MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE FERHAT ABBAS - SETIF

MEMOIRE

Présenté à la Faculté des Sciences de l'Ingénieur
Département d'Electronique

Par :
HAMMOUCHI Fatah

Pour l'obtention du Diplôme de Magister en Electronique
Option : Instrumentation

Thème :

DESCRIPTION ANALYTIQUE DU SIGNAL EMG DE SURFACE GENERE PAR UN MODELE TRIANGULAIRE D'UN MUSCLE

Soutenu le 20 / 06 / 2009. Devant le jury :

Merzouki Abdelaziz	Prof. à l'Université Ferhat Abbas de Sétif	Président
Bekka Raïs El'hadi	Prof. à l'Université Ferhat Abbas de Sétif	Rapporteur
Djahli Farid	Prof. à l'Université Ferhat Abbas de Sétif	Examinateur
Bouzit Naceredine	Prof. à l'Université Ferhat Abbas de Sétif	Examinateur
Ferhat Hamida. A	M. C. à l'Université Ferhat Abbas de Sétif	Examinateur

Année Universitaire 2008/2009

REMERCIEMENTS ET DEDICACES

Je remercie vivement tout d'abord Monsieur R. E. BEKKA, Professeur à l'université de FERHAT ABBAS de Sétif, de m'avoir proposé un thème de recherche extrêmement passionnant et prometteur, de m'avoir soutenu moralement par ses conseils et sa compréhension remarquable pour atteindre notre objectif et de m'avoir aider sans relâche durant tout mon travail de recherche.

Je remercie vivement Monsieur A. MERZOUKI, Professeur à l'université de FERHAT ABBAS de Sétif, qui a bien voulu accepter de présider le jury.

Je remercie chaleureusement Messieurs F. DJAHLI, Professeur à l'Université de FERHAT ABBAS de Sétif, N. BOUZIT, Professeur à l'Université de FERHAT ABBAS de Sétif et A. FERHAT HAMIDA, Maître de Conférences à l'université de FERHAT ABBAS de Sétif, du grand honneur qu'ils me font en acceptant d'examiner ce travail.

Je remercie Monsieur N. MESSAOUDI, Doctorant au département d'électronique, Faculté des Sciences de l'Ingénieur, Université FERHAT ABBAS de Sétif, pour son aide à réaliser mon projet par son expérience dans le domaine.

Je dédie ce mémoire à mes chers parents, mes frères et ma soeur ainsi qu'à une personne très chère qui ont tous su me soutenir durant tout mon projet de Magister par leurs vifs encouragements.

Ce travail a été réalisé dans le laboratoire d'instrumentation de l'université de Sétif.

Hammouchi Fatah

SOMMAIRE

Liste des abréviations VI

Introduction générale 1

Chapitre 1

LE MUSCLE SQUELETTIQUE STRIE ET L'ELECTROMYOGRAPHIE (EMG)

1.1. Introduction 3

1.2. Aperçu historique 4

1.3. ANATOMIE DU MUSCLE SQUELETTIQUE STRIE 4

1.3.1. Structure d'un Muscle Squelettique Strié 5

1.3.2. Innervation et vascularisation du muscle 6

1.3.3. Caractéristiques des muscles 6

1.3.4. Les différents types de fibres musculaires striées 7

1.4. PHYSIOLOGIE DU MUSCLE SQUELETTIQUE STRIE 7

1.4.1. L'unité motrice 7

1.4.2. Théorie de l'inter digitation 8

1.4.3. Couplage excitation – contraction 8

1.5. L'ÉLECTROMYOGRAPHIE 10

1.5.1. Définitions de l'Électromyographie 10

1.5.2. Domaines d'utilisation de l'EMG 11

1.5.3. Les intérêts typiques de l'EMG 11

1.6. ASPECTS CLINIQUES RELIES À L'EMG 12

1.6.1. Potentiel d'action de membrane intracellulaire 12

1.6.2. Unité fonctionnelle en EMG 12

1.6.3. Stratégie du recrutement des unités motrices 13

1.6.4. EMG de surface 14

1.6.5. Facteurs importants dans la mesure de l'EMG de surface 15

1.6.6. Les électrodes 16

1.6.6.1. Types d'électrodes de surface 16
1.6.6.2. Recommandations de SENIAM pour les électrodes de surface bipolaires 17
1.6.6.3. Impédance « peau – électrode » 17
1.7. Sources de bruit 18
1.8. Rapport signal sur bruit 18
1.9. Traitement du signal EMG 19
1.10. Conclusion 19

Chapitre 2

MODELISATION DU POTENTIEL D'ACTION EXTRACELLULAIRE GENERE PAR UNE SEULE FIBRE MUSCULAIRE (SFAP)

2.1. Introduction 20
2.2. Principes de génération des signaux EMG de surface par un modèle mathématique 21
2.3. Modèle du volume conducteur 23

2.4. DESCRIPTION DES CARACTERISTIQUES D'UN VOLUME CONDUCTEUR 23
2.4.1. Volumes conducteurs linéaires 23
2.4.2. Isotropie 23
2.4.3. Homogénéité 25
2.4.4. Invariance dans l'espace 25
2.4.5. Invariance dans le temps 26

2.5. MODELISATION DU VOLUME CONDUCTEUR 27
2.5.1. Calcul de la fonction de transfert du volume conducteur triangulaire 27
2.5.1.1. Description du modèle d'un muscle triangulaire 27
2.5.1.2. Plan de détection du signal EMG de surface 28
2.5.1.3. Solution homogène pour une seule couche du muscle planaire 28
2.5.1.4. Solution homogène pour une seule couche du muscle triangulaire 30
2.5.1.5. Solutions homogènes pour les couches de la peau et de la graisse 32
2.5.1.6. Conditions aux limites appliquées au volume conducteur multicouches triangulaire 32

2.6. MODELISATION DE LA SOURCE DE COURANT 35
2.6.1. Description de la source de courant 35

2.7. MODELISATION DU SYSTEME DE DETECTION 37

2.7.1. Modélisation de la forme et dimensions des électrodes 37
2.7.1.1. Fonction de transfert d'une électrode de forme rectangulaire 38
2.7.1.2. Fonction de transfert pour une électrode de forme elliptique 38
2.7.1.3. Fonction de transfert pour une électrode de forme circulaire 39
2.7.2. Configuration spatiale des électrodes 39

2.8. MODELISATION DU POTENTIEL D'ACTION GENERE PAR UNE SEULE FIBRE (SFAP) 40
2.8.1. Calcul du potentiel dans le domaine spatial 40
2.8.2. Calcul du potentiel dans le domaine temporel 41
2.8.3. Calcul du potentiel de surface SFAP détecté par un système de détection composé d'une grille d'électrodes physiques 43
2.8.3.1. Exemple pratique de détection du potentiel SFAP avec un système composé par une grille d'électrodes 44
2.9. Conclusion 46

Chapitre 3

SIMULATION DU POTENTIEL SFAP

3.1. Introduction 47

3.2. INTERFACE GRAPHIQUE (Mini Logiciel) 48
3.2.1. Elaboration 48
3.2.2. Exploitation 48

3.3. SIMULATION DU POTENTIEL DU VOLUME CONDUCTEUR 49
3.3.1. Simulation suivant la direction longitudinale des fibres (direction radiale) 50
3.3.1.1. Paramètres de simulation du volume conducteur 50
3.3.1.2. Fonction de transfert du volume conducteur 50
3.3.1.3. Réponse du volume conducteur à une impulsion de Dirac 51
3.3.2. Simulation dans la direction transversale des fibres (direction angulaire) 55
3.3.2.1. Réponse à une impulsion de Dirac 55

3.4. SIMULATION DU SYSTEME DE DETECTION 57
3.4.1. La détection mono polaire 57
3.4.1.1. Fonction de transfert des différentes formes d'électrodes 57
3.4.1.2. Etude de l'isotropie des électrodes 59

3.4.2. Les filtres spatiaux 59
3.4.2.1. La détection unidimensionnelle 60
3.4.2.1.1. Le filtre différentiel simple 60
3.4.2.1.2. Le filtre différentiel double 61
3.4.2.1.3. Fonctions de transfert des filtres spatiaux unidimensionnels 62
3.4.2.2. La détection bidimensionnelle 63
3.4.2.2.1. Le filtre différentiel double normal 63
3.4.2.2.2. Le filtre rectangulaire inverse 63
3.4.2.2.3. Le filtre binomial inverse d'ordre deux 63
3.4.2.2.4. Fonctions de transfert des filtres spatiaux bidimensionnels 64
3.4.2.3. Etude de l'isotropie des filtres spatiaux 65
3.4.3. Fonctions de transferts des différents systèmes de détections 65
3.4.3.1. Détection avec des électrodes isotropes de forme circulaire 66
3.4.3.3. Etude de l'isotropie des différents systèmes de détections 66
3.4.3.3.1. Détection avec des électrodes anisotropes de forme elliptique 67

3.5. SIMULATION DU POTENTIEL D'UNE SEULE FIBRE 68
3.5.1. Fonction de transfert du filtre global 68
3.5.2. Réponse du système à une impulsion de Dirac 68
3.5.3. SIMULATION DE LA SOURCE DU SIGNAL 68
3.5.3.1. Source de courant tripolaire 71
3.5.3.2. Source de courant analytique 72
3.5.4. Réponse du système à une source de courant analytique de Rosenfalck 73
3.6. Conclusion 75

Chapitre 4

EFFETS DES PARAMETRES DE MODELISATION SUR LE POTENTIEL SFAP DETECTE

4.1. Introduction 77

4.2. EFFETS DES PARAMETRES DU VOLUME CONDUCTEUR 78
4.2.1. Influence des paramètres anatomiques du volume conducteur 78
4.2.1.1. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la peau 78
4.2.1.2. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la graisse 79
4.2.1.3. Influence de la profondeur de la fibre musculaire 80
4.2.2. Influence des paramètres physiques du volume conducteur 81

4.2.2.1. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la peau.....81
4.2.2.2. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la graisse.....82
4.2.2.3. Influence des conductivités de la couche anisotrope du muscle 82
4.2.2.3.1. Influence de la conductivité longitudinale de la fibre 83
4.2.2.3.2. Influence de la conductivité transversale de la fibre 84

4.3. EFFETS DES PARAMETRES DU SYSTEME DU DETECTION.....86
4.3.1. Influence de la forme et dimensions des électrodes 86
4.3.1.1. Effet des dimensions de l'électrode circulaire isotrope.....87
4.3.1.2. Effet des dimensions de l'électrode rectangulaire anisotrope 87
4.3.2. Influence de la distance inter électrode longitudinale 89
4.3.3. Effet de la rotation du système de détection.....89
4.4. Conclusion.....92

Conclusion générale 93
Références 95

Liste des abréviations

CV : Conduction Velocity (vitesse de conduction).

EMG : ElectroMyoGraphy (électromyographie).

HSR-EMG : High Spatial Resolution - EMG (EMG à haute résolution spatiale).

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

IB^2 : Inverse Binominal of order two (binomial inverse d'ordre deux).

IB^4 : Inverse Binominal of order four (binomial inverse d'ordre quatre).

IED : Inter Electrodes Distance (distance inter électrode)

IR : Inverse Rectangle (rectangulaire inverse).

IZ : Innervation Zone (zone d'innervation).

LDD : Longitudinal Double Differential (différentiel double longitudinal).

LSD : Longitudinal Single Differential (différentiel simple longitudinal).

MKF : Maximum Kurtosis Filter (filtre maximum de Kurtosis).

MP : Mono Polar (mono polaire).

MU : Motor Unit (unités motrices).

MUAP : Motor Unit Action Potential (potential d'action d'une unité motrice).

MVC : Maximum Volountary Contraction (contraction maximale volontaire).

NDD : Normal Double Differential (différentiel double normal).

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

SENIAM : Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles (EMG de surface pour une évaluation non invasive des muscles)

SNR : Signal to Noise Ratio (rapport de signal sur bruit).

TSD : Transversal Single Differential (différentiel simple transversal).

TDD : Transversal Double Differential (différentiel double transversal).

Abstract — Dans cette étude, nous proposons un modèle analytique pour la génération et la détection d'un signal d'électromyographie (EMG) de surface dans un volume conducteur variant dans l'espace décrivant un modèle de muscles triangulaires. Les muscles humains peuvent être classifiés en correspondance à la distribution spatiale de toutes les fibres dans le tissu musculaire en quatre types généraux, qui sont les muscles parallèles ou fusiformes, les circulaires, les obliques et les muscles triangulaires. Quelques exemples des muscles triangulaires dans le corps humain sont les deltoïdes, les pectoraux et les trapèzes. Un modèle de muscle triangulaire est proposé comme étant un secteur d'un volume conducteur cartésien dans lequel l'arrangement spatial des fibres (le tenseur de la conductivité) reflète la forme d'un éventail. Le volume conducteur multicouche est décrit comme étant un milieu non homogène et anisotrope constitué par deux couches isotropes et homogènes (couche de la peau et de la graisse) et d'une couche anisotrope et non homogène du muscle. Le modèle est très général et complet, respectant les approches précédentes déjà appliquées aux modèles de volumes conducteurs invariants dans l'espace avec la description de l'effet du volume conducteur comme un filtre spatial 2-D. Une solution analytique au problème de la non invariance dans l'espace d'un muscle triangulaire est obtenue dans le domaine fréquentiel. Le modèle triangulaire n'est pas invariant dans l'espace. Ceci implique que les potentiels d'actions SFAP changent de forme en fonction de la position du point de détection (électrode) sur la surface de la peau tout au long de la direction de propagation des IAP. Le modèle permet le calcul efficient des potentiels simulés par l'application des propriétés de la transformée de Fourier 2-D. Le modèle résultant est basé sur des dérivations analytiques et constitue un pas en avant dans la modélisation du signal EMG de surface, y compris des particularités non décrites dans n'importe quelle autre approche analytique.

Mots Clefs — Electromyographie, muscles triangulaires, tenseur de la conductivité, volume conducteur et fréquence spatiale.

Abstract — In this study, we propose a model for surface electromyogram (EMG) signal generation and detection for non space invariant volume conductor describing a triangular muscle of which an analytical solution is obtained with a Cartesian description of the volume conductor. Some examples of triangular muscles in the human body are the deltoids, the pectorals and the trapezoids. A model of triangular muscle is proposed. It is a sector of a Cartesian volume conductor in which the muscle conductivity tensor reflects the fan anisotropy. The multilayer volume conductor is described as a non homogeneous and anisotropic medium constituted by two homogeneous isotropic layers (skin and fat tissues) and an inhomogeneous anisotropic muscle tissue. The model is more general and complete with respect to the previous approaches (e.g., planar and cylindrical space invariants volumes conductor's models) with a volume conductor effect described as a two-dimensional spatial filtering. A solution of the non space invariant problem for a triangular muscle is provided in the Fourier domain. The triangular model is not space invariant due to the changes of the conductivity tensor (inhomogeneous) along the direction of action potential propagation. This implies that the surface potentials generated by any source changes shape as the change of the position of the detection point (electrode) on the skin surface along the direction of propagation of the source. The model allowed efficient computation of the simulated potentials by the application of properties of the 2-D Fourier transformation. The resultant model is based on analytical derivations and constitutes a step forward in surface EMG signal modelling, including features not described in any other analytical approach.

Index Terms — Electromyography, triangular muscles, conductivity tensor, volume conductor and spatial frequency.

ملخص

في هذ ه الد راسة، نقد م نموذج إنتاج و التقاط الاشارات الكهروعضلية السطحية في حجم ناقل متغير في الفضاء الذي يمثل عضلة مثلثة الشكل. أعطينا الحل التحليلي في المجال التواتري الفضائي بواسطة تقنية الترشيح الفضائي ثنائي البعد للحجم الناقل المثلثي الشكل في المعلم الديكارتي . نموذج الحجم الناقل المتغير في الفضاء يعني أن كمون الحركة لوحدة محركة تتغير في الشكل طبقا لاتجاه انتشار منبع التيار أووفقا لاتجاه الأ لياف العضلية.

INTRODUCTION GENERALE

Les signaux électromyographiques (EMG) de surface détectés par des électrodes posées à la surface de la peau contiennent des informations sur l'activité globale du muscle. Leurs caractéristiques sont reliées et dépendent de l'anatomie et de la physiologie des unités motrices (MU) actives et des paramètres du système de détection [60]. La modélisation est la solution envisagée par plusieurs auteurs pour faciliter l'analyse et la compréhension des signaux EMG de surface [3], [8], [16], [24], [25], [28], [35], [36], [51], [54], [60], [62], [63] et [74]. Elle est donc fondamentale pour l'investigation des relations entre les caractéristiques du signal EMG de surface et les processus physiologiques musculaires [28].

Il existe 4 types de muscles classés suivant l'arrangement spatial de toutes les fibres qui les composent. Il s'agit des muscles parallèles, obliques, circulaires et triangulaires. Les trois premiers types de muscles ont été déjà modélisés avec une technique appelée « technique de filtrage spatial 2-D » qui est caractérisée par l'exactitude des solutions analytiques obtenues et la rapidité dans les calculs des potentiels d'actions extracellulaires d'une seule fibre (SFAP) et pour une seule unité motrice (MUAP) [24], [28] et [63]. Cette technique a été appliquée d'abord pour la génération du signal EMG de surface dans un volume conducteur composé de muscles parallèles planaires [24], ensuite dans un volume conducteur composé de muscles obliques [63] et enfin dans un volume conducteur composé de muscles parallèles cylindriques et circulaires [28]. Notons que tous ces volumes conducteurs sont invariants dans l'espace.

Le modèle du muscle triangulaire, étant variant dans l'espace, est complètement différent des autres types de muscles. Cette invariance se traduit par des changements de forme des potentiels d'actions SFAP détectés suivant la direction de propagation des potentiels d'actions intracellulaires (IAP). Une solution analytique de ce type du muscle triangulaire a été proposée par L. Mesin [62] en considérant un volume conducteur composé de deux couches (muscle, graisse). Dans cette proposition, la couche du muscle a été traitée dans un volume cylindrique, alors que la couche de la graisse par un volume planaire.

Dans ce présent travail, nous proposons une solution analytique au modèle de muscle triangulaire en respectant parfaitement l'approche entreprise par D. Farina et R. Merletti

appliquée au cas de muscles planaires [24]. Nous montrons que l'approche [24] est très générale et peut être même appliquée pour le cas de volumes conducteurs variants dans l'espace (modèle triangulaire) sans aucune modification. Pour atteindre cet objectif le mémoire est organisé en quatre chapitres.

Dans le premier chapitre, nous aborderons notre étude par la présentation du muscle squelettique strié. Puis, nous aborderons le vaste domaine de l'électromyographie d'une manière non exhaustive, en présentant les définitions de bases et les moyens utilisés pour la détection.

Dans le deuxième chapitre, nous allons présenter la solution au problème de la non invariance dans l'espace du volume conducteur triangulaire dans un système de coordonnées cartésiennes. Nous nous focalisons en particulier sur la nécessité de décrire soigneusement les caractéristiques du tenseur de la conductivité du volume conducteur et des propriétés de sa surface de détection plutôt que de se focaliser exclusivement sur la description de la géométrie. Nous allons montrer que l'approche proposée par Farina et Merletti dans [24] est très générale et peut être même utilisée pour la simulation des signaux EMG de surface générés par un modèle de muscles triangulaires.

