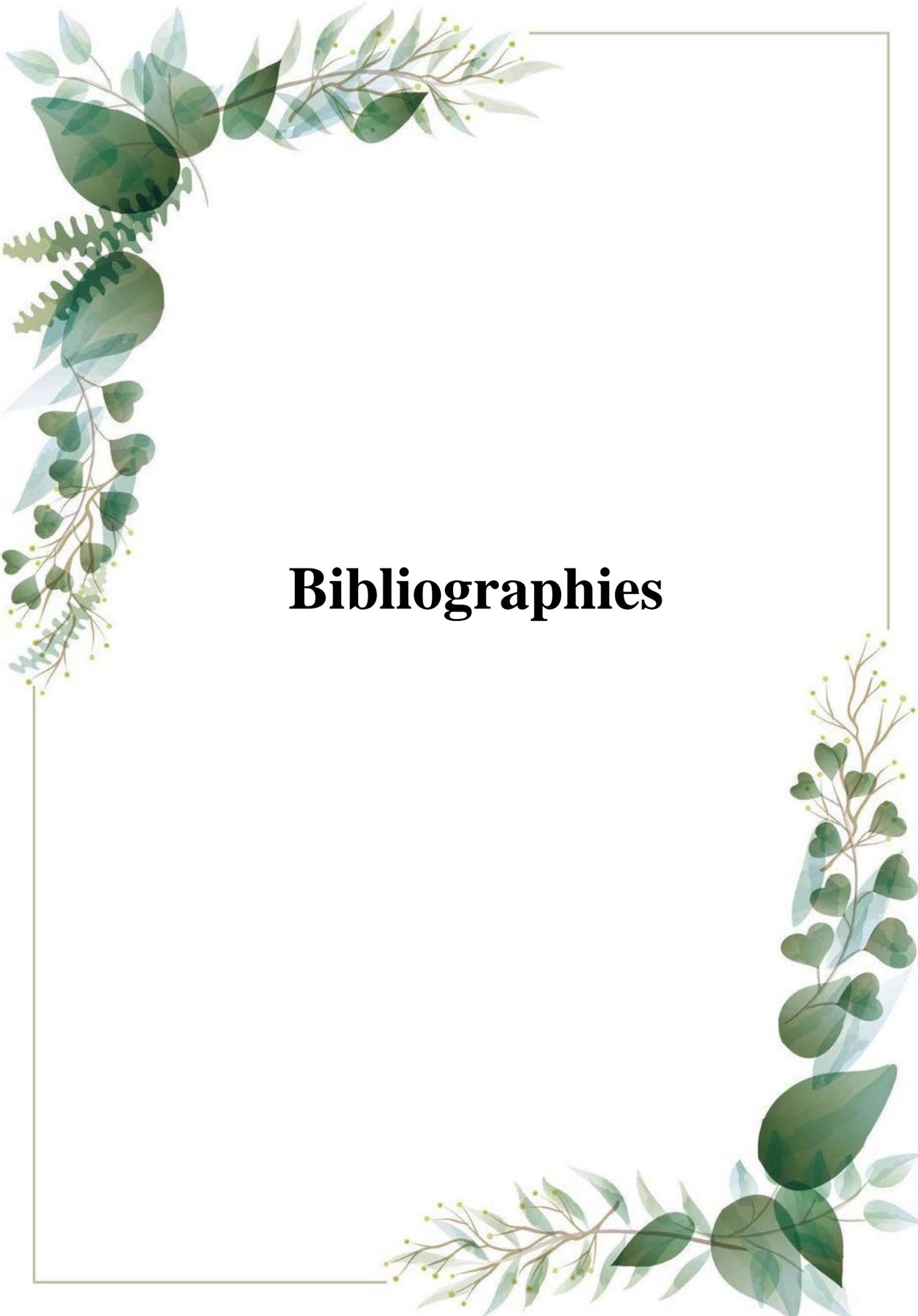
Nous avons simulé plusieurs systèmes de détections en variant la nature du filtre spatial utilisé (unidimensionnel ou bidimensionnel). Nous avons remarqué que les filtres bidimensionnels sont nettement préférables vu qu'ils sont les plus isotropes et atténuent moins le signal que les filtres unidimensionnel. Les potentiels détectés sont très sensibles à la distance inter-électrode