Dans le troisième chapitre, nous simulerons les potentiels d'actions SFAP générés par une source de courant analytique. Une attention très particulière est accordée à la simulation du potentiel du volume conducteur afin d'apporter des explications très claires pour la compréhension du comportement du volume conducteur triangulaire variant dans l'espace.

Enfin dans le dernier chapitre, Nous allons étudier l'influence de tous les paramètres anatomiques et physiques décrivant les propriétés du volume conducteur triangulaire et l'influence des paramètres du système de détection sur le potentiel d'action SFAP détecté à la surface de la peau.

INTRODUCTION GENERALE

Les signaux électromyographiques (EMG) de surface détectés par des électrodes posées à la surface de la peau contiennent des informations sur l'activité globale du muscle. Leurs caractéristiques sont reliées et dépendent de l'anatomie et de la physiologie des unités motrices (MU) actives et des paramètres du système de détection [60]. La modélisation est la solution envisagée par plusieurs auteurs pour faciliter l'analyse et la compréhension des signaux EMG de surface [3], [8], [16], [24], [25], [28], [35], [36], [51], [54], [60], [62], [63] et [74]. Elle est donc fondamentale pour l'investigation des relations entre les caractéristiques du signal EMG de surface et les processus physiologiques musculaires [28].

Il existe 4 types de muscles classés suivant l'arrangement spatial de toutes les fibres qui les composent. Il s'agit des muscles parallèles, obliques, circulaires et triangulaires. Les trois premiers types de muscles ont été déjà modélisés avec une technique appelée « technique de filtrage spatial 2-D » qui est caractérisée par l'exactitude des solutions analytiques obtenues et la rapidité dans les calculs des potentiels d'actions extracellulaires d'une seule fibre (SFAP) et pour une seule unité motrice (MUAP) [24], [28] et [63]. Cette technique a été appliquée d'abord pour la génération du signal EMG de surface dans un volume conducteur composé de muscles parallèles planaires [24], ensuite dans un volume conducteur composé de muscles obliques [63] et enfin dans un volume conducteur composé de muscles parallèles cylindriques et circulaires [28]. Notons que tous ces volumes conducteurs sont invariants dans l'espace.

Le modèle du muscle triangulaire, étant variant dans l'espace, est complètement différent des autres types de muscles. Cette invariance se traduit par des changements de forme des potentiels d'actions SFAP détectés suivant la direction de propagation des potentiels d'actions intracellulaires (IAP). Une solution analytique de ce type du muscle triangulaire a été proposée par L. Mesin [62] en considérant un volume conducteur composé de deux couches (muscle, graisse). Dans cette proposition, la couche du muscle a été traitée dans un volume cylindrique, alors que la couche de la graisse par un volume planaire.

Dans ce présent travail, nous proposons une solution analytique au modèle de muscle triangulaire en respectant parfaitement l'approche entreprise par D. Farina et R. Merletti

appliquée au cas de muscles planaires [24]. Nous montrons que l'approche [24] est très générale et peut être même appliquée pour le cas de volumes conducteurs variants dans l'espace (modèle triangulaire) sans aucune modification. Pour atteindre cet objectif le mémoire est organisé en quatre chapitres.

Dans le premier chapitre, nous aborderons notre étude par la présentation du muscle squelettique strié. Puis, nous aborderons le vaste domaine de l'électromyographie d'une manière non exhaustive, en présentant les définitions de bases et les moyens utilisés pour la détection.

Dans le deuxième chapitre, nous allons présenter la solution au problème de la non invariance dans l'espace du volume conducteur triangulaire dans un système de coordonnées cartésiennes. Nous nous focalisons en particulier sur la nécessité de décrire soigneusement les caractéristiques du tenseur de la conductivité du volume conducteur et des propriétés de sa surface de détection plutôt que de se focaliser exclusivement sur la description de la géométrie. Nous allons montrer que l'approche proposée par Farina et Merletti dans [24] est très générale et peut être même utilisée pour la simulation des signaux EMG de surface générés par un modèle de muscles triangulaires.

Dans le troisième chapitre, nous simulerons les potentiels d'actions SFAP générés par une source de courant analytique. Une attention très particulière est accordée à la simulation du potentiel du volume conducteur afin d'apporter des explications très claires pour la compréhension du comportement du volume conducteur triangulaire variant dans l'espace.

Enfin dans le dernier chapitre, Nous allons étudier l'influence de tous les paramètres anatomiques et physiques décrivant les propriétés du volume conducteur triangulaire et l'influence des paramètres du système de détection sur le potentiel d'action SFAP détecté à la surface de la peau.

Chapitre 1

LE MUSCLE SQUELETTIQUE STRIE ET L'ELECTROMYOGRAPHIE (EMG)

1.1. Introduction

Les aspects les plus révélateurs de la vie en générale et en particulier de la vie animale sont sans doute les phénomènes électriques intimement liés aux activités métaboliques des cellules vivantes. On met ces phénomènes en évidence à l'aide d'électrodes appliquées en surface ou introduites (aiguilles) dans la profondeur des tissus. On peut alors capter des différences de potentiel et enregistrer leurs variations au cours du temps. Le métabolisme ou l'activité chimique qui caractérise l'état vivant dans chaque tissu et dans chaque cellule, engendre des forces électromotrices (f.é.m.) parce qu'il existe dans chaque cellule des mécanismes physico-chimiques capables de séparer des ions de signes opposés et d'orienter les molécules polaires. Ces phénomènes biologiques électrogènes, appelés aussi bioélectriques, font avec les techniques qui y sont associées l'objet d'une science appelée l'électrophysiologie [44]. Avant d'aborder le problème de la modélisation, il est capital d'abord, de présenter le muscle squelettique strié d'une manière assez détaillée en étudiant son aspect structural et fonctionnel afin de comprendre le phénomène de la contraction musculaire réversiblement liée à l'activité électrique du muscle. Puis, nous aborderons le vaste domaine de l'électromyographie d'une manière non exhaustive en présentant les définitions de bases et les moyens utilisés pour la détection des signaux EMG. Ces deux parties à savoir, les caractéristiques anatomiques et physiologiques du muscle et l'électromyographie forment le support nécessaire pour la modélisation des signaux EMG où les résultats de simulation sont exploités dans le but d'interpréter et de corréler les caractéristiques anatomiques et physiologiques du muscle aux caractéristiques du signal EMG et inversement.

1.2. Aperçu historique

La forte décharge naturelle de certains poissons électriques est le premier phénomène bioélectrique qui se manifesta – désagréablement – à l'homme. Il revint à John Walsh, à La Rochelle en 1772, d'en faire la démonstration sur la torpille. L'Italien Carlo Matteucci (1840) et l'Allemand Emil Du Bois-Reymond (1848), auteurs des deux premiers traités d'électrophysiologie, eurent le mérite de rapprocher ces faits des manifestations à peine perceptibles qu'avaient découvertes quelque temps auparavant à Bologne le biologiste Luigi Galvani et son équipe. Une simple patte de grenouille, détachée avec son nerf dans une expérience célèbre relatée en 1791, Galvani l'avait vue se contracter lorsqu'on la touchait avec une pince à branches métalliques différentes. L'expérience fondamentale de l'école de Bologne, publiée en 1794 dans un tract anonyme, a prouvé l'existence de sources d'électricité dans l'intimité d'un tissu vivant [44].

1.3. ANATOMIE DU MUSCLE SQUELETTIQUE STRIE

Les muscles représentent 40 à 50 % du poids total du corps humain. La fonction principale des muscles squelettiques striés consiste à produire des forces et des mouvements en se contractant. Le phénomène de contraction de ces muscles, placée sous le contrôle du système nerveux somatique, permet non seulement à l'homme de se déplacer dans son environnement, mais aussi de participer à un rôle important dans la régulation thermique du corps humain [17], [31] et [64].

Chez l'homme, il existe trois types de muscles [17] et [42] :

- 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.

1.3.1. Structure d'un muscle squelettique strié

Un muscle squelettique strié est constitué de milliers de cellules musculaires cylindriques nommées fibres musculaires (fig.1.1). Chaque fibre musculaire squelettique est un cylindre ayant un diamètre de 10 à 100 microns et une longueur qui peut atteindre 30 cm. Chaque fibre est enveloppée et séparée des autres par une mince couche de tissu conjonctif « l'endomysium ». Une autre couche de tissu conjonctif « le périmysium », enveloppe jusqu'à 150 fibres pour former un faisceau. Un fascia de tissu conjonctif fibreux « l'épimysium », qui est une gaine protectrice, enveloppe l'ensemble du muscle et se referme aux extrémités et s'unit aux autres enveloppes du tissu intramusculaire pour former le tissu conjonctif dense et fort des tendons. Les tendons réunissent chaque extrémité du muscle à la membrane externe des os « le périoste ». Le « sarcolemme » qui est une fine membrane élastique située sous l'endomysium, entoure chaque fibre musculaire et délimite le contenu cellulaire de la fibre [31] et [64].

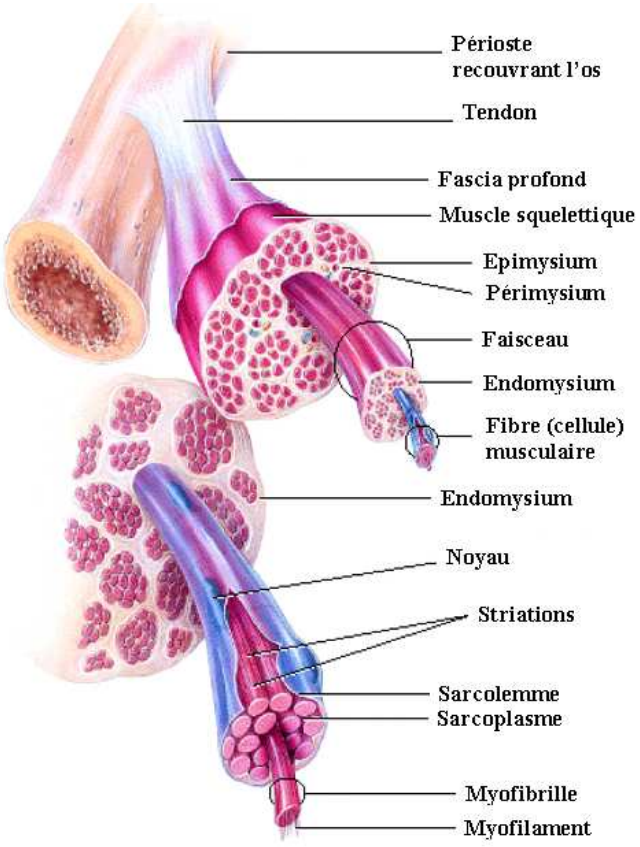


Fig. 1.1. Anatomie d'un muscle squelettique strié [17].

1.3.2. Innervation et vascularisation du muscle

Outre les fibres musculaires et le tissu conjonctif qui le constituent, un muscle est parcouru par des vaisseaux sanguins et des fibres nerveuses. L'activité normale d'un muscle est tributaire de son innervation. Chaque fibre musculaire squelettique est en contact avec une terminaison nerveuse (plaque motrice) qui régit son activité. Les fibres nerveuses motrices (ou nerfs moteurs) transmettent aux muscles les ordres émis (influx nerveux) par le système nerveux central. Les muscles se contractent de façon consciente (par exemple le biceps qui plie le bras) ou inconsciente (les muscles respiratoires). Assurée par des artères et des veines, la vascularisation est essentielle au fonctionnement musculaire. Les artères fournissent au tissu musculaire les nutriments et l'oxygène nécessaire à son fonctionnement. Les veines suivent le chemin inverse de celui des artères. La circulation de retour débarrasse le muscle des déchets provenant du travail musculaire (acide lactique, dioxyde de carbone ou CO2). L'accumulation de l'acide lactique nuit à la poursuite de l'effort musculaire [42].

1.3.3. Caractéristiques des muscles [42]

a) Excitabilité

C'est la faculté de percevoir un stimulus et d'y répondre.

b) Contractilité

C'est la capacité de se contracter avec force en présence de la stimulation appropriée. Cette propriété est spécifique du tissu musculaire.

c) Elasticité

L'élasticité est une propriété physique du muscle. C'est la capacité des fibres musculaires de s'étirer et de répondre leur longueur de repos après l'étirement. L'élasticité joue un rôle d'amortisseur lors de variations brutales de la contraction.

d) Extensibilité

C'est la faculté d'étirement. Lorsque les fibres musculaires se contractent, elles raccourcissent. Lorsqu'elles sont relâchées, on peut les étirer au-delà de la longueur de repos.

e) Plasticité

Le muscle a la propriété de modifier sa structure selon le travail qu'il effectue. Selon le type d'entraînement (ou d'utilisation), le muscle s'adapte au type d'effort. Ainsi, on peut rendre un muscle plus résistant ou plus endurant. Chez les coureurs sprinters, il existe une prédominance de fibres musculaires de type « résistant » au niveau des membres inférieurs alors que chez les coureurs marathoniens, ce sont les fibres musculaires de type « endurant » qui prédominent.

1.3.4. Les différents types de fibres musculaires striées [17] et [42]

On distingue classiquement deux types de fibres musculaires.

a) Les fibres de type I (à contraction lente ou fibres rouges)

Elles sont nombreuses dans les muscles rouges. De petits diamètres, leurs vitesse de contraction est lente (Slow Twich : ST) et sont caractérisées par une charge élevée en myoglobine et une vascularisation développée. Ces fibres contiennent de nombreuses mitochondries et peu de glycogène. Elles peuvent rester actives longtemps car elles sont peu fatigables, c'est pourquoi elles sont surtout sollicitées lors d'exercices peu puissants et prolongés (maintien de la posture).

b) Les fibres de type II (à contraction rapide ou fibres blanches)

Elles sont localisées dans les muscles pâles, de diamètre nettement plus élevé, sont moins riches en myoglobine (donc blanches). Leur vitesse de contraction est rapide d'où leur appellation (Fast Twich : FT). Elles sont peu vascularisées et renferment peu de mitochondries, cependant elles sont riches en glycogène. Ces fibres sont très fatigables, mais très puissantes, elles sont sollicitées lors des exercices brefs mais intenses.

1.4. PHYSIOLOGIE DU MUSCLE SQUELETTIQUE STRIE

1.4.1. L'unité motrice

Un même motoneurone innerve plusieurs fibres musculaires. L'ensemble du motoneurone et des fibres musculaires innervées par ce motoneurone s'appelle une unité motrice (fig. 1.2).

Toutes les fibres musculaires d'une même unité motrice possèdent les mêmes propriétés physiologiques, histochimiques et enzymatiques et sont activées de façon synchrone après stimulation de la fibre nerveuse (principe de tout ou rien). Les fibres musculaires d'une même unité motrice ne sont pas contiguës mais dispersées comme le montre la technique de la déplétion glycogénique (technique de stimulations électriques répétées d'une fibre nerveuse jusqu'à épuisement de la réponse motrice par déplétion glycogénique, puis coloration) [17], [31] et [62].

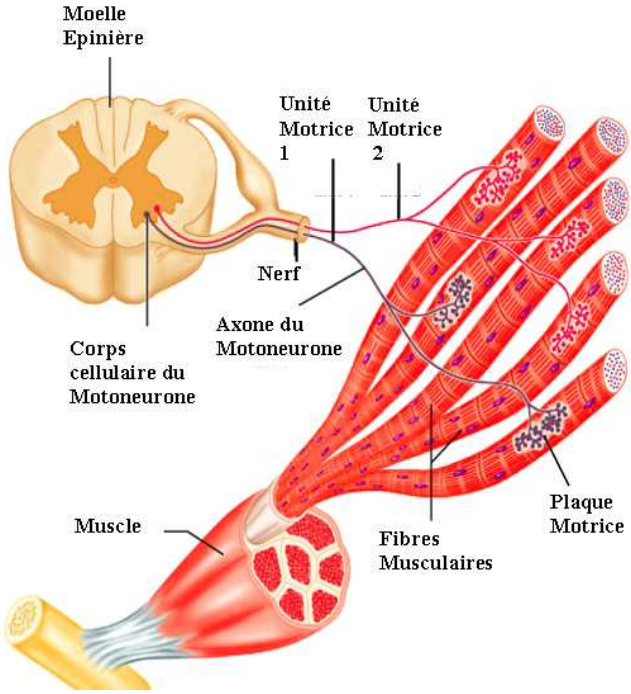


Fig. 1.2. Structure d'une unité motrice [31].

1.4.2. Théorie de l'inter digitation

Actuellement, tout porte à croire que la contraction musculaire se fait Grâce à un système de glissement entre les filaments fins d'actine et les filaments épais de myosine [17], [31] et [62].

1.4.3. Couplage excitation - contraction [42]

Le muscle possède une propriété particulière, celui d'être un tissu excitable. L'excitation d'un muscle est le préalable à sa contraction. Pour qu'une fibre musculaire se contracte, il faut qu'un courant électrique ou potentiel d'action soit appliqué au niveau de sa membrane

(sarcolemme). On appelle couplage excitation-contraction, les mécanismes par lesquels le signal électrique de la membrane musculaire déclenche les phénomènes physico-chimiques de la contraction. Ces phénomènes font augmenter temporairement la concentration en ions calcium (Ca^{++}) à l'intérieur de la fibre musculaire ce qui provoque immédiatement sa contraction. La contraction est déclenchée par une stimulation des motoneurones de la moelle épinière par les centres nerveux supérieurs.

La contraction se décompose en plusieurs étapes :

- La plaque motrice est la zone de contact entre la terminaison nerveuse du motoneurone et de la fibre musculaire. Elle permet par l'intermédiaire d'une substance chimique, l'acétylcholine, de transmettre l'excitation du motoneurone à la fibre musculaire (fig. 1.3. phase 1).
- L'acétylcholine se fixe sur la membrane musculaire grâce à un récepteur spécifique (récepteur de l'acétylcholine). Cette fixation déclanche un signal qui va se propager à la superficie de la fibre musculaire (fig. 1.3. phase 1 et 2).

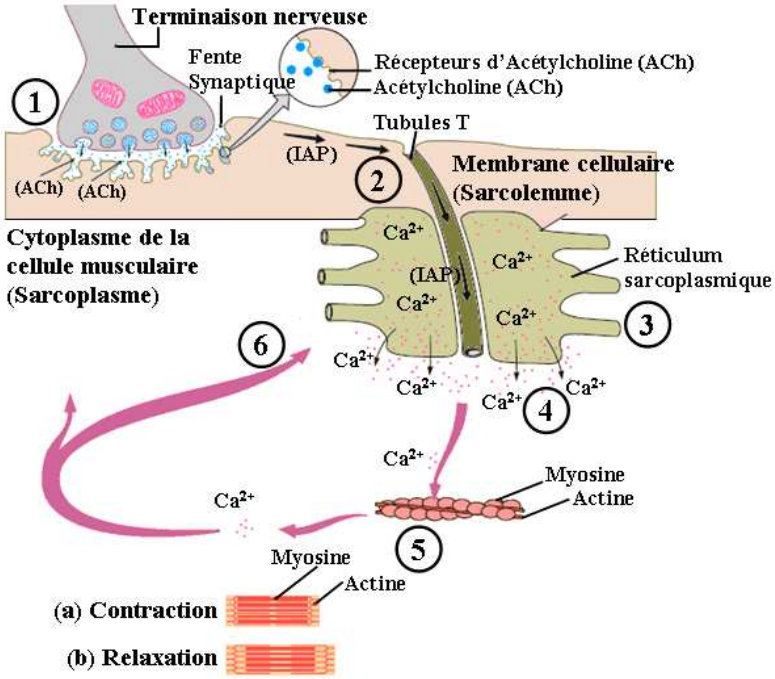


Fig. 1.3. Schémas représentatif du phénomène couplage « excitation - contraction » [42].

- Le couplage excitation - contraction débute à ce moment. Le potentiel d'action intracellulaire (IAP) se propage tout le long de la membrane musculaire (sarcolemme), pénètre profondément à l'intérieur de la fibre grâce aux tubules transverses et provoque la libération d'ions calcium (Ca^{++}) à partir des citernes terminales du réticulum sarcoplasmique. Ce qui conduit à l'augmentation de la concentration des ions du calcium dans le cytoplasme de la fibre musculaire (fig. 1.3. phase 2, 3 et 4).
- Cette augmentation de la concentration en ions (Ca^{++}) va être à l'origine du déclenchement du mécanisme moléculaire de la contraction qui provoque la fixation et le glissement des filaments protéiques d'actine et de myosine (fig. 1.3. phase 5).
- La phase de relaxation musculaire survient lorsque l'excitation nerveuse cesse : le calcium libéré dans le cytoplasme est alors recapté, grâce à un transporteur, au niveau du réticulum sarcoplasmique longitudinal. En l'absence de calcium, le complexe troponine - tropomyosine intervient à nouveau pour empêcher toute interaction entre les filaments d'actine et de myosine (fig. 1.3. phase 6).

1.5. L'ÉLECTROMYOGRAPHIE

1.5.1. 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 [66]. Basmajian et De Luca ont définit 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 [66].

1.5.2. 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 [66].

On peut citer ci-après quelques domaines d'applications [66] :

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

1.5.3. Les intérêts typiques de l'EMG

Les bienfaits de l'EMG ont étés exploités dans plusieurs domaines relatifs à la médecine et à l'ingénierie [66].

Les intérêts typiques de la technique EMG sont [66] :

- Elle permet de voir directement dans le muscle.
- Elle permet de mesurer la performance musculaire.
- Elle aide dans la prise de décision avant et après les opérations chirurgicales.
- Elle aide à l'élaboration des documents de traitement et les régimes d'entraînements.
- Elle aide les patients à découvrir et entraîner leurs muscles.
- Elle permet d'analyser les méthodes d'amélioration des activités sportives.
- Elle permet de détecter la réponse des muscles la plus adéquate pour des études ergonomiques.

1.6. ASPECTS CLINIQUES RELIES À L'EMG

1.6.1. Potentiel d'action de membrane intracellulaire

Si un certain niveau de seuil du flux de concentration en ions de sodium (Na^{+}) entrant à l'intérieur de la fibre musculaire est dépassé, cela va provoquer la dépolarisation de sa membrane et produis en conséquence un potentiel d'action (fig. 1.4) qui passe instantanément d'une valeur d'environ -80 millivolts à plus de 30 millivolts. Cette onde d'excitation provoque le largage des ions du calcium (Ca^{++}) dans l'espace intracellulaire de la fibre par le système tubulaire. Ainsi, le calcium responsable du mécanisme du couplage « excitation - contraction » déclanche au niveau des myofilaments l'activation du processus de contraction musculaire. Aussitôt suivi d'une phase de re-polarisation qui correspond à la sortie massive des ions du sodium et après d'une longue phase d'hyperpolarisation où l'état initial de la membrane (environ -80 millivolts) est de nouveau rétabli et maintenu par la pompe ionique « sodium – potassium » jusqu'à une nouvelle excitation nerveuse et le phénomène se reproduit de nouveau [66].

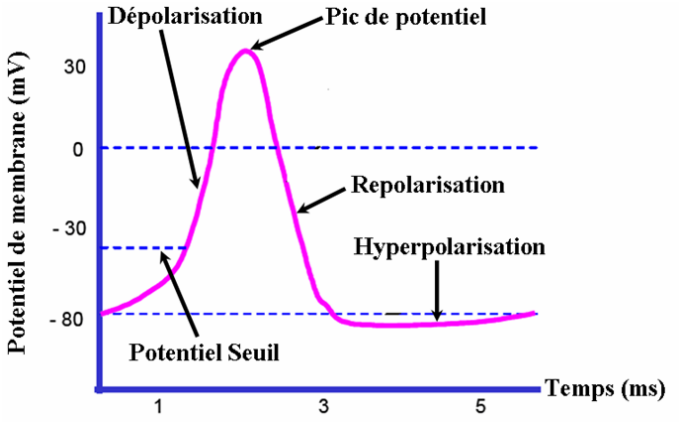


Fig. I. 4. Potentiel d'action intracellulaire ou de membrane [66].

1.6.2. Unité fonctionnelle en EMG

La plus petite unité fonctionnelle pour décrire le contrôle neuronal du processus de la contraction musculaire est appelée une unité motrice. Le terme « unité » souligne le comportement de toutes les fibres appartenant à une seule unité motrice, par leurs réponses synchrones à une stimulation nerveuse en se contractant d'un seule coup comme s'il s'agit d'une seule fibre [66].

1.6.3. Stratégie du recrutement des unités motrices

a) Le principe de taille

La mise en jeu des unités motrices (UMs) se fait dans un ordre bien déterminé connu sous le nom de « principe de taille » (Henneman, 1957). Ce principe stipule que le recrutement des motoneurones est fonction à la fois de leur diamètre et de leur excitabilité. Par conséquent, ce sont ceux qui sont le plus facilement excitables qui seront mis en jeu les premiers. Les UMs qui répondent à cette définition sont les UMs de type I. Elles possèdent des motoneurones de petit diamètre (moins d'isolant donc, plus excitables) et développent des forces très faibles. Viennent ensuite les UMs de type IIa dont la force est plus importante et dont le diamètre de motoneurone est plus élevé. Enfin, les UMs IIb sont mises en jeu pour les tensions les plus élevées car, du fait de leur isolation (gaine de myéline), il leur faut de forte décharge pour être sollicitée. De plus, ce sont celles qui possèdent la force la plus élevée. Néanmoins, l'augmentation de la force entraîne un chevauchement des activités des UMs de type différents, ce qui permet un contrôle très fin de cette augmentation [42], [44], [66] et [79]. Cet ordre de recrutement semble logique puisque [42] et [44] :

- Nous sommes capables de maintenir pendant une très longue durée une posture donnée comme la station debout, le travail musculaire connu pour solliciter principalement les fibres de type I.
- Nous ne sommes capables d'exécuter un mouvement d'une forte intensité que pendant un temps limité, le travail musculaire faisant intervenir en plus les UMs de type II.

b) Le recrutement spatial

Autre principe de recrutement des UMs, l'application de l'adage « l'union fait la force » ou simplement la synchronisation des UMs pour augmenter la force développée par le muscle. Ce mécanisme intervient pour la production de force allant jusqu'à 80% de la force maximale du pool d'UMs considéré. Les 20% restant font intervenir un autre mécanisme expliqué ci-après [42] et [44].

c) Le recrutement temporel

Le recrutement temporel correspond à l'augmentation de la fréquence de décharge du

motoneurones afin de provoquer un accroissement de la tension de la même UM. Il permet d'atteindre les derniers pourcentages de force permettant d'obtenir ainsi le maximum du pool d'UMs stimulés [42] et [44].

1.6.4. EMG de surface [79]

La détection de l'EMG peut être utilisée pour l'analyse des potentiels d'une unité motrice. Dans le passé, la détection du potentiel d'une unité motrice a été seulement possible en utilisant d'une manière invasive des aiguilles ou des fils métalliques implantés à l'intérieur du muscle désiré. Dans ce cas, les signaux enregistrés sont obtenus sur une très petite surface de détection (plus sélective) et de plus, la distance entre la source du signal et l'électrode est réduite. Il est donc possible d'identifier l'activité d'une unité motrice.

Les inconvénients de l'EMG invasive sont :

- Les électrodes sont introduites à l'intérieur du muscle en pénétrant la couche de la peau. Ce qui provoque une gêne pour le patient et des risques d'infection.
- L'observation de la propagation de l'onde d'excitation n'est pas possible.
- Impossibilité d'exécuter des expériences répétées pour de longues durées.
- La répétition des expériences n'est pas fidèle.
- L'implantation d'une aiguille dans le muscle altère la forme de l'onde d'excitation. Ce qui conduit à aggraver d'avantage la difficulté d'enregistrer le potentiel d'une unité motrice.

Les électrodes de surface couvrent la plupart des restrictions mentionnées par la détection invasive.

- Elles sont plus pratiques à utiliser notamment pour des enregistrements répétés et de longues durées.
- Sont moins chers et produisent une estimation globale du potentiel détecté.
- L'application de ces électrodes est très simple et peut être conduite sans supervision médicale.
- Les potentiels enregistrés des unités motrices sont plus significatifs de l'activité du muscle (la propagation de l'onde d'excitation n'est pas déformée).

Les inconvénients de l'EMG de surface sont :

- Le potentiel résultant est une moyenne floue de tous les potentiels (crosstalk, diaphonie, bruit, etc.) détectés par les électrodes. En conséquence, c'est impossible d'identifier l'activité d'une seule unité motrice.
- Il est aussi impossible d'identifier l'activité des très petits et profonds muscles.

Dans le but de remédier à toutes les limitations de l'EMG de surface, des filtres spatiaux et des électrodes actives ont été introduites pour augmenter la sélectivité des mesures d'électromyogrammes.

1.6.5. Facteurs importants dans la mesure de l'EMG de surface

L'amplitude du signal EMG de surface change de l'ordre de microvolts à quelques millivolts [2]. Sa mesure dépend d'un certain nombre de facteurs telles que [34] :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire.
- La distance de l'électrode de la zone d'un muscle actif.
- Les propriétés du tissu sus-jacent (par exemple l'épaisseur de la peau et du tissu adipeux).
- Les propriétés des électrodes et des amplificateurs.
- La qualité du contact entre l'électrode et la peau.

Dans la plupart des cas, l'information sur la durée et l'intensité de la contraction musculaire est souvent souhaitable (surtout pour l'EMG clinique). Le reste des facteurs aggravent seulement le caractère aléatoire des enregistrements des signaux EMG de surface. L'interprétation des résultats est par conséquent de plus en plus difficile. Néanmoins, il existe des méthodes pour réduire l'effet des facteurs non musculaires sur les propriétés du signal EMG de surface.
Par exemple, beaucoup de cette variabilité dans l'amplitude du signal EMG de surface peut être réduite au minimum à travers :

- L'utilisation de mêmes types d'électrodes et d'amplificateurs.
- Assurance de l'uniformité de la qualité du contact entre les électrodes et la surface de la peau.

Pour les mêmes sujets, le caractère aléatoire du signal EMG de surface peut être également réduit avec des sessions d'enregistrements consécutives en plaçant les électrodes dans le même endroit (site de détection) sur la surface de la peau. En outre, il y a d'autres méthodes de normalisation du signal EMG pour réduire la variabilité des enregistrements entre les mêmes et différents sujets. Plusieurs des plus importantes éditions concernant l'acquisition et l'analyse du signal EMG de surface ont été récemment adressées dans une initiative d'un consensus multinational appelé « SENIAM » (SENIAM : Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [32].

1.6.6. Les électrodes

Les électrodes sont des éléments conducteurs qui convertissent les courants « ioniques » générés à l'intérieur des muscles en courant « électriques » dans le but d'être exploités par les circuits électroniques comme un potentiel de tension. Plusieurs types d'électrodes sont utilisés dans la détection des signaux EMG qu'on peut les classées en deux catégories bien distinctes qui sont :

- Les électrodes de surfaces (surfaces métalliques conductrices) utilisées en EMG de surface.
- Les électrodes implantées (aiguilles ou fils de métal) utilisées en EMG invasive.

1.6.6.1. Types d'électrodes de surface

Deux types d'électrodes de surface sont généralement utilisés :

- Électrodes sèches en contact direct avec la peau.
- Électrodes gélifiées en utilisant un gel électrolytique comme « interface chimique » entre la peau et la pièce métallique de l'électrode.

a) Électrodes Sèches

Les électrodes sèches sont principalement utilisées dans des applications où la géométrie ou la taille des électrodes ne permet pas l'application de gel [34]. Les électrodes en forme de barrettes et les électrodes en rangée sont des exemples des électrodes sèches. Avec les électrodes sèches, il est commun d'avoir une circuiterie du préamplificateur à l'emplacement

de l'électrode (électrodes actives), dû en partie à l'impédance élevée de l'interface peau - d'électrode liée aux électrodes sèches. Ainsi, les électrodes sèches (typiquement > 20g) sont considérablement plus lourdes que les électrodes gélifiées (< 1g). Cette inertie de masse, augmente la difficulté dans la fixation et le maintien de ce type d'électrodes.

b) Électrodes Gélifiées

Les électrodes gélifiées emploient un gel électrolytique comme interface chimique entre la peau et la pièce métallique de l'électrode. Les réactions chimiques oxydantes et réductrices ont lieu dans cette région de contact. L'Argent - chlorure d'argent (Ag- AgCl) est le composé le plus commun pour la pièce métallique d'électrodes gélifiées. La couche d'AgCl permet au courant du muscle de passer plus librement à travers la jonction entre électrolyte et l'électrode. Ceci présente moins de bruit électrique dans la mesure par rapport aux électrodes métalliques équivalentes (par exemple Ag). En raison de ce fait, les électrodes Ag-AgCl sont utilisées dans plus de 80% des applications en EMG de surface [15]. Les électrodes gélifiées peuvent être jetables ou réutilisables puisqu'elles sont très légères. Avec l'application appropriée, elles réduisent au minimum le risque de déplacement d'électrode même pendant les mouvements rapides.

1.6.6.2. Recommandations de SENIAM pour les électrodes de surface bipolaires [32]

L'initiative de SENIAM se porte sur :

- Forme des l'électrodes.
- Dimensions des l'électrodes.
- Distances inter électrodes.
- Matériel de fabrication des l'électrodes.
- Construction des électrodes.

1.6.6.3. Impédance « peau – électrode »

L'interface électrode – peau a une impédance qui dépend de plusieurs facteurs à savoir :

- L'épaisseur de la peau.
- La netteté de la peau (il faut un nettoyage de la surface de la peau avant de placer les électrodes en enlevant la graisse, l'huile et les cellules de la peau morte).

- L'aire de la surface des électrodes.
- La température de la pâte ou du gel électrolytique et de la peau (avec l'exercice ou avec plusieurs répétitions d'un mouvement, la chaleur de la pâte ou du gel, de la peau changent).

Avec des électrodes de surface, il est désirable de réduire l'impédance en dessous de 5 k Ω (pour les électrodes implantées, l'impédance peut être de l'ordre de 50 kΩ). Une méthode efficace pour diminuer les effets de l'impédance de la peau est d'utiliser des électrodes d'Ag-AgCl. Cette électrode se compose d'une surface en métal d'argent platée avec une couche mince d'un matériau de chlorure d'argent [15].

1.7. Sources de bruit [34]

Il y a plusieurs types de bruit dont on peut citer les suivants :

- Bruit ambiant généré par les dispositifs électromagnétiques tels que les appareils électroniques, transformateurs, lignes de puissance…etc.
- Bruit d'équipement dus au mouvement des fils, des électrodes, de la peau et des amplificateurs.
- Bruit de transduction généré dans la jonction électrode – peau.
- Bruit bio - électrique produit par le sujet lui-même tel que les signaux générés par les muscles involontaires (Battements du coeur, respiration).
- Interférences (Crosstalk) - Diaphonie (dans les petits muscles, les électrodes peuvent enregistrer l'activité électrique d'un ou de plusieurs muscles voisins).

1.8. Rapport signal sur bruit

La technique d'enregistrement bipolaire permet de diminuer le niveau du bruit dans le signal EMG. La qualité du signal EMG mesuré est souvent décrite par le rapport SNR (SNR : Signal to Noise Ratio) entre le Signal EMG mesuré et la contribution du bruit de l'environnement non désiré. Le but est de maximiser l'amplitude du signal tout en réduisant au minimum le bruit [34]. Ce rapport de signal - bruit est déterminé presque exclusivement par les électrodes et plus spécifiquement par les propriétés du contact « peau - électrolyte – électrode ».

1.9. Traitement du signal EMG

L'avènement de l'électronique moderne et le processus de l'amplification différentielle ont permis la mesure des signaux EMG de surface avec une faible contamination aux bruits et une grande fidélité de signal (à grand rapport signal - bruit). Avec l'amplification différentielle, il est maintenant possible de mesurer ou de détecter toute la largeur de bande effective du signal EMG de surface dans le but d'un traitement numérique du signal.

Une valeur EMG normalisée est ajustée par rapport à une référence. L'amplitude du signal EMG de surface est normalisée pour permettre de comparer entre différents sujets, mêmes sujets, sur différents jours, etc. Souvent la normalisation est faite par rapport à la contraction maximale volontaire (MVC) [79].

Les figures 2-D des deux derniers chapitres sont normalisées par rapport à l'amplitude maximale du signal.

1.10. 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 corréler 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. Ces deux volets constituent ensemble, les données de bases pour une modélisation du signal SEMG pour une meilleur (la plus réaliste possible) simulation des signaux EMG de surface générés par des programmes informatiques. 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

MODELISATION DU POTENTIEL D'ACTION EXTRACELLULAIRE GENERE PAR UNE SEULE FIBRE MUSCULAIRE (SFAP)

2.1. 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 [10]. La modélisation est fondamentale pour l'investigation des relations entre les caractéristiques du signal EMG de surface et les processus physiologiques musculaires [28]. Plusieurs modèles de génération des signaux EMG de surface ont été décrit dans le passé [3], [6], [16], [25], [35], [36], [51], [54], [60] et [74]. La plupart des modèles de génération des signaux myoélectriques sont basés sur les travaux de Lorente de No [52], Clarck et Plonsey [4], [7] et Ronsenfalck [73] qui ont mis les fondements mathématiques pour les futures investigations [60]. Les aspects importants de la modélisation du potentiel du signal EMG de surface sont [24] :

- La possibilité de simuler n'importe quelle source de courant [6] et [9].
- La description du volume conducteur en tenant compte des couches sous-cutanées [30], [36] et [72].
- L'inclusion de la génération des IAP (IAP : Intracellular Action Potentials) aux niveau des plaques motrices, leurs propagations tout au long des fibres et de leurs extinction aux niveau des tendons [6], [8], [36], [37], [38], [46], [47], [60], et [67].
- La description du potentiel généré par une unité motrice comme étant la somme des potentiels générés par chacune de ses fibres.
- La possibilité de simuler un système de détection unidimensionnel (1-D) ou bidimensionnel (2-D) [13], [22], [59], [69] et [71].
- La possibilité de simuler l'effet de la forme et des dimensions des électrodes [6],

[9], [33] et [40].

- La simulation des contractions musculaires volontaires et stimulées [40] et [60].
- La simulation du phénomène de la fatigue relié au recrutement spatio-temporel des unités motrices [24].