longitudinale pour tous les types de filtres spatiaux. On conclue de ce fait qu'il faut utiliser des électrodes de petites tailles et utiliser des filtres bidimensionnels et séparer les électrodes de la grille de détection d'une distance inter électrodes d'un écart relativement minime pour avoir une bonne détection du signal.

Nous avons simulé plusieurs systèmes de détections en variant l'angle d'inclinaison du système de détection. Nous avons remarqué que le signal est très déformé lorsqu'on réalise une rotation au système de détection unidimensionnel. Par contre, une rotation du système de détection bidimensionnel n'affecte pas trop le signal et ceci à cause de la caractéristique isotrope des filtres bidimensionnels.

Nous avons montré dans ce mémoire que les paramètres du système de détection ont une grande influence sur la forme du potentiel détecté à la surface de la peau. Nous avons étudié les effets des paramètres du système de détection sur les potentiels détectés à la surface de la peau et nous avons démontré l'importance de bien choisir la forme et les dimensions des électrodes pour une meilleure détection du signal,

Comme perspective, nous envisageons de continuer cette étude avec une grille d'électrodes contenant 25 électrodes.



Bibliographies

Bibliographies

- [1] A. Heringa, D. F. Stegeman, G. J. Uijen, and J. P. de Weerd, "Solution methods of electrical field problems in physiology," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 34–42, 1982.
- [2] A. S. o. E. Technologists, "Invasive Electrode Techniques Position Statement," ASET, 1997.
- [3] C. J. D. Luca, "Surface Electromyography : Detection And Recording," DELSYS Incorporated, 2002.135
- [4] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor. (24 Nov. 2013). *BMES 642: EMG Analysis*. Available: <http://www.biomed.drexel.edu/labs/lbiomechanics/emganalv.htm>
- [5] COURS NEUROPHYSIOLOGIE : Dr BENMEZROUA Mohammed
- [6] D. Delion. (2004, 02 Nov. 2013). *Processing EMG*
- [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, C. Cescon, and R. Merletti, "Influence of Anatomical, Physical, and Detection System Parameters on Surface EMG," *Biol. Cybern.*, Vol. 86, pp. 445-456, 2002.
- [9] 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, June 2001.
- [10] 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.
- [11] D. Farina, L. Mesin, S. Martina, and R. Merletti, "A Surface EMG Generation Model with Multilayer Cylindrical Description of the Volume Conductor," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51 , pp. 415-426, 2004.
- [12] 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.
- [13] 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. 487–96, 1999.
- [14] 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.
- [15] D. Duizabo. Laboratoire de Physiologie - Faculté de médecine de Créteil « in Spécialiste en Médecine Sportive » - N° 12, décembre 1991.