Dans les années récentes, les avancées dans la modélisation des signaux EMG de surface sont focalisées sur la description du volume conducteur [24], [27], [28], [63], sur le système de détection [24], [28] 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 [24], [27] et [28]. Dans ce présent travail, nous avons présenté la solution au problème de la non invariance dans l'espace d'un volume conducteur modélisant un muscle triangulaire. Nous avons décrit soigneusement la géométrie du volume conducteur triangulaire avec un système de coordonnées cartésiennes, la surface de détection du signal EMG de surface et les caractéristiques de son tenseur de conductivité. Nous avons généralisé l'approche proposée par Farina et Merletti dans [24] pour élaborer un modèle de génération des signaux EMG de surface détectés dans un volume conducteur triangulaire variant dans l'espace. Pour la description de la source, nous avons repris l'approche proposée dans [24] avec une légère adaptation à notre modèle du muscle triangulaire. Et pour l'analyse du système de détection, nous avons proposé une combinaison linaire adaptée à la spécificité de la variance dans l'espace du volume conducteur triangulaire pour le calcul de la fonction de transfert du filtre spatial et au calcul de la fonction de transfert du filtre global. Néanmoins, l'application de cette combinaison linaire est bien sûr valide pour le calcul de la fonction de transfert du filtre global dans le cas de volumes conducteurs invariants dans l'espace. Ce modèle de génération des signaux EMG de surface par un muscle triangulaire est considéré comme étant un travail original basé sur des dérivations analytiques et constitue un pas en avant dans la modélisation des signaux EMG de surface.

2.2. Principes de génération des signaux EMG de surface par un modèle mathématique

Les étapes principales dans l'élaboration d'un modèle de génération des signaux EMG de surface sont [27] :

- La description de la source de courant (la modélisation de la génération, de la propagation et de l'extinction des IAP).

- La modélisation du volume conducteur, c'est à dire la description mathématique des propriétés locales (tenseur de la conductivité) avec une formulation basée sur les équations différentielles partielles (équation de Poisson) et l'analyse de la géométrie et les conditions aux limites du volume conducteur.
- La modélisation du système de détection, c'est à dire la modélisation de l'arrangement spatial des électrodes (filtre spatial), de leurs formes, de leurs dimensions et de leurs distances inter électrodes.

Le volume conducteur peut être décrit analytiquement [6], [16], [24], [28], [35], [36] et [63] ou numériquement [54] et [74]. Nous nous référerons aux méthodes analytiques quand la réponse impulsionnelle du volume conducteur est obtenue par une expression mathématique dépendante des paramètres du système [28]. Les solutions analytiques peuvent être obtenues seulement pour des cas spécifiques. Les méthodes numériques sont nécessaires quand les conditions considérées sont plus complexes [54]. Les méthodes analytiques sont souvent plus efficaces dans les calculs que les méthodes numériques. Elles nous permettent d'avoir des interprétations faciles, par rapport aux méthodes numériques, des changements dans les caractéristiques du signal par les paramètres du système [28]. Néanmoins, les solutions analytiques sont cruciales pour plusieurs raisons [27] :

- Pour déterminer la dépendance théorique des solutions pour des paramètres spécifiques du système.
- Pour vérifier l'exactitude des méthodes numériques.
- Pour réduire le temps de calcul (notamment, quand la modélisation est utilisée pour résoudre le problème inverse).

Pour toutes ces raisons citées ci-dessus, il est évident d'opter pour les méthodes analytiques quand cela est possible et d'appliquer les méthodes numériques uniquement quand la géométrie du volume conducteur et les propriétés de son tenseur de la conductivité sont très complexes. L'utilisation des méthodes numériques qui sont compliquées et relativement moins exactes, obtenues avec un temps de calcul très conséquent, doit être justifiée par la complexité du modèle lui-même. Les méthodes numériques nous permettent la description d'architectures musculaires complexes qui sont moins tenables avec les méthodes analytiques [28]. Durant les dernières années, les efforts ont été dévoués aux simulations des signaux EMG de surface générés par des volumes conducteurs complexes [28], [54] et [63]. L'impact d'une description très détaillée des propriétés locales (tenseur de la conductivité) du volume conducteur est d'une importance

critique puisque cela affecte la validité du résultat recherché (potentiel EMG de surface).

2.3. Modèle 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 [52]. 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) [47].

2.4. DESCRIPTION DES CARACTERISTIQUES D'UN VOLUME CONDUCTEUR

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. En général, un volume conducteur peut présenter un tenseur de conductivité qui est fonction de la position (variant dans l'espace), du temps (variant dans le temps) et du potentiel (non linéaire) [27]. Dans ce qui suit, nous allons définir les principaux concepts de base, très utiles dans l'étude et la classification des volumes conducteurs.

2.4.1. Volumes conducteurs linéaires

Si le tenseur de la conductivité est fonction du potentiel local, le volume conducteur est dit non linéaire. L'équation de Poisson est donc non linéaire. Les problèmes simples concernent des volumes conducteurs linéaires. Dans ces cas, les méthodes de transformations ne dépendent pas du potentiel. Ces méthodes peuvent être utilisées pour résoudre le problème de l'équation de Poisson dont les transformations dépendront uniquement de la géométrie du volume conducteur [27].

2.4.2. Isotropie

Un volume conducteur isotrope présente la même conductivité dans toutes les directions [27]. La définition mathématique de l'isotropie a été exprimée par Eringen [18] et [19] :

$$\underline{\underline{\sigma}}\,\underline{\underline{R}}\vec{V} = \underline{\underline{R}}\,\underline{\underline{\sigma}}\vec{V} \tag{2.1}$$

Où $\underline{\underline{R}}$ est une matrice rotation arbitraire, $\vec{V}$ est un vecteur arbitraire et $\underline{\underline{\sigma}}$ est la matrice

tenseur de la conductivité.

Nous proposons dans ce qui suit, une formule mathématique compacte décrivant le caractère (comportement) du volume conducteur par l'unique description des caractéristiques spatio-temporels de son tenseur de conductivité.

Soit un système de coordonnées homogènes [43]. Les deux vecteurs $\vec{P}'$ et $\vec{P}$ appartiennent au domaine de définition du volume conducteur Ω et $\underline{\underline{M}}$ est une matrice de transformation ortho - normale associe chaque point $\vec{P}$ à son image $\vec{P}'$. $\forall \vec{P}(x,y,z,w) \; et \; \vec{P}'(x',y',z',w) \in \Omega^2$, $\vec{P}'$ est obtenu par l'application $\underline{\underline{M}}$:

$$\vec{P}' = \underline{\underline{M}}\vec{P} \tag{2.2}$$

Avec

$$\underline{\underline{M}} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma)\cos(\beta) & -\sin(\gamma)\cos(\beta) & \sin(\beta) & t_x \\ \cos(\gamma)\sin(\beta)\sin(\alpha)+\sin(\gamma)\cos(\alpha) & \cos(\gamma)\cos(\alpha)-\sin(\gamma)\sin(\beta)\sin(\alpha) & -\cos(\beta)\sin(\alpha) & t_y \\ \sin(\gamma)\sin(\alpha)-\cos(\gamma)\sin(\beta)\cos(\alpha) & \sin(\gamma)\sin(\beta)\cos(\alpha)+\cos(\gamma)\sin(\alpha) & \cos(\beta)\cos(\alpha) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & w \end{bmatrix}$$

Où x, y, z sont les trois variables spatiales d'un système de coordonnées homogènes, w est le facteur d'échelle (dans un système de coordonnées cartésiennes $w=1$), $\underline{\underline{M}}$ est la matrice de transformation (dont l'opération de translation et de rotation assemblées dans une seule matrice d'ordre quatre), α, β, γ sont les angles de rotations autour des axes x, y, z respectivement, t_x, t_y, t_z sont les trois composantes d'un vecteur de translation.

L'isotropie est définie comme suit :

$$\forall \vec{P}(x,y,z,w) \; et \; \vec{P}'(x',y',z',w) \in \Omega^2 \; / \; w=1 \text{ et soit } (t_x = t_y = t_z = 0).$$

$$\forall (\alpha,\beta,\gamma) \in \Re^3 \Rightarrow \underline{\underline{\sigma}}\vec{P}' = \underline{\underline{\sigma}}\vec{P} \tag{2.3}$$

Ce concept est très utile pour vérifier la validité des solutions obtenues pour les deux types de volumes conducteurs invariant et variant dans l'espace. En particulier, le tenseur de la conductivité dans la couche du muscle dans le cas d'un volume conducteur variant dans l'espace qui est fonction de la position devient constant (invariant) dans chaque point si la couche du muscle est considérée comme isotrope (en théorie). Ce point sera montré en détail dans ce chapitre.

2.4.3. Homogénéité

Comme l'isotropie impose l'invariance du tenseur de la conductivité sous la « rotation », l'homogénéité impose l'invariance sous la « translation » [27]. Un volume conducteur est homogène, si son tenseur de la conductivité est constant dans chaque point par une translation effectuée dans n'importe quelle direction rectiligne dans l'espace de définition restreint Ω du volume conducteur.

$$\forall \vec{P}(x,y,z,w)\ et\ \vec{P}'(x',y',z',w) \in \Omega^2 / w = 1 \text{ et soit } (\alpha = \beta = \gamma = 0).$$

$$\forall (t_x, t_y, t_z) \in \Re^3 \Rightarrow \underline{\underline{\sigma}}\vec{P}' = \underline{\underline{\sigma}}\vec{P} \tag{2.4}$$

2.4.4. Invariance dans l'espace

L'invariance dans l'espace d'un volume conducteur doit être aussi définie mathématiquement comme se fût le cas pour l'isotropie et l'homogénéité tant que cette caractéristique affecte uniquement le tenseur de la conductivité. Un volume conducteur est dit invariant dans l'espace si il est homogène suivant une direction curviligne spécifique. Dans les simulations des signaux EMG, cette direction est définie comme étant la direction de propagation des potentiels d'action intracellulaire ou le cheminement suivant la longueur des fibres musculaires.

Soit $D = (\alpha, \beta, \gamma, t_x, t_y, t_z)$ une direction spécifique, un milieu infini est dit invariant dans l'espace suivant cette direction implique que :

$$\forall \vec{P}(x,y,z,w)\ et\ \vec{P}'(x',y',z',w) \in \Omega^2 / w = 1$$

$$\vec{P}' = \underline{\underline{M}}(\alpha, \beta, \gamma, t_x, t_y, t_z).\vec{P} \Rightarrow \underline{\underline{\sigma}}\vec{P}' = \underline{\underline{\sigma}}\vec{P} \tag{2.5}$$

Le volume conducteur modélisant un muscle de sphincter déjà étudié par Farina et al [28] n'est pas homogène puisque la condition d'homogénéité exprimée dans l'équation (2.4) n'est pas vérifiée. Néanmoins, il est invariant dans l'espace dans la direction de propagation des potentiels d'actions intracellulaires. Cette direction est définie par le cheminement $D = (0,0,\gamma,0,0,0)$. C'est-à-dire, la direction angulaire suivant la variable θ d'un système de coordonnées cylindrique. Dans le cas de muscles du type triangulaire, ni la condition d'isotropie ni celle d'homogénéité n'est vérifiée. En outre, le modèle est non invariant dans l'espace dans la direction de propagation des IAP. C'est-à-dire que dans la

direction radiale (suivant la variable ρ d'un système de coordonnées cylindrique), le volume conducteur triangulaire n'est pas homogène. Tant que les trois conditions citées ci-dessus ne sont pas vérifiées, nous concluons que le modèle triangulaire que nous allons étudier par la suite, est un volume conducteur non homogène, non isotrope et non invariant dans l'espace dans la direction de propagation des IAP.

2.4.5. Invariance dans le temps

Dans la résolution du problème de l'équation de Poisson dans la majorité des modèles de génération des signaux EMG de surface, on considère des conditions quasi-statiques dans lesquelles les propriétés locales du volume conducteur sont parfaitement déterminées par son tenseur de la conductivité qui ne dépend pas du temps. Quoique il existe des références suggérant la nécessité d'incorporer le caractère non quasi-statique du volume conducteur [35]. Dans les tissus musculaires, cette dépendance du temps est due à l'effet capacitif de la membrane des fibres musculaires. Dans ce cas, la fonction de transfert du volume conducteur dépendra évidemment du temps. Elle décrit en effet, l'influence du potentiel dans le temps par l'activité des fibres musculaires à un temps antérieur (causalité) [35]. L'effet capacitif causé par les membranes des fibres musculaires peut être incorporé par l'expression d'un tenseur de conductivité complexe qui dépend de la fréquence temporelle du signal (en plus de sa dépendance fréquentiel spatial).
Cependant, l'effet capacitif parait négligeable, puisque l'analyse du model du Roth indiquait sans doute qu'il n'y a pas une nécessité d'incorporer l'effet capacitif dans la caractérisation du tenseur de la conductivité pour la couche du muscle (Roth et al) [35]. Pour cette raison, la solution au problème de l'équation de Poisson est obtenue dans des conditions quasi-statiques. En conséquence, le tenseur de la conductivité dans n'importe quelle couche dans le volume conducteur et particulièrement la couche du muscle, ne dépendra pas du temps.

Ce résultat s'applique aussi bien pour les modèles d'un volume conducteur invariant dans l'espace que celui qui ne l'est pas. La réponse du volume conducteur variant dans l'espace change de forme suivant la direction longitudinale des fibres musculaires. L'invariance dans le temps du volume conducteur variant dans l'espace implique que la fonction de transfert de ce volume conducteur dépend de la profondeur de la source de courant et ne dépendra pas de la position de la source de courant suivant la direction longitudinale de la fibre qui est reliée au temps par la vitesse de conduction.

2.5. MODELISATION DU VOLUME CONDUCTEUR

2.5.1. Calcul de la fonction de transfert du volume conducteur triangulaire

Dans des conditions quasi-statiques, le potentiel électrique dans un volume conducteur est obtenu à partir de l'équation de Poisson suivante [5], [41] et [68] :

$$\nabla.\left(\underline{\underline{\sigma}}\nabla\varphi\right) = -I \qquad dans \qquad \Omega \tag{2.6}$$

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 ($S.m^{-1}$).

2.5.1.1. Description du modèle d'un muscle triangulaire

Un volume conducteur non homogène, anisotrope et non invariant dans l'espace modélisant un muscle triangulaire est représenté dans la figure 2.1. 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 radiale reflétant ainsi la forme d'un éventail (fig. 2.2a) et produit en conséquence un volume conducteur non invariant dans l'espace.

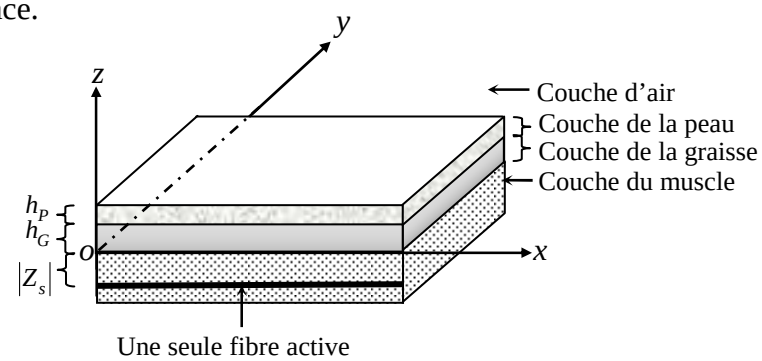
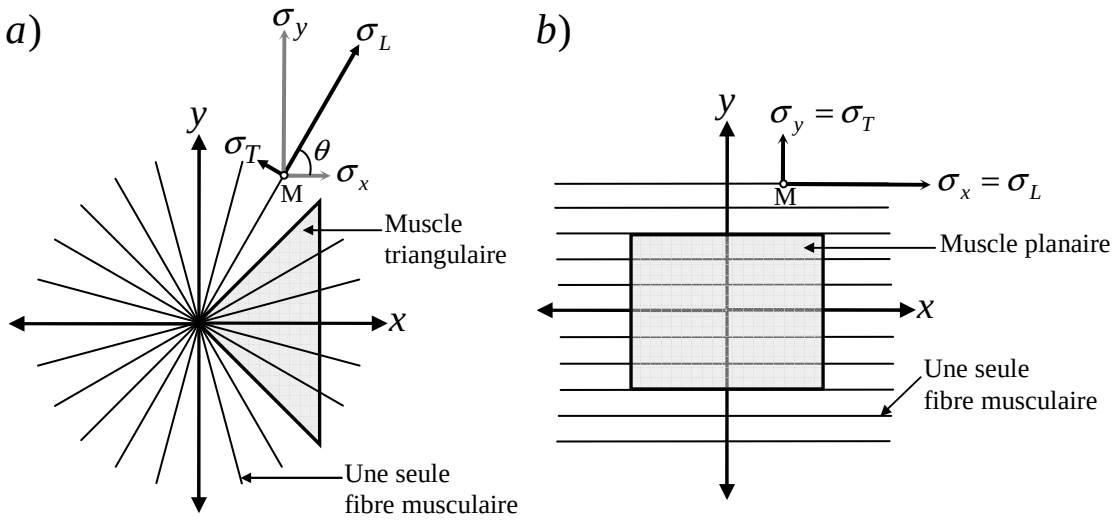


Fig. 2.1. Représentation d'un morceau (dimensions finies) d'un volume conducteur infini multicouche avec un système de coordonnées cartésiennes. Ce volume conducteur peut représenter un modèle de muscle triangulaire et planaire.



Dans un muscle triangulaire :

$$\forall M \in \Omega : \begin{cases} \sigma_x(M) = \left|\sigma_L \cos\theta - \sigma_T \sin\theta\right| \\ \sigma_y(M) = \left|\sigma_L \sin\theta + \sigma_T \cos\theta\right| \end{cases}$$

Dans un muscle planaire :

$$\forall M \in \Omega : \begin{cases} \sigma_x(M) = \sigma_L \\ \sigma_y(M) = \sigma_T \end{cases}$$

Fig. 2.2. (a) Représentation de l'arrangement radial des fibres musculaires en forme d'éventail dans un muscle triangulaire qui est représenté par une section triangulaire dans un volume conducteur cartésien. (b) Représentation de l'arrangement parallèle des fibres musculaires dans un muscle planaire qui est représenté par une section rectangulaire dans un volume conducteur cartésien.

2.5.1.2. Plan de détection du signal EMG de surface

Dans le but de trouver la solution homogène du système, nous avons besoin de déterminer le plan de détection du signal EMG de surface en correspondance avec la géométrie du volume conducteur considérée. 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 SFAP 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, la surface de détection est définie par le plan $A(x, y)$ (fig. 2.2). Le potentiel EMG de surface détecté sur la surface de la peau dans le domaine spatial $\varphi(x, y)$ est obtenu par l'application de la transformée de Fourier 2-D inverse au même potentiel $\hat{\varphi}(k_x, k_y)$ exprimé dans le domaine fréquentiel spatial 2-D.

$$\hat{\varphi} = \hat{\varphi}(k_x, k_y, z) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(x, y, z) \exp(-jk_x x) \exp(-jk_y y) dx dy \qquad (2.7)$$

L'intérêt de déterminer le plan de détection $A(x, y)$ consiste dans le bon choix dans la

détermination de la solution homogène à l'équation de Poisson où la propriété de dérivation de la transformée de Fourier est vérifiée sans ambiguïté.

$$\begin{cases} \dfrac{\partial^2 \varphi}{\partial x^2} = -k_x^2 \hat{\varphi} \\ \dfrac{\partial^2 \varphi}{\partial y^2} = -k_y^2 \hat{\varphi} \end{cases} \tag{2.8}$$

2.5.1.3. Solution homogène pour une seule couche du muscle planaire

Un exemple exploitant cet propriété de dérivation de la transformée de Fourier est appliqué au modèle de muscles planaires (fig. 2.2b) déjà étudié par Farina et Merletti [24]. L'arrangement parallèle des fibres dans la couche du muscle planaire conduit au fait que 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 :

$$\underline{\underline{\sigma}}(\nabla^2 \varphi) = -I \qquad dans \qquad \Omega \tag{2.9}$$

Le développement de l'équation (2.9) de Poisson dans le cas d'un muscle planaire est :

$$\sigma_L \frac{\partial^2 \varphi}{\partial x^2} + \sigma_T \frac{\partial^2 \varphi}{\partial y^2} + \sigma_T \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} = -I\delta(x)\delta(y)\delta(z - Zs) \tag{2.10}$$

$$\Rightarrow \frac{\partial^2 \hat{\varphi}}{\partial z^2} - \left(\frac{\sigma_L}{\sigma_T} k_x^2 + k_y^2 \right) \hat{\varphi} = -I\delta(x)\delta(y)\delta(z - Zs) \tag{2.11}$$

L'équation de Poisson (2.10) se résume à la résolution d'une simple équation différentielle ordinaire (2.11) dont la solution homogène est :

$$\varphi(z, k_{za}) = Z_1 \exp(k_{za} z) + Z_2 \exp(-k_{za} z) \tag{2.12}$$

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

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

2.5.1.4. Solution homogène pour une seule couche du muscle triangulaire

L'arrangement radial des fibres dans la couche du muscle triangulaire mis en évidence qu'il existe deux directions spatiales où les deux conductivités longitudinale et transversale de la couche du muscle sont des constantes. La conductivité longitudinale des fibres correspond à la conductivité radiale d'un système de coordonnées cylindriques $(\sigma_L = \sigma_\rho)$ et la conductivité transversale correspond aux autres directions transversales $(\sigma_T = \sigma_z = \sigma_\theta)$ (axiale et angulaire).

L'équation de Poisson peut être réduite à la formule suivante :

$$\underline{\underline{\sigma}}(\nabla^2 \varphi) = -I \qquad dans \qquad \Omega \tag{2.13}$$

Considérant un volume conducteur cylindrique inhomogène et anisotrope. Le développement de l'équation de Poisson dans le cas d'un muscle triangulaire est exprimé comme suit :

$$\sigma_\rho \frac{\partial^2 \varphi}{\partial \rho^2} + \sigma_\rho \frac{1}{\rho}\frac{\partial \varphi}{\partial \rho} + \sigma_\theta \frac{1}{\rho^2}\frac{\partial^2 \varphi}{\partial \theta^2} + \sigma_z \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} = -\frac{I}{\rho}\delta(\rho)\delta(\theta)\delta(z - Zs) \tag{2.14}$$

Le plan de détection $A(\rho, \theta)$ où sont posées les électrodes de détections est de forme planaire (la surface du disque d'un cylindre). La position de la source de courant est localisée à une profondeur $|Z_S|$ dans la couche du muscle.

Contrairement au modèle de muscles parallèles cylindriques déjà étudié par Farina et al [28], le plan de détection $A(\theta, z)$ est de forme cylindrique. La position de la source de courant est localisée suivant la direction radiale à une distance R_S.

$$\sigma_\rho \frac{\partial^2 \varphi}{\partial \rho^2} + \sigma_\rho \frac{1}{\rho}\frac{\partial \varphi}{\partial \rho} + \sigma_\theta \frac{1}{\rho^2}\frac{\partial^2 \varphi}{\partial \theta^2} + \sigma_z \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} = -\frac{I}{\rho}\delta(\rho - R_s)\delta(\theta)\delta(z) \tag{2.15}$$

La distance R_S représente la position de la source. Mais elle n'exprime pas la profondeur de la fibre (source). C'est la distance $(\rho - R_S)$ qui l'exprime bien telle que ρ est la position radiale de l'électrode de détection. Puisque la forme du plan de détection est cylindrique, nous sommes obligé d'adapter en conséquence une forme cylindrique des électrodes et du filtre spatial pour permettre au système de détection de se placer parfaitement sur la surface de détection cylindrique.

On peut exprimer l'équation (2.14) dans un système de coordonnées cartésiennes puisque

cela est mathématiquement possible simplement par le changement dans l'expression du l'opérateur « Laplacien » cylindrique en son équivalent cartésien. Ainsi, on obtient ci-dessous le résultat de cette équivalence comme suit :

$$\left\{\left(\frac{\sigma_\rho x^2+\sigma_\theta y^2}{x^2+y^2}\right)\frac{\partial^2\varphi}{\partial x^2}+\left(\frac{\sigma_\rho y^2+\sigma_\theta x^2}{x^2+y^2}\right)\frac{\partial^2\varphi}{\partial y^2}+\left(\frac{2xy(\sigma_\rho-\sigma_\theta)}{x^2+y^2}\right)\frac{\partial^2\varphi}{\partial x\partial y}+\left(\frac{x(\sigma_\rho-\sigma_\theta)}{x^2+y^2}\right)\frac{\partial\varphi}{\partial x}+\left(\frac{y(\sigma_\rho-\sigma_\theta)}{x^2+y^2}\right)\frac{\partial\varphi}{\partial y}+\sigma_z\frac{\partial^2\varphi}{\partial z^2}=-I\delta(x)\delta(y)\delta(z-Zs)\right\} \quad (2.16)$$

$$(2.16)\Leftrightarrow\frac{\partial^2\varphi}{\partial z^2}-k_{za}^2\varphi=-I\delta(x)\delta(y)\delta(z-Zs) \quad (2.17)$$

Dans cette équation différentielle partielle, k_{za} ne dépend pas de la coordonnée spatiale z. La solution homogène est donc de la forme suivante :

$$\varphi(z,k_{za})=Z_1\exp(k_{za}z)+Z_2\exp(-k_{za}z) \quad (2.18)$$

Avec $k_{za}^2=\frac{1}{x^2+y^2}\left(\left[\frac{\sigma_\rho}{\sigma_z}(xk_x+yk_y)^2+\frac{\sigma_\theta}{\sigma_z}(yk_x-xk_y)^2\right]+j\left[\left(\frac{\sigma_\rho}{\sigma_z}-\frac{\sigma_\theta}{\sigma_z}\right)(xk_x+yk_y)\right]\right)$

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

Cette solution, montre que le potentiel de surface dépend du point de détection (x,y). Ce résultat concorde avec la définition d'un volume conducteur variant dans l'espace suivant la direction radiale $\rho=\sqrt{x^2+y^2}$ qui est le chemin de propagation des IAP.

Un important test pour vérifier la validité de la solution obtenue est le cas de l'isotropie de la couche de muscle (en théorie). Cela signifie que les deux conductivités longitudinale et transversale des fibres musculaires sont égales $(\sigma_T=\sigma_L)$. Comme résultat, le potentiel détecté dans n'importe quel point sur la surface de détection de la peau est le même. Ainsi, on conclu qu'un volume conducteur variant dans l'espace devient invariant dans le cas de l'isotropie de la couche de muscle $(\sigma_T=\sigma_L)$.

Dans un model de muscles planaires et dans le cas de l'isotropie de la couche du muscle $(\sigma_T=\sigma_L)$, nous obtenons :

$$k_{za}^2 = \frac{\sigma_L}{\sigma_T} k_x^2 + k_y^2 = k_x^2 + k_y^2 = k_z^2 \tag{2.19}$$

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

Dans le cas du modèle triangulaire nous devrons trouver aussi $k_{za}^2 = k_z^2$. Or, Cette condition est bien vérifiée.

$$k_{za}^2 = \left(\frac{1}{x^2 + y^2} \left[(xk_x + yk_y)^2 + (yk_x - xk_y)^2 \right] \right) = \left(k_x^2 + k_y^2 \right) = k_z^2 \tag{2.20}$$

2.5.1.5. 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 [30] :

$$\nabla\left(\underline{\underline{\sigma}} \nabla \varphi\right) = 0 \qquad dans \qquad \Omega \tag{2.21}$$

La solution homogène est :

$$\varphi(z, k_z) = Z_1 \exp(k_z z) + Z_2 \exp(-k_z z) \tag{2.22}$$

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.

2.5.1.6. Conditions aux limites appliquées au volume conducteur multicouches triangulaire

Afin d'obtenir l'expression de la fonction de transfert propre au volume conducteur (et le potentiel généré par une impulsion de Dirac par l'application de la transformée de Fourier 2-D inverse) qui est constitué par les couches du muscle, de la graisse et de la peau. On doit appliquer les conditions aux limites au volume conducteur triangulaire qui sont les conditions de source et d'interfaces.

a) Condition de source

Cette condition est appliquée uniquement au niveau de la couche du muscle où se trouvent les fibres musculaires qui sont à l'origine des sources de courant.
Le potentiel dans la couche du muscle est donné par cette expression :

$$\begin{cases} \varphi_M^{>} = A_1^{>} \exp(k_{za} z) + A_2^{>} \exp(-k_{za} z) & pour \quad z > Zs \\ \varphi_M^{<} = A_1^{<} \exp(k_{za} z) + A_2^{<} \exp(-k_{za} z) & pour \quad z < Zs \end{cases} \tag{2.23}$$

À $z \to -\infty, \varphi_M \to 0 \Rightarrow A_2^{<} = 0$

$$\Rightarrow \begin{cases} \varphi_M^{>} = A_1^{>} \exp(k_{za} z) + A_2^{>} \exp(-k_{za} z) & pour \quad z > Zs \\ \varphi_M^{<} = A_1^{<} \exp(k_{za} z) & pour \quad z < Zs \end{cases} \tag{2.24}$$

Aux limites de $z = Zs,$ On a :

- Une continuité du potentiel et une discontinuité du courant.

$$\begin{cases} \varphi_M^{>} \big|_{z=Zs} = \varphi_M^{<} \big|_{z=Zs} \\ \dfrac{\partial \varphi_M^{>}}{\partial z} \big|_{z=Zs} - \dfrac{\partial \varphi_M^{<}}{\partial z} \big|_{z=Zs} = \dfrac{I}{\sigma_T} \end{cases} \tag{2.25}$$

b) Conditions d'interfaces

Ces conditions s'appliquent aux niveaux des interfaces de séparations entre les différentes couches composants le volume conducteur triangulaire.
Aux limites de ces interfaces de séparations on a :

- Une continuité du potentiel et une continuité du courant.

Le potentiel détecté dans la couche anisotrope du muscle est :

$$\varphi_M^{>} = A_1^{>} \exp(k_{za} z) + A_2^{>} \exp(-k_{za} z) \quad pour \quad z > Zs \tag{2.26}$$

Le potentiel détecté dans la couche isotrope de la graisse est :

$$\varphi_G = B_1 \exp(k_z z) + B_2 \exp(-k_z z) \tag{2.27}$$

Le potentiel détecté dans la couche isotrope de la peau est :

$$\varphi_P = C_1 \exp(k_z z) + C_2 \exp(-k_z z) \tag{2.28}$$

Enfin, le volume conducteur est isolé par une couche d'air au dessus de la dernière couche de la peau. Le potentiel détecté dans la couche isotrope d'air est :

$$\varphi_A = D_1 \exp(k_z z) + D_2 \exp(-k_z z) \tag{2.29}$$

À $z \to +\infty$, $\varphi_A \to 0 \Rightarrow D_1 = 0$

$$\Rightarrow \varphi_A = D_2 \exp(-k_z z) \tag{2.30}$$

Appliquons les conditions aux limites aux niveaux de toutes les interfaces de séparations des différentes couches.

- À $z = 0$ qui correspond à la limite de séparation entre la couche du muscle et la couche de la graisse on a :

$$\begin{cases} \varphi_M^{>} \;|_{z=0} = \varphi_G \;|_{z=0} \\ \sigma_T \dfrac{\partial \varphi_M^{>}}{\partial z} \;|_{z=0} = \sigma_G \dfrac{\partial \varphi_G}{\partial z} \;|_{z=0} \end{cases} \tag{2.31}$$

- À $z = h_G$ qui correspond à la limite de séparation entre la couche de la graisse et la couche de la peau telle que h_G est l'épaisseur de la couche de la graisse, on a :

$$\begin{cases} \varphi_G \;|_{z=h_G} = \varphi_P \;|_{z=h_G} \\ \sigma_G \dfrac{\partial \varphi_G}{\partial z} \;|_{z=h_G} = \sigma_P \dfrac{\partial \varphi_P}{\partial z} \;|_{z=h_G} \end{cases} \tag{2.32}$$

- À $z = (h_G + h_P)$ qui correspond à la limite de séparation entre la couche de la peau et la couche d'air telle que h_P est l'épaisseur de la couche de peau, on a :

$$\begin{cases} \varphi_P \;|_{z=(h_G+h_P)} = \varphi_A \;|_{z=(h_G+h_P)} \\ \sigma_P \dfrac{\partial \varphi_P}{\partial z} \;|_{z=(h_G+h_P)} = 0 \end{cases} \tag{2.33}$$

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

$$H_{vc}(x, y, k_x, k_y) = \frac{\exp(-k_{za}|Z_s|)}{\sigma_T} \frac{2}{(1+R_c)\cosh(\omega_1) f(\omega_1) + (1-R_c)\cosh(\omega_2) f(\omega_2)} \tag{2.34}$$

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 $k_{za}^2 = \frac{1}{(x^2 + y^2)}\left[\left(R_a(xk_x + yk_y)^2 + (yk_x - xk_y)^2\right) + j\left((R_a - 1)(xk_x + yk_y)\right)\right]$

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

2.6. MODELISATION DE LA SOURCE DE COURANT

Différentes approches ont été proposées pour la description de la source de courant. Ces approches incluent le phénomène de la génération des deux ondes de courants au niveau de la plaque motrice, de leurs propagations le long des fibres musculaires et de leurs extinctions aux niveaux des deux tendons gauche et droit [6], [8], [11], [36], [37], [38], [47], [56] et [68]. Dans le cas d'une pure propagation des IAP tout au long des fibres musculaires infinies, les potentiels SEMG de surface détectés dans le temps au niveau de la peau sont décrit par le changement de la variable "s" par "vt". Avec s est la direction ou le chemin de propagation de la source de courant avec une vitesse v (vitesse de conduction). Néanmoins, dans le cas des fibres à longueurs finies, l'onde de courant localisée dans deux points différents, ne peut pas être considérée comme étant un simple décalage de la même source. Car le temps et l'espace ne sont pas trivialement reliés [24].

2.6.1. Description 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 [72] :

$$V_m(s) = A\gamma(s^3)\exp(-\gamma(s)) + B, \quad s \geq 0 \tag{2.35}$$

Où γ est la direction ou le chemin de propagation des IAP, s est l'abscisse curviligne

définie le long de γ avec $A = 96\, mV.mm^{-3}$ et $B = -90\, mV$.

La modélisation du phénomène de la génération, de la propagation et de l'extinction des IAP a été réalisée dans le passé suivant différentes approches [6], [8], [36], [37] et [56]. La source de courant transmembranaire est proportionnelle à la deuxième dérivée de l'IAP $V_m(s)$ [45] et [73]. L'hypothèse généralement admise est que l'intégrale du courant le long de toute la longueur de la fibre à chaque instant est égale à zéro. En suivant cette hypothèse, Farina et Merletti [24], ont proposé une description mathématique de la génération, de la propagation et de l'extinction des IAP tout au long de la fibre comme étant une fonction spatio-temporelle. Cette description peut être adaptée à la propagation des IAP le long de n'importe quel cheminement suivant la longueur des fibres [27].

$$i(s,t) = \frac{d}{ds}\left[\psi(\gamma(s - s_i - vt))PL_1(\gamma(s - s_i - \frac{L_1}{2})) - \psi(\gamma(-s + s_i - vt))PL_2(\gamma(s - s_i + \frac{L_2}{2}))\right] \quad (2.36)$$

Où t est le temps, γ est la direction ou le chemin de propagation des IAP, s est l'abscisse curviligne définie le long de γ, $\gamma(s_i)$ est la position de la plaque motrice, $i(s,t)$ est la source de courant intracellulaire, v est la vitesse de propagation de la source de courant, L_1 et L_2 sont les demi-longueurs de la plaque motrice jusqu'aux extrémités des tendons droit et gauche respectivement, $\psi(\gamma(s))$ est la première dérivée de $Vm(\gamma(-s))$, $Vm(\gamma(-s))$ est le potentiel d'action intracellulaire et $PL(\gamma(s))$ est une fonction qui prend 1 pour $-\frac{L}{2} \le s \le \frac{L}{2}$ et 0 ailleurs.

L'équation (2.36) est la généralisation des concepts présentés par Farina et Merletti [24] pour un chemin de propagation quelconque. Il implique la génération de deux potentiels d'actions intracellulaires au niveau de la plaque motrice, leurs propagations le long des différentes demi-longueurs d'une fibre musculaire et leurs extinctions au niveau des deux tendons droit et gauche respectivement. Notons que la direction de propagation de la source dans la couche du muscle correspond à la direction de la conductivité la plus élevée (direction longitudinale de la fibre). Tandis que les directions transverses correspondent à la direction de la conductivité la plus faible.

Dans le cas d'un muscle triangulaire, la source de courant $i(\rho,t)$ est localisée à chaque instant suivant la longueur des fibres musculaires par sa coordonnée radiale dont elle prend origine, se propage et s'atténue à une vitesse v. Elle peut être décrite analytiquement dans

le domaine spatio-temporel comme suit :

$$i(\rho,t)=\frac{d}{d\rho}\left[\psi(\rho-\rho_i-vt)PL_1(\rho-\rho_i-\frac{L_1}{2})-\psi(-\rho+\rho_i-vt)PL_2(\rho-\rho_i+\frac{L_2}{2})\right] \qquad (2.37)$$

Avec $\rho=\sqrt{x^2+y^2}$.

2.7. MODELISATION DU SYSTEME DE DETECTION

2.7.1. Modélisation de la forme et dimensions des électrodes

L'effet des dimensions des électrodes sur les signaux EMG de surface a été peu reporté dans la littérature [6], [9], [33] et [40]. En négligeant l'effet de distorsion du champ de potentiel dû à la présence physique de l'électrode, il a été souvent assumé intégrable (sommable) la distribution spatial des potentiels sous l'aire de détection de l'électrode. Hilal et Bouissou [40] 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 [6] et [9] 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. Fuglevand et al. [33] ont introduit l'effet des dimensions des électrodes par l'approximation de l'opération d'intégration avec un potentiel moyen détecté par un nombre d'électrodes ponctuelles étroitement placées dans la surface de détection de l'électrode. Cette approche, supposée aussi par Merletti et al. [60], permet de simuler l'effet de n'importe quelle forme d'électrode. Cependant, elle est approximative et prend beaucoup de temps dans les calculs.

Avec l'approche de filtrage spatial 2-D proposée par Farina et Merletti [24], 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. Le potentiel détecté par une électrode physique (non ponctuelle) dans un point de détection (x,y) est donné par :

$$\varphi_d=\frac{1}{S}\iint_A\varphi(x,y)dxdy \qquad (2.38)$$

Où $\varphi(x,y)$ est le potentiel de surface détecté sur la peau, $A=\{(x,y):f(x-x_0,y-y_0)<0\}$

est l'aire de l'électrode, $f(x,y)$ est une fonction décrivant la forme de l'électrode et S est la mesure de A.