- [16] Elaine N. Marieb, « Anatomie et physiologie humaines » université de Québec ,1992
- [17] G. Rau, C. Disselhorst-Klug, and J. Silny, “Noninvasive approach to motor unit characterization: Muscle structure, membrane dynamics and neuronal control,” *J. Biomech.*, vol. 30, pp. 441–6, 1997.
- [18] H. Monod, R. Flandrois. “Physiologie du sport. Bases physiologiques des activités physiques et sportives”, Masson, Ed., 1990.
- [19] H. CAO, "Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire," Doctorat, en Bioingénierie, Biomécanique et Biomatériaux, Université de Technologie de Compiègne, 2010.
- [20] H. Turker, *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research* vol. 4: INTECH open science, 2013.
- [21] <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,”
- [22] <http://www.bils.be>
- [23] https://www.fr.wikipedia.org/wiki/contraction_musculaire
- [24] [<https://www.fr.wikipedia.org/wiki/électricité>
- [25] http://www.neur-one.fr_muscle_et_physiologie_musculaire
- [26] <http://www.noraxon.com>
- [27] J. J. Kierkels, ”Muscle Motor Unit Conduction Velocity- Measurements & Modeling,” Master of Science Thesis, Eindhoven University of Technology, July 2002.
- [28] J. N. Helal and P. Bouissou, “The spatial integration effect of surface electrode detecting myoelectric signal,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, pp. 1161–7, Nov. 1992.
- [29] J. P. Whelan, "Electromyogram Recordings from Freely Moving Animals," *Methods*, vol. 30, pp. 127-141, 2003.
- [30] J. Raimbault and B. Swynghedauw. (23 Nov. 2013). *Muscles*. Available: <http://wv.rw.universalis.fr/encyclopedie/mlsc1es/>
- [31] J. V. Basmajian, C. J. De Luca, “Muscles Alive. Their Function Revealed by Electromyography”, Williams & Wilkens. Baltimore. 1985.
- [32] K. Roeleveld, J. H. Blok, D. F. Stegeman, and A. Van Oosterom, “Volume conduction models for surface EMG: Confrontation with measurements,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 7, pp. 221–32, 1997.
- [33] MEBARKIA KAMEL, 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

- [34] N. A. Turpin, "Etude des Coordinations Musculaires par Extraction des Synergies : Application au Geste d'aviron," Doctorat, Université de Nantes, 2012.
- [35] P. Konrad, "The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Version 1.0, April 2005.
- [36] R. Flandrois, "La physiologie du sportif", La Recherche n°113, 1980.
- [37] R. Merletti, L. Lo. Conte, E. Avignone, and P. Guglielminotti, "Modeling of Surface Myoelectric signals-Parte I: Model Implementation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, pp. 810-820, 1999.
- [38] R. Plonsey, "Action potential sources and their volume conductor fields," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-56, pp. 601–611, 1977.
- [39] S. Viljoen, "Analysis of crosstalk signals in a cylindrical layered volume conductor, Influence of the anatomy, detection system and physical properties of the tissues". University of Pretoria etd, 2005.

Résumé :

L'électromyographie (EMG) est utilisée dans différents domaines (en physiologie, en biomécaniques...etc.). 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 du 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 système de détection est une grille d'électrodes contenant 9 électrodes posées à la surface de la peau suivant un arrangement spatial bien défini.

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

Abstract:

Electromyography (EMG) is used in different fields (physiology, biomechanics...etc.). Modeling of the surface EMG signal is fundamental for the interpretation of EMG records, in particular for the understanding of neurophysiological diseases. The objective of this memory is to model the detection system by transfer functions in the spatial frequency domain 2-D following the steps of an analytical method called spatial filtering technique 2-D. The detection system is a grid of electrodes containing 9 electrodes placed on the surface of the skin according to a well defined spatial arrangement.

Keywords: EMG, Conductive volume, Electrodes, detection system, 2-D transfer function, 2-D spatial filtering.

المخلص:

تستخدم إشارة كهروعضلية (EMG) في مجالات مختلفة (الفسولوجيا والبيولوجيا.....). تعتبر نمذجة إشارة كهروعضلية السطحية أساسية لتفسير تسجيلات كهروعضلية، خصوصا في فهم الأمراض العصبية الفسيولوجية. الهدف من هذه الذاكرة وضع نماذج لنظام الكشف عن إشارة كهروعضلية بواسطة وظائف نقل في مجال التردد الفضائي ثنائية الأبعاد وفقا لمنهجية تحليلية تسمى تكنولوجيا تقنية التصفية المكانية ثنائية الأبعاد. نظام الاكتشاف هو شبكة ملتقطات الإشارة تحتوي على 9 ملتقطات الإشارة فوق سطح الجلد وفقا لترتيب فضائي محدد.

الكلمات الدالة : كهروعضلية، حجم الموصل، ملتقطات الإشارة، نظام الكشف، وظيفة النقل ثنائي الأبعاد تقنية