Equation (2.38) (effet de l'électrode) peut être interprétée comme un filtre spatial 2-D.

$$h_{size}(x,y)=\begin{cases}\dfrac{1}{S}, f(-x,-y)\le 0\\ 0, f(-x,-y)>0\end{cases} \tag{2.39}$$

Et aussi, l'équation (2.38) peut être réécrite de la manière suivante :

$$\varphi_d = \iint_{R^2} \varphi(\bar{x},\bar{y}) h_{size}(x,y)\,d\bar{x}\,d\bar{y}\Big|_{x=x_e,\,y=y_e} \tag{2.40}$$

En substituant l'équation (2.39) dans (2.40) par un changement de variables, l'équation (2.40) montre la représentation de la distribution du potentiel avec une électrode physique qui résulte en effet d'une version filtrée de la distribution du potentiel original. A partir de (2.39), la fonction de transfert de la forme et les dimensions d'une électrode non ponctuelle est obtenue (analytiquement ou numériquement) par le calcul de la transformée de Fourier 2-D de $h_{size}(x,y)$. Avec cette démarche, l'effet d'une électrode physique est représenté par un filtre spatial 2-D comme se fût le cas pour le volume conducteur (filtre spatial 2-D) [24].

2.7.1.1. 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 [24] :

$$H_{sizer}(k_x,k_y)=\sin c\left(\frac{k_x a}{2\pi}\right)\sin c\left(\frac{k_y b}{2\pi}\right) \tag{2.41}$$

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

2.7.1.2. 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 [24]:

$$H_{sizee}(k_x,k_y)=\begin{cases}2\dfrac{J_1\left(\sqrt{(ak_x)^2+(bk_y)^2}\right)}{\sqrt{(ak_x)^2+(bk_y)^2}} & (k_x,k_y)\neq(0,0)\\ 1 & (k_x,k_y)=(0,0)\end{cases} \qquad (2.42)$$

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

2.7.1.3. 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 [24]:

$$H_{sizec}(k_x,k_y)=\begin{cases}2\dfrac{J_1\left(r\sqrt{{k_x}^2+{k_y}^2}\right)}{r\sqrt{{k_x}^2+{k_y}^2}} & (k_x,k_y)\neq(0,0)\\ 1 & (k_x,k_y)=(0,0)\end{cases} \qquad (2.43)$$

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

2.7.2. Configuration spatiale des électrodes

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 [13], [14], [69] et [70]. 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 :

$$H_{sf}(k_x,k_y)=\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=1}^{m}a_{ij}\exp(-jk_x dx_{ij})\exp(-jk_y dy_{ij}) \qquad (2.44)$$

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.

Dans les cas pratiques, un système de détection est formé par une grille d'électrodes physiques où sa fonction de transfert est donnée par :

$$H_{ele}(k_x,k_y)=\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=1}^{m}a_{ij}H_{size}k_x,k_y)_{ij}\exp(-jk_x dx_{ij})\exp(-jk_y dy_{ij}) \qquad (2.45)$$

Et puisque nous utilisons toujours la même forme et les mêmes dimensions pour toutes les électrodes constituant un filtre spatial (grille), l'équation (2.45) se réduit au simple produit suivant :

$$H_{ele}(k_x,k_y)=H_{size}(k_x,k_y)H_{sf}(k_x,k_y) \qquad (2.46)$$

2.8. MODELISATION DU POTENTIEL D'ACTION EXTRACELLULAIRE GENERE PAR UNE SEULE FIBRE MUSCULAIRE (SFAP)

2.8.1. Calcul du potentiel dans le domaine spatial

Le potentiel spatial $\varphi(x_e,y_e,x,y)$ est obtenu en appliquant la transformée de Fourier inverse 2-D au potentiel détecté dans le domaine fréquentiel spatial $\hat{\varphi}(x_e,y_e,k_x,k_y)$. le produit $I(k_x)H_{glo}(x_e,y_e,k_x,k_y)$ est égale au potentiel $\hat{\varphi}(x_e,y_e,k_x,k_y)$ détecté dans un point spécifique (x_e,y_e). Notons que $\varphi(x_e,y_e,x,y_0)$ représente une section du potentiel spatial 2-D à $(y=y_0)$. Les figures 2.3 et 2.4 schématisent 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 :

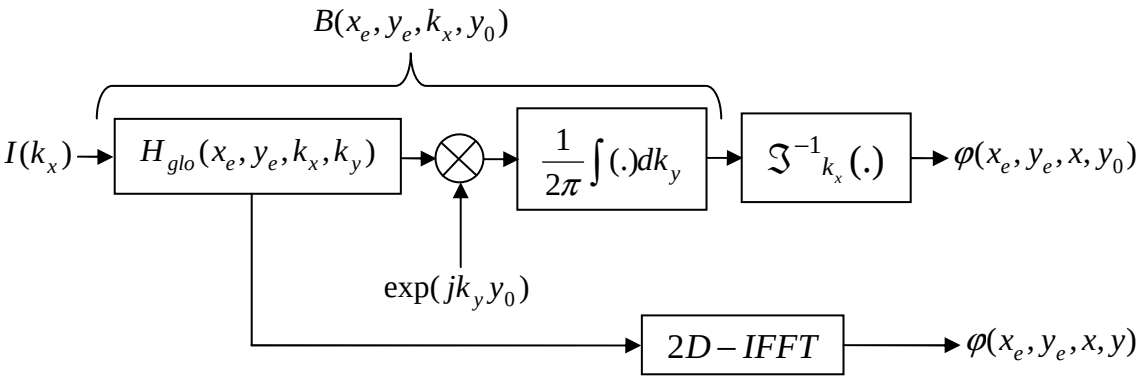


Fig. 2.3. Bloc diagramme représentant l'approche de la modélisation d'un volume conducteur triangulaire non invariant dans l'espace avec une représentation schématique des opérations qui devrons être exécutées pour le calcul du potentiel dans le domaine spatial 2-D et 1-D généré par une source de courant quelconque.

$$\varphi(x_e, y_e, x, y_0) = \left(\frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x) H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y) \exp(jk_x x) \exp(jk_y y) dk_x dk_y \right)_{y=y_0}$$

$$\varphi(x_e, y_e, x, y_0) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x) H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y) \exp(jk_x x) \exp(jk_y y_0) dk_x dk_y$$

$$\varphi(x_e, y_e, x, y_0) = \Im_{k_x}^{-1}\left\{ I(k_x) \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y) \exp(jk_y y_0) dk_y \right\} \quad (2.47)$$

$$B(x_e, y_e, k_x, y_0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y) \exp(jk_y y_0) dk_y \quad (2.48)$$

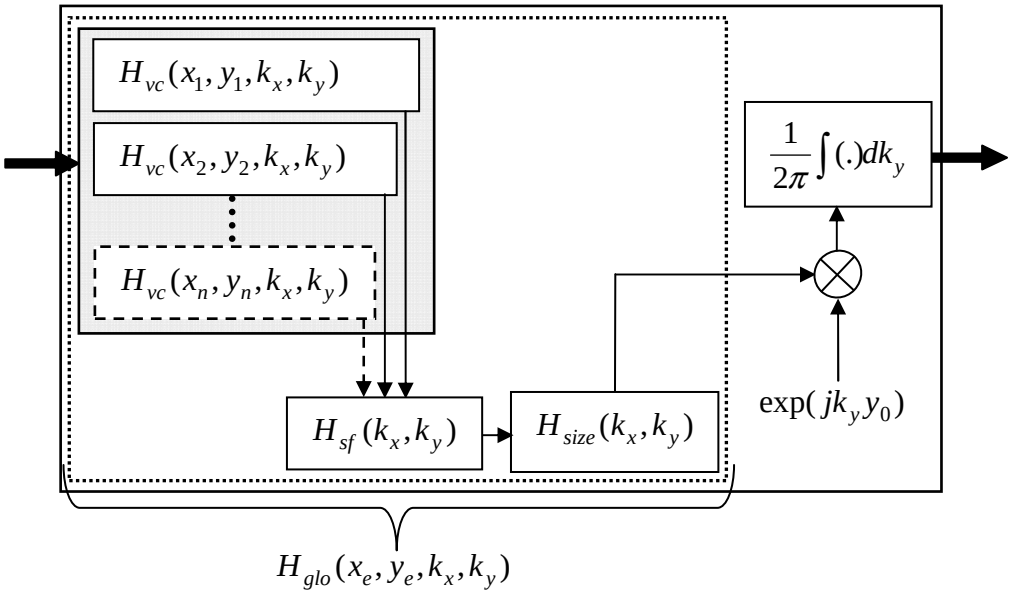


Fig. 2.4. Bloc diagramme représentant un schéma descriptif du calcul de la fonction de transfert $B(x_e, y_e, k_x, y_0)$ qui représente tous les phénomènes spatiaux du volume conducteur triangulaire comme un filtre spatial équivalent 1-D.

2.8.2. Calcul du potentiel dans le domaine temporel

Supposons que l'effet du volume conducteur et du système de détection peuvent être décrit comme étant équivalent à un seul filtre unidimensionnel par sa fonction de transfert 1-D $B(x_e, y_e, k_x)$ dans le domaine fréquentiel spatial où $b(x_e, y_e, x)$ est sa réponse à une impulsion de Dirac dans le domaine spatial. Le potentiel EMG de surface généré par une source de courant spatiale ou spatio-temporel quelconque (selon que les fibres soient considérées de longueurs infinies ou finies) dans le cas d'un muscle triangulaire variant dans l'espace est dépendant du point de détection (x_e, y_e). la figure 2.5 qui représente un

schémas de l'ensemble des opérations nécessaire au calcul du potentiel temporel. De même nous donnons ci-après l'ensemble des équations relatives à ce calcul en détail :

$$\varphi(x_e,y_e,t)=\left(\int_0^{+\infty} i(x-x',t)b(x_e,y_e,x')dx'\right)_{x=x_e}$$

$$\varphi(x_e,y_e,t)=\left(\int_0^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} i(x-x',t-t')b(x_e,y_e,x')\delta(t')dx'dt'\right)_{x=x_e}$$

$$\varphi(x_e,y_e,t)=\left(\frac{1}{(2\pi)^2}\int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x,k_t)B(x_e,y_e,k_x)\exp(jk_x x)\exp(jk_t t)dk_x dk_t\right)_{x=x_e}$$

$$\varphi(x_e,y_e,t)=\frac{1}{(2\pi)^2}\int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x,k_t)B(x_e,y_e,k_x)\exp(jk_x x_e)\exp(jk_t t)dk_x dk_t$$

$$\varphi(x_e,y_e,t)=\frac{1}{(2\pi)^2}\int_{-\infty}^{+\infty}\left(\int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x,k_t)B(x_e,y_e,k_x)\exp(jk_x x_e)dk_x\right)\exp(jk_t t)dk_t$$

$$\varphi(x_e,y_e,t)=\Im_{k_t}^{-1}\left\{\frac{1}{(2\pi)}\int_{-\infty}^{+\infty} I(k_x,k_t)B(x_e,y_e,k_x)\exp(jk_x x_e)dk_x\right\} \qquad (2.49)$$

Où $\Im_{k_t}^{-1}\{.\}$ indique la transformée de Fourier inverse dans le domaine temporel. En correspondance avec [24] la fonction de la source de courant dans le domaine fréquentiel spatio-temporel $I(k_x,k_t)$ est calculée par l'application de la transformée de Fourier 2-D à la source $i(x,t)$:

$$I(k_x,k_t)=jk_x\frac{1}{v}\psi^*\left(\frac{k_t}{v}\right)\exp(-jk_x x)\left[\exp\left(-jk_\varepsilon\frac{L_1}{2}\frac{\sin\left(k_\varepsilon\frac{L_1}{2}\right)}{\frac{k_\varepsilon}{2}}\right)-\exp\left(jk_\beta\frac{L_2}{2}\frac{\sin\left(k_\beta\frac{L_2}{2}\right)}{\frac{k_\beta}{2}}\right)\right] \qquad (2.50)$$

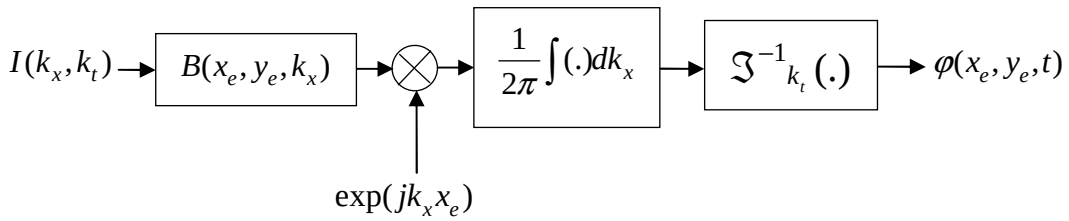


Fig. 2.5. Schéma bloc représentatif des opérations nécessaires pour le calcul du potentiel dans le domaine temporel d'un modèle de muscle triangulaire détecté par un point de détection fixe (x_e,y_e).

Pour calculer le potentiel EMG de surface dans le temps dans un volume conducteur variant dans l'espace, nous devons d'abord calculer la fonction de transfert 1-D $B(x_e, y_e, k_x, y_0)$ correspondante à la position (x_e, y_e) du point de détection avant l'application d'une opération de convolution entre la source $i(x,t)$ et le filtre 1-D $b(x_e, y_e, x, y_0)$ équivalent. Dans le cas où nous considérons que la source de courant est uniquement une fonction spatiale $i(x)$ (fibres à longueur infinie) nous devons seulement effectuer le changement de variable suivant $(x = vt)$ au potentiel spatial $\varphi(x_e, y_e, x, y)$. Notons que la direction $(x \geq 0, y = 0)$ correspond à la direction de propagation de la source de courant suivant la longueur de la fibre active dans notre modèle de muscle triangulaire (fig. 2.1).

2.8.3. Calcul du potentiel de surface SFAP détecté par un système de détection composé d'une grille d'électrodes physiques

L'application de la transformée de Fourier 2-D inverse à la fonction de transfert globale $H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y)$ qui est une fonction de la position du point de détection (x_e, y_e) produit le potentiel de surface $\varphi(x_e, y_e, x, y)$ 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 :

$$H_{glo}(k_x, k_y) = H_{size}(k_x, k_y) H_{sf}(k_x, k_y) H_{vc}(k_x, k_y) = H_{ele}(k_x, k_y) H_{vc}(k_x, k_y) \quad (2.51)$$

Cependant, dans le cas de volumes conducteurs non invariants dans l'espace comme le cas de muscles triangulaires, l'expression de la fonction de transfert globale qui est en effet une combinaison linéaire de tous les potentiels détectés par chaque électrode ne peut pas être réduite à un simple produit comme cela est fait dans le cas de volumes conducteurs invariant dans l'espace. Elle est plutôt calculée comme une combinaison linéaire sans simplification.

$$H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y) = \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} a_{ij} H_{size}^{ij}(k_x, k_y) H_{vc}(x_{ij}, y_{ij}, k_x, k_y) \exp(-jk_x dx_{ij}) \exp(-jk_y dy_{ij}) \quad (2.52)$$

Où (x_e, y_e) est la position du point de détection e_e qui est considéré comme étant l'une des N électrodes physiques constituants le filtre spatial (grille d'électrodes) et (x_{ij}, y_{ij}) est la position relative à l'électrode e_{ij}.

Avec
$$\begin{cases} x_{ij} = x_e + dx_{ij} = x_e + d_{ij}\cos(\theta + \alpha_{ij}) \\ y_{ij} = y_e + dy_{ij} = y_e + d_{ij}\sin(\theta + \alpha_{ij}) \end{cases} \quad (2.53)$$

Avec θ est l'angle de rotation du système de détection, d_{ij} est la distance relative de l'électrode e_{ij} au point de détection e_e et α_{ij} est l'angle relatif de l'électrode e_{ij} au point de détection e_e.

Usuellement, nous supposant que l'électrode du milieu (centrale) d'un système de détection formé par une grille d'électrodes est prise comme point de détection.

En pratique, toutes les électrodes d'un système de détection quelconque ont la même forme et dimensions. Elles ont donc la même fonction de transfert. Ainsi, la fonction de transfert globale du système (volume conducteur et système de détection) se calcule comme suit :

$$H_{glo}(x_e, y_e, k_x, k_y) = H_{size}(k_x, k_y)\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=1}^{m} a_{ij} H_{vc}(x_{ij}, y_{ij}, k_x, k_y)\exp(-jk_x dx_{ij})\exp(-jk_y dy_{ij}) \quad (2.54)$$

2.8.3.1. Exemple pratique de détection du potentiel SFAP avec un système de détection composé par une grille de neuf électrodes

Un exemple d'application d'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. 2.6). De la sorte, nous pouvons simuler les potentiels d'actions SFAP 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 (IB^2 : Inverse Binomial d'ordre deux) [79].

Pour la simulation des autres filtres d'ordres supérieurs à 3 telle que le filtre binomial inverse d'ordre quatre (IB^4 : Inverse Binomial of order four) et le filtre maximum de Kurtosis (MKF : Maximum Kurtosis Filter), on doit suivre la même démarche de calcul pour un système contenant 16 ou 25 d'électrodes ou plus.

Pour calculer le potentiel de surface dans cet exemple (fig. 2.6), nous avons besoin tout d'abord à calculer les fonctions de transferts du volume conducteur triangulaire correspondantes à chaque point (x_{ij}, y_{ij}) relatif à une position d'une électrode e_{ij} afin de calculer la fonction de transfert globale comme étant une combinaison linéaire de tous ces points en fonction du filtre spatial appliqué (masque) et de la fonction de transfert des électrodes.

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

Et enfin, nous avons besoin aussi des paramètres mentionnés ci-dessus qui sont déduits à partir de la géométrie du système de détection.

Sachant que le masque du filtre spatial appliqué est :

$$W = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

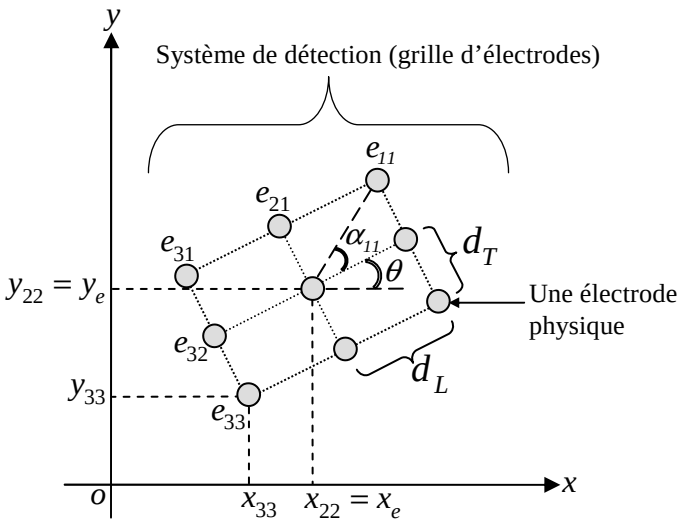


Fig. 2.6. Représentation réelle d'un système de détection d'ordre 3 composé d'une grille d'électrodes de 9 électrodes physiques avec un arrangement spatial rectangulaire pouvant correspondre aux différentes configurations possibles des filtres spatiaux unidimensionnels telle que le filtre MP, LSD, TSD, LDD et TDD et bidimensionnels tel que le filtre NDD, IR et IB^2.

On aura :

$$d_{ij} = \begin{bmatrix} \sqrt{d_L^2 + d_T^2} & d_L & \sqrt{d_L^2 + d_T^2} \\ d_T & 0 & d_T \\ \sqrt{d_L^2 + d_T^2} & d_L & \sqrt{d_L^2 + d_T^2} \end{bmatrix} \text{ et } \alpha_{ij} = \begin{bmatrix} \arctan\left(\frac{d_T}{d_L}\right) & 0 & -\arctan\left(\frac{d_T}{d_L}\right) \\ \frac{\pi}{2} & 0 & -\frac{\pi}{2} \\ \pi - \arctan\left(\frac{d_T}{d_L}\right) & \pi & \arctan\left(\frac{d_T}{d_L}\right) - \pi \end{bmatrix}$$

Où d_{ij} est la matrice de la distance inter électrode relative à l'électrode e_{ij} et α_{ij} est la matrice de l'angle relatif à l'électrode e_{ij}.

2.9. Conclusion

Dans ce chapitre clef de la modélisation mathématique, nous avons donné la solution analytique d'un volume conducteur triangulaire variant 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 modélisants 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. La non invariance dans l'espace implique que le potentiel est fonction seulement de la position du point de détection suivant la direction de propagation des IAP. En outre, on a adapté l'expression du filtre spatial global rependant aux spécifications du modèle variant dans l'espace car on doit recalculer le potentiel à chaque point dans l'aire de détection (surface de la peau). Dans le chapitre suivant, nous allons élaborer un programme informatique capable de nous simuler les potentiels d'actions SFAP générés par un muscle triangulaire tout en essayant d'interpréter les résultats des simulations.

Chapitre 3

SIMULATION DU POTENTIEL SFAP

3.1. Introduction

Les simulations des signaux EMG de surface sont importantes pour l'estimation des caractéristiques physiologiques du muscle [78] et pour une compréhension approfondie des mécanismes physiologiques de la contraction musculaire [50]. Elles nous aident dans le bon choix du système de détection [7], [13], [26], dans l'interprétation des résultats expérimentaux [12], [72], dans la conception et le test des algorithmes d'extractions d'informations [12] et pour des buts didactiques [1], [60] et [61]. Beaucoup de résultats théoriques reliés à l'EMG de surface sont effectivement dérivés des méthodes de modélisations analytiques dont les solutions sont relativement rapides et exactes [27]. Un exemple de l'exploit de ces résultats est la relation entre la vitesse de conduction d'une fibre musculaire et les changements dans le spectre du signal EMG de surface pendant la fatigue [51] et [77]. Un volume conducteur modélisant un muscle triangulaire est variant dans l'espace. Ceci signifie que le tenseur de sa conductivité est inhomogène dans la direction de propagation des potentiels d'actions intracellulaires. La conséquence de cette inhomogénéité est que le potentiel SFAP de surface change de forme suivant la direction de propagation des IAP. Il dépendra donc de la position du point de détection (électrodes) localisé sur la surface de la peau. En outre, dans des conditions quasi-statiques et pour un point de détection fixe, la réponse à une impulsion de Dirac d'un volume conducteur invariant ou non invariant dans l'espace ne change pas dans le temps puisque tous les modèles de muscles sont invariants dans le temps [35]. Les résultats de simulations des potentiels du volume conducteur, du système de détection et du filtre global sont interprétés comme étant des filtres spatiaux 2-D. La technique de filtrage spatial 2-D est l'approche analytique adoptée pour le calcul et la simulation du potentiel SFAP et du potentiel d'une seule unité motrice [24], [30] et [28]. Avant de simuler les potentiels SFAP de surface générés par une source analytique qui sont les potentiels détectés effectivement

à la surface de la peau par le système de détection, nous avons d'abord simulé tous les filtres spatiaux intermédiaires séparément (volume conducteur, les électrodes et les filtres spatiaux) dans le but de voir la contribution ou l'influence de chaque filtre composant le filtre global. L'objectif dans ce présent travail étant d'apporter une solution analytique au modèle d'un muscle triangulaire, nous avons donc accordé une attention très particulière à la simulation du potentiel du volume conducteur triangulaire. L'analyse des potentiels EMG de surface détectés par ce type de muscles dans les cas pratiques lors des diagnostiques cliniques ou dans le domaine de la recherche en général devient donc plus facile à interpréter.

Dans ce chapitre, nous avons simulé les fonctions de transferts et les potentiels du volume conducteur triangulaire et nous avons essayé d'interpréter les résultats obtenus. Nous avons simulé les fonctions de transferts des électrodes, de quelques filtres spatiaux et des systèmes de détections. Nous avons simulé les fonctions de transferts et les réponses du filtre global à une impulsion de Dirac et les potentiels d'actions SFAP générés par une source de courant analytique.

3.2. INTERFACE GRAPHIQUE (Mini Logiciel)

Vu le nombre important des fonctions spatiales 2-D et 1-D (fonctions de transferts et les réponses des différents filtres spatiaux) qui dépendent d'un nombre aussi important de variables exprimant les paramètres de modélisation. Le facteur du temps (efficacité) et de la fatigue (manque de concentration) sont très contraignants. Alors, pour remédier à ces deux contraintes, l'élaboration d'une interface graphique (mini logiciel) illustrée dans la figure 3.1 nous a semblé indispensable.

3.2.1. Elaboration

Cette interface graphique a été élaborée à l'aide de MATLAB 6.5 [55]. En principe, la conception de cette interface est basée sur la nature des objectifs à atteindre : la visualisation des figures 2-D et des courbes 1-D, l'affichage de résultats numériques, etc.

3.2.2. Exploitation

L'exploitation de cette interface graphique est simple. D'abord il faut entrer les données de modélisation (les différents paramètres de simulations) par clavier dans les cases qui leurs sont réservées. Puis, il faut sélectionner les paramètres restants (types d'électrodes, filtre

spatial, source de courant, etc.) dans les menus de sélections adéquats. Enfin, il faut cliquer sur le bouton désignant la fonction souhaitée à simuler (fig. 3.1) et les résultas désirés seront immédiatement affichés par des figures 2-D, des courbes 1-D et des résultas numériques. En plus, il y a un certain nombre de choix dans les options de visualisation (dimensions de visualisation, unités d'affichage, etc.). Nous pouvons simuler également avec la même interface les deux modèles de muscles triangulaires et planaires.

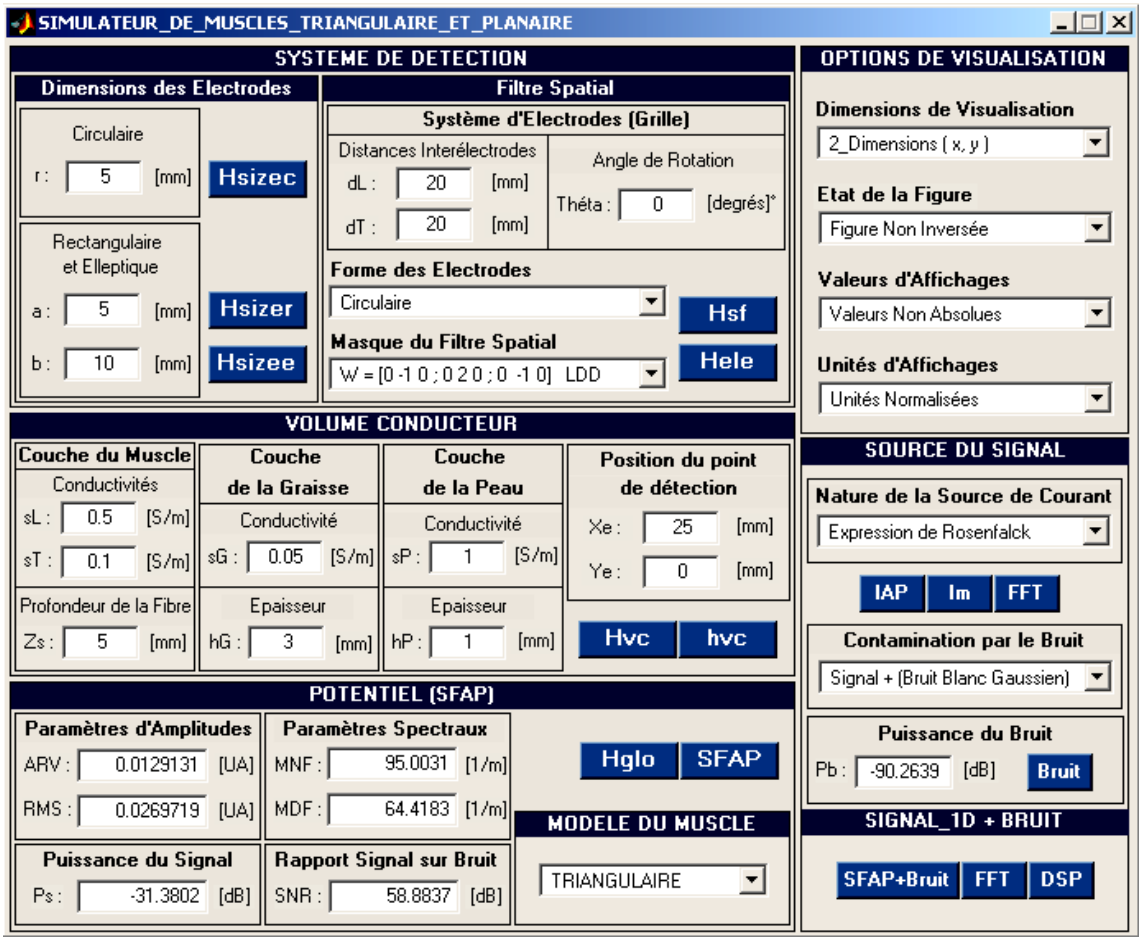


Fig. 3.1. Interface graphique opérationnelle pour les simulations d'un modèle de muscles triangulaires et planaires.

3.3. SIMULATION DU POTENTIEL DU VOLUME CONDUCTEUR

Les muscles triangulaires sont caractérisés par la distribution spatiale en forme d'éventail de toutes les fibres qui les composent (fig. 2.2a). De ce fait, on voit bien les fibres orientées dans la direction radiale dans un volume conducteur triangulaire. L'anisotropie d'une couche du muscle quelconque est définie seulement suivant deux directions bien distinctes indépendamment du choix du repère. En effet, la première direction correspond à la direction longitudinale des fibres et la deuxième direction correspond à la direction

transversale des fibres. C'est pourquoi, il existe seulement deux directions possibles pour décrire l'anisotropie d'un muscle quelconque qui sont la direction longitudinale et transversale de toutes les fibres.

3.3.1. Simulation suivant la direction longitudinale des fibres (direction radiale)

3.3.1.1. Paramètres de simulation du volume conducteur

Le volume conducteur triangulaire est composé de trois couches planes superposées (fig. 2.1). La première couche du muscle est inhomogène d'épaisseur semi infinie (définie pour $z < 0$) et anisotrope dont la conductivité longitudinale $\sigma_L = 0.5\, S/m$ et la conductivité transversale $\sigma_T = 0.1\, S/m.$ La couche qui se trouve juste au dessus est la couche homogène et isotrope de la graisse d'une conductivité $\sigma_G = 0.05\, S/m$ et d'épaisseur $h_G = 3\, mm.$ La dernière couche de la peau est homogène et isotrope de conductivité $\sigma_P = 1\, S/m$ et d'épaisseur $h_P = 1\, mm.$ La source du potentiel SFAP de surface est localisée dans une seule fibre musculaire (fibre active) à l'intérieur de la couche du muscle à une profondeur $Z_s = 5\, mm.$ Un volume conducteur modélisant un type de muscles quelconque agit sur le signal comme un filtre spatiale 2-D. On a donc simulé sa fonction de transfert dans le domaine fréquentiel spatial et sa réponse équivalente dans le domaine spatial. Ces paramètres de simulation ont été choisis comme ceux utilisés dans [24].

3.3.1.2. Fonction de transfert du volume conducteur

Nous avons simulé le potentiel du volume conducteur dans six points de détections suivant la direction de la longueur de la fibre active (celle qui contient la source). Ces points sont suffisamment espacés pour couvrir presque toute la longueur du muscle. La figure 3.2 représente un exemple de la fonction de transfert spatiale 2-D du volume conducteur triangulaire qui correspond au point de détection $(x_e = 5\, mm,\, y_e = 0)$.

On constate d'après la forme de la fonction de transfert montrée par la figure 3.2 que l'effet du volume conducteur triangulaire est équivalent à un filtre spatial 2-D passe-bas. Nous avons simulé les fonctions de transferts correspondant aux autres points de détections et nous avons remarqué que ces fonctions de transferts ont toutes la même forme. Cependant, nous avons observé un très léger rétrécissement de la fonction de transfert détectée au point $(x_e = 5\, mm,\, y_e = 0)$ par rapport aux autres points de détections qui n'est

pas visible avec les figures 2-D. Cette différence a été mise en évidence par des coupes longitudinales 1-D des fonctions de transferts 2-D correspondant aux points de détections à comparer (fig. 3.3). La dimension de la coupe longitudinale correspond exactement à la direction longitudinale de la fibre active. Et elle correspond à la direction radiale dans un volume conducteur triangulaire tant que les fibres sont arrangées suivant cette direction. On déduit que suivant la direction longitudinale de la fibre active, le potentiel du volume conducteur est déformé (change de forme) uniquement dans la zone où les fibres sont très serrées entre elles. Alors que dans la zone où les fibres sont de plus en plus espacées entre elles, ces potentiels gardent la même forme.

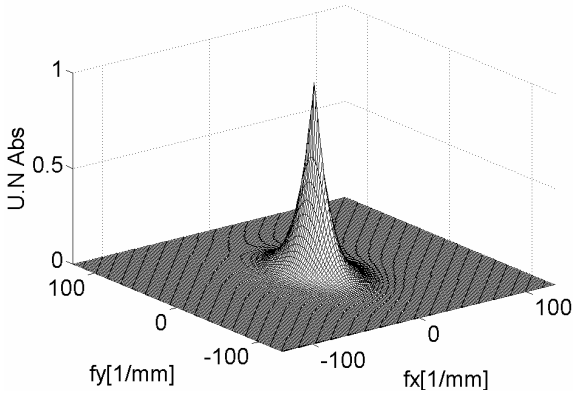


Fig. 3.2. Fonction de transfert 2-D du volume conducteur triangulaire générée au point de détection $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$.

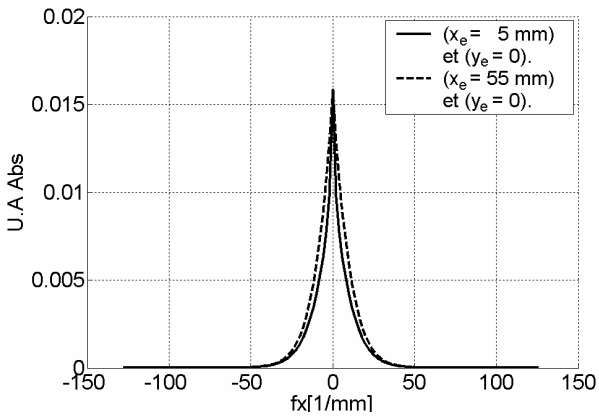


Fig. 3.3. Comparaison des fonctions de transferts 1-D du volume conducteur triangulaire correspondantes aux points de détections : $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$.

Les paramètres de simulation sont : $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$ et $Z_S = 5\,mm$.

3.3.1.3. Réponse du volume conducteur à une impulsion de Dirac

Les réponses du volume conducteur triangulaire à une impulsion de Dirac aux points de détections $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$ correspondent aux figures 3.4 et 3.5 respectivement. Ces deux figures montrent que ces réponses sont différentes. Cette différence a été mise en évidence par des coupes longitudinales comme le montre la figure 3.6.

Les courbes 1-D de la figure 3.6 montrent :

- Une atténuation dans l'amplitude maximale de la réponse impulsionnelle du volume conducteur triangulaire correspondante au point de détection $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ par rapport à la réponse détectée au point $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$.

- Une très nette asymétrie dans l'atténuation du potentiel à gauche et à droite (suivant la direction longitudinale de la fibre) du point de détection $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ qui est localisé dans la zone où les fibres sont très serrées entres elles. Par contre, cette atténuation du potentiel à gauche et à droite du point de détection $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$, localisé dans la zone où les fibres sont espacées entres elles, est très symétrique.

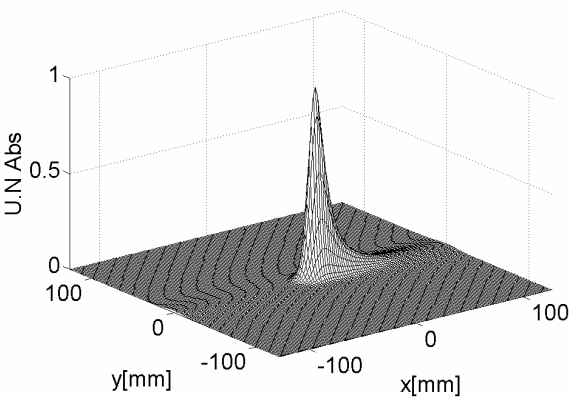


Fig. 3.4. Réponse (2-D) à une impulsion de Dirac du volume conducteur triangulaire correspondante au point de détection $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$.

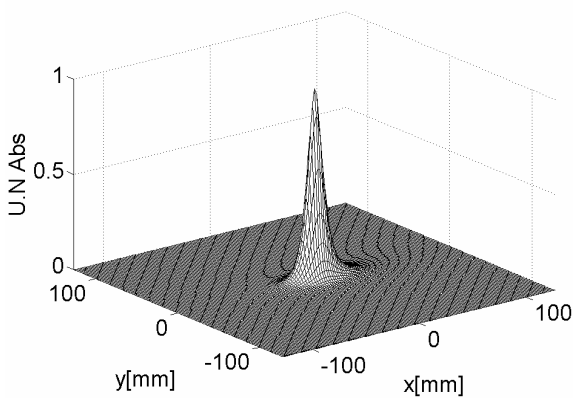


Fig. 3.5. Réponse (2-D) à une impulsion de Dirac du volume conducteur triangulaire correspondante au point de détection $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$.

Les paramètres de simulation sont ceux des figures 3.2 et 3.3.

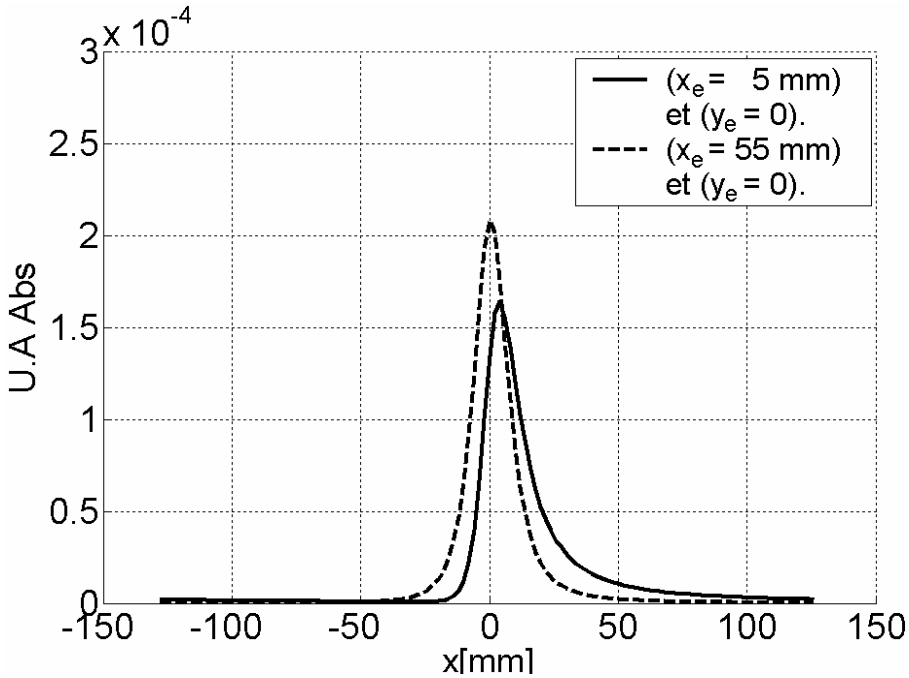


Fig. 3.6. Comparaison des réponses (1-D) du volume conducteur triangulaire à une impulsion de Dirac correspondantes aux points de détections : $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$.

Nous avons simulé les réponses impulsionnelles correspondant aux points situés dans la zone où les fibres sont espacées entres elles et nous avons constaté qu'elles ne subissent aucune déformation. L'atténuation de l'amplitude du signal est très symétrique dans cette zone.

L'arrangement des fibres en forme d'éventail dans un muscle triangulaire (arrangement suivant la direction radiale) produit deux régions ou zones de détections bien distinctes qui sont :

- La zone de convergence des fibres où elles sont très rapprochées entre elles.
- La zone de divergence des fibres où elles sont de plus en plus éloignées entre elles.

Nous constatons d'après la figure 3.4 et 3.5 que l'atténuation du potentiel dans les directions transversales (x, y) est très rapide. On déduit que, dans la surface où la valeur absolue du potentiel est non nulle (surface délimitée par le point d'origine du repère jusqu'à l'atténuation du potentiel complète), les fibres peuvent être considérées comme arrangées parallèlement uniquement dans la zone de divergence des fibres. Ceci conduit au fait que le potentiel détecté est symétriquement atténué à gauche et à droite du point de détection. D'où l'analogie de l'effet du volume conducteur triangulaire avec le modèle planaire (fibres parallèles). En effet la référence [24] montre que le potentiel détecté dans un volume conducteur planaire est symétriquement atténué de part et d'autre du point de détection. Alors que dans la zone de convergence des fibres, la distribution radiale (en éventail) des fibres est très évidente et elle est de plus en plus importante au fur et à mesure qu'on se rapproche du point de convergence $(x_e = 0, y_e = 0)$ dans cette zone, le potentiel détecté est très atténué suivant la longueur de la fibre du coté gauche du point de détection alors qu'il est moins atténué de son coté droit. Notons que ce phénomène d'atténuation asymétrique du potentiel est causé par l'arrangement radial des fibres anisotropes.

Nous concluons que :

- Dans la zone de divergence, on peut considérer que l'arrangement spatial des fibres uniquement sous la surface d'atténuation très rapide du potentiel est en parallèle. Le volume conducteur triangulaire se comporte alors exactement comme un volume conducteur planaire (fibres parallèles) invariant dans l'espace.
- Dans la zone de convergence et sous la surface d'atténuation très rapide du potentiel, l'arrangement des fibres est toujours très serré d'une manière qu'elles gardent leur aspect en forme d'éventail. Le volume conducteur triangulaire

provoque en conséquence une asymétrie dans l'atténuation spatiale du signal à gauche et à droite du point de détection suivant la direction de la longueur de la fibre.

Pour montrer clairement l'effet du volume conducteur triangulaire, nous avons simulé les réponses impulsionnelles du volume conducteur triangulaire (fig. 3.7) correspondantes à des points de détections localisés dans la zone très proche du tendon gauche, c'est-à-dire très proche du point $(x_e = 0, y_e = 0)$. Quoique, il n'est pas recommandé de détecter le potentiel dans la région extrêmement proche des tendons à cause du phénomène d'extinction des potentiels très controversé [24].

La figure 3.7 montre que l'asymétrie dans l'atténuation spatiale à gauche et à droite du point de détection atteint des proportions importantes au fur et à mesure qu'on se rapproche d'avantage du point de convergence $(x_e = 0, y_e = 0)$. Cette atténuation est très rapide au point où cette asymétrie crée un léger décalage de la réponse impulsionnelle vers la droite. La simulation du potentiel dans la zone très proche du tendon gauche, provoque une atténuation très rapide et très asymétrique du potentiel (fig. 3.7). Ces résultats concordent parfaitement avec la réalité. En fait au voisinage du point de convergence, toutes les fibres musculaires se fusionnent pour former le réseau dense et fort du tissu des tendons où le signal est fortement amorti mais tout de même d'une manière progressive [24]. En outre, le calcul de la limite mathématique du potentiel du volume conducteur quand $(x_e \to 0, y_e \to 0)$ est égale à zéro.

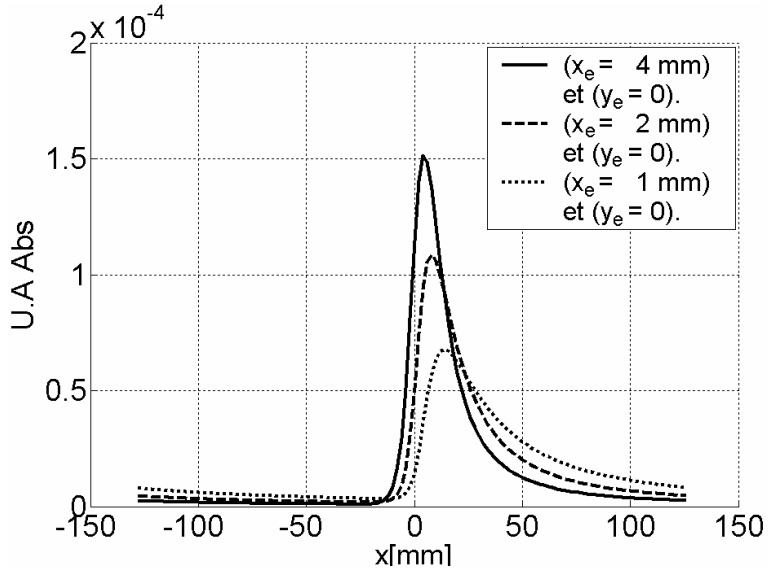


Fig. 3.7. Comparaison des réponses (1-D) du volume conducteur triangulaire à une impulsion de Dirac correspondantes aux points de détections : $(x_e = 4\,mm, y_e = 0)$, $(x_e = 2\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 1\,mm, y_e = 0)$.

Remarque

Les deux zones de convergence et de divergence des fibres ne sont pas délimitées par une frontière. En effet, leurs définitions est relative à un certain nombre de paramètres variables telle que la position radiale du point de détection conjugué avec l'étendue de l'aire d'atténuation très rapide du potentiel qui dépend des caractéristiques anatomiques et physiques du volume conducteur (conductivités et épaisseurs des couches de la graisse et de la peau, profondeur de la fibre, rapport d'anisotropie de la couche du muscle et distance inter électrodes).

3.3.2. Simulation dans la direction transversale des fibres (direction angulaire)

La direction transversale de toutes les fibres dans un volume conducteur triangulaire est équivalente à un cercle dont son centre est l'axe des *z* dans un système de coordonnées cartésiennes. Nous avons pris quatre points de détections pour simuler les réponses impulsionnelles du volume conducteur suivant la direction angulaire ou transversale des fibres. Les deux premiers points localisés dans la zone de convergence des fibres $(x_e = 5\,mm, y_e = \pm 3\,mm)$ et les deux autres points $(x_e = 70\,mm, y_e = \pm 42\,mm)$ localisés dans la zone de divergence. En effet, il s'agit de deux points qui ont subit deux rotations symétriques (symétriques par rapport à l'axe $y = 0$) correspondant à deux décalages angulaires d'un angle $\theta = +31°$ et d'un angle $\theta = -31°$.

3.3.2.1. Réponse à une impulsion de Dirac

Les figures 3.8 et 3.9 représentent les réponses impulsionnelles du volume conducteur triangulaire détectées aux points $(x_e = 5\,mm, y_e = -3\,mm)$ et $(x_e = 70\,mm, y_e = -42\,mm)$ qui sont en effet équivalentes à une rotation d'un angle $\theta = -31°$ des réponses impulsionnelles détectées au point $(x_e = 5.83\,mm, y_e = 0)$ qui est localisé dans la zone de convergence et au point $(x_e = 81.63\,mm, y_e = 0)$ qui est localisé dans la zone de divergence. Ces deux figures montrent très bien l'effet de la rotation de la réponse impulsionnelle du volume conducteur triangulaire suivant la direction angulaire en même temps l'effet de l'atténuation asymétrique du potentiel dans la zone de convergence des fibres suivant la direction radiale (fig. 3.8) ainsi que la symétrie d'atténuation du potentiel détecté dans la zone de divergence des fibres (fig. 3.9).

En plus de ces quatre points de détections simulés comme exemples, nous avons simulé

une série de rotations pour différents points de détections sur la surface du volume conducteur. Nous avons remarqué que toutes les réponses impulsionnelles du volume conducteur triangulaire, détectées par un ensemble de points formant un cercle de rayon R constant tel que $R = \sqrt{x_e^2 + y_e^2}$, ont la même forme et ne subissent aucune déformation ou une atténuation à part une rotation de $\theta = \arctan\left(\frac{y_e}{x_e}\right)$.

En résumé, le comportement du volume conducteur triangulaire peut être décrit par :

- Une déformation des potentiels détectés uniquement dans la zone de convergence des fibres. Cette déformation est représentée par une asymétrie dans l'atténuation du potentiel de plus en plus importante qu'on se rapproche d'avantage du point de convergence des fibres. L'asymétrie de l'atténuation des potentiels est réalisée suivant la direction de la longueur des fibres qui correspond à la direction de propagation des IAP (direction radiale). Cette asymétrie est caractérisée par une grande atténuation du potentiel à gauche du point de détection et une faible atténuation du potentiel à sa droite. Les potentiels détectés dans la zone de divergence des fibres, ils ne sont point déformés. Ainsi, le comportement du volume conducteur triangulaire est équivalent à celui d'un volume conducteur planaire invariant dans l'espace.
- Une invariance dans l'espace du volume conducteur triangulaire suivant la direction angulaire (direction transversale des fibres) : les potentiels détectés suivant la direction angulaire ne sont pas déformés.

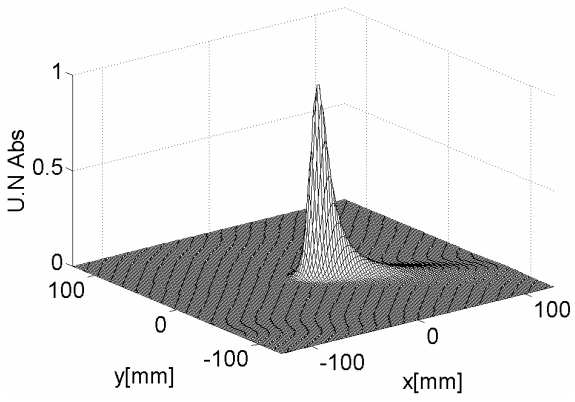


Fig. 3.8. Réponse (2-D) à une impulsion de Dirac du volume conducteur triangulaire correspondante au point de détection : $(x_e = 5\,mm, y_e = -3\,mm)$.

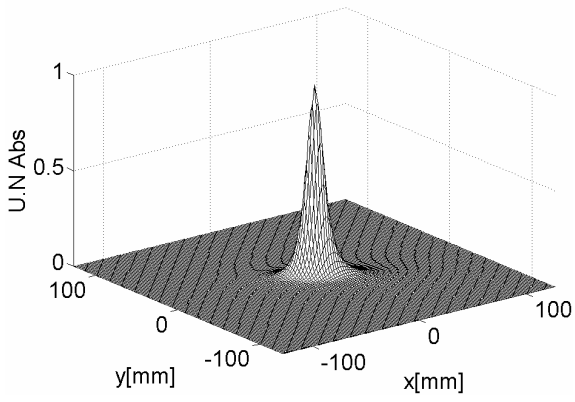


Fig. 3.9. Réponse (2-D) à une impulsion de Dirac du volume conducteur triangulaire correspondante au point de détection : $(x_e = 70\,mm, y_e = -42\,mm)$.

Les paramètres de simulation sont ceux utilisés dans les figures 3.2 et 3.3.

3.4. SIMULATION DU SYSTEME DE DETECTION

Un système de détection est modélisé comme un filtre spatial 2-D composé lui-même par l'association de deux filtres spatiaux 2-D. Le premier filtre modélise la forme et les dimensions des électrodes et le deuxième est formé par la combinaison linéaire spatiale elle-même d'un certain nombre d'électrodes dans le cas où on utilise plus d'une électrode [24]. Dans le cas de volumes conducteurs variants dans l'espace, cette association de filtres ne peut pas être réduite à une simple cascade comme se fût le cas dans les volumes conducteurs invariants dans l'espace mais plutôt comme une combinaison linéaire modélisant l'arrangement spatial des électrodes sur la surface de détection.

3.4.1. La détection mono polaire

C'est le plus simple système de détection qui consiste en une électrode qui détecte le potentiel EMG de surface dans le site d'enregistrement par rapport à un point de référence. Ce point de référence est une autre électrode placée dans une location électriquement silencieuse ou qui contient des signaux électriques indépendants des signaux à enregistrer par l'électrode de détection [79]. Ce type de détection enregistre toutes les activités générées par le muscle désiré ou non (crosstalks) au voisinage du site de détection.
Les caractéristiques de la détection mono polaire sont [24] et [79] :

- Elle donne un maximum d'informations d'une manière globale sur le signal détecté.
- Elle est la meilleure pour obtenir des informations autour de la région des tendons.
- Elle a la difficulté d'éliminer les lignes spectrales d'interférence.
- Elle permet de contaminer facilement le signal par le bruit.

3.4.1.1. Fonction de transfert des différentes formes d'électrodes

D. Farina et R. Merletti [24] ont donné les fonctions de transferts des électrodes de forme rectangulaire, elliptique et circulaire dans le domaine fréquentiel spatial 2-D.
La fonction de transfert modélisant la forme et les dimensions des électrodes représente le mode de détection mono polaire. La figure 3.10 représente la fonction de transfert d'une électrode isotrope de forme circulaire et les figures 3.11 et 3.12 représentent les fonctions de transferts des électrodes anisotropes de formes rectangulaire et elliptique.
Les figures 2-D (fig. 3.10 – 3.12) montrent en effet et sans exception que n'importe quelle

forme d'électrode agit comme un filtre spatial 2-D passe-bas (plus au moins sélectif d'une forme à une autre).

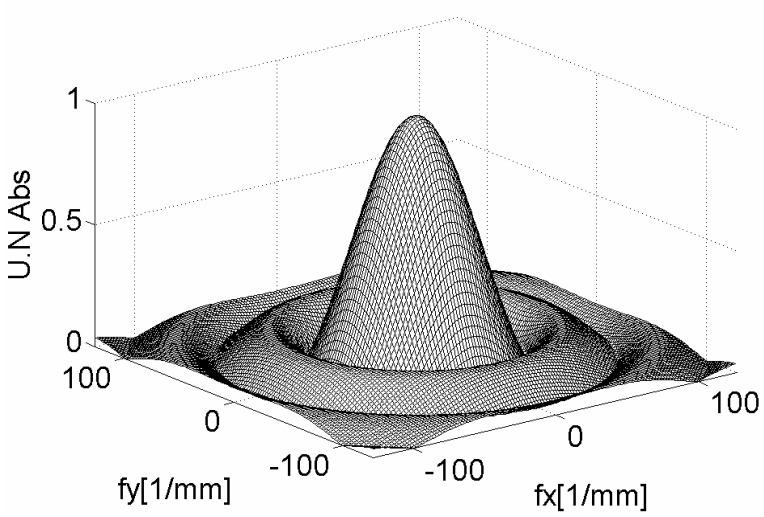


Fig. 3.10. Fonction de transfert (2-D) de l'électrode circulaire de rayon $(r = 10\,mm)$.

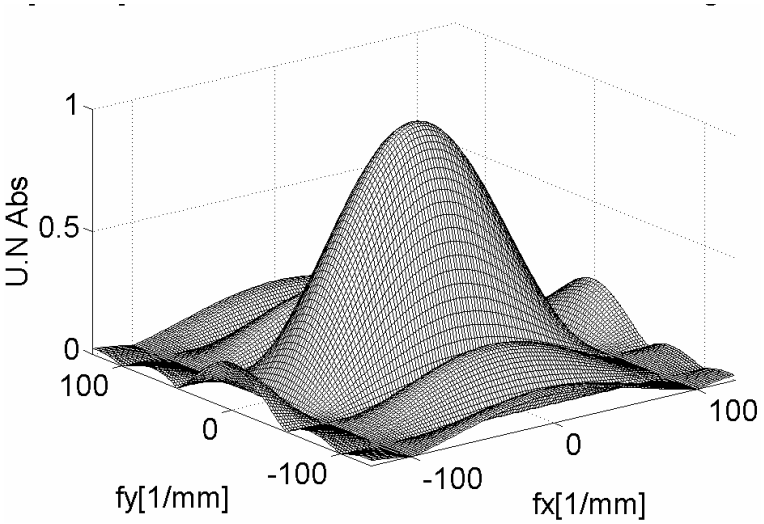


Fig. 3.11. Fonction de transfert (2-D) de l'électrode rectangulaire de largeur $(a = 10\,mm)$ et de longueur $(b = 20\,mm)$.

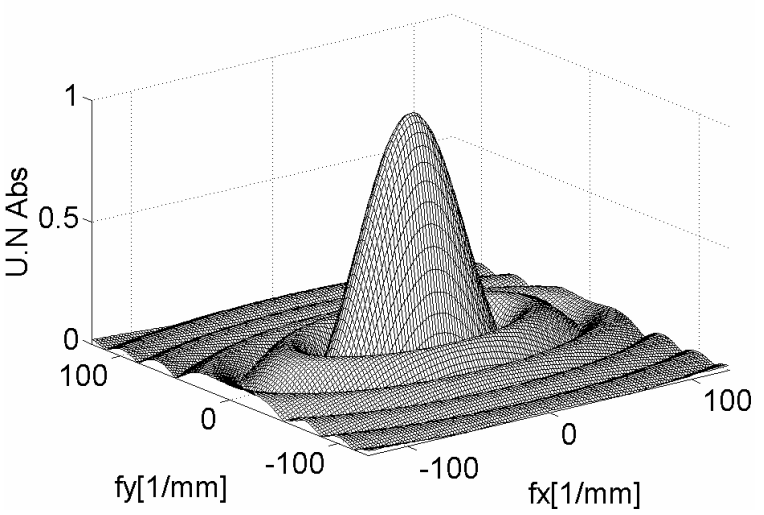


Fig. 3.12. Fonction de transfert (2-D) de l'électrode elliptique de petit axe $(2a = 20\,mm)$ et de grand axe $(2b = 40\,mm)$.

3.4.1.2. Etude de l'isotropie des électrodes

L'isotropie d'un système est un critère très important surtout dans le cas des électrodes, où on veut voir si le sens d'orientation des fibres a un effet ou non sur la réponse du filtre global. Ainsi, nous pouvons juger la sensibilité de l'électrode à l'orientation des fibres ou à la rotation de l'électrode sur elle-même. Pour ce faire, nous avons fait subir à toutes les fonctions de transferts de différentes formes d'électrode à une rotation de 30°. La figure 3.13 représente à titre d'exemple la fonction de transfert d'une électrode elliptique. La comparaison des figures 3.12 et 3.13 montre que la fonction de transfert d'une électrode anisotrope change de forme sous l'effet d'une rotation.

Nous avons également simulé la fonction de transfert des électrodes isotropes de forme circulaire sous une rotation de 30° et nous avons constaté que la fonction de transfert de ce type d'électrode garde la même forme. En effet, les électrodes de forme circulaires, à cause de leur symétrie circulaire, sont parfaitement isotropes et sont donc parfaitement insensibles à l'orientation des fibres musculaires. Tandis que les autres formes d'électrodes anisotropes (rectangulaire et elliptique) sont très sensibles.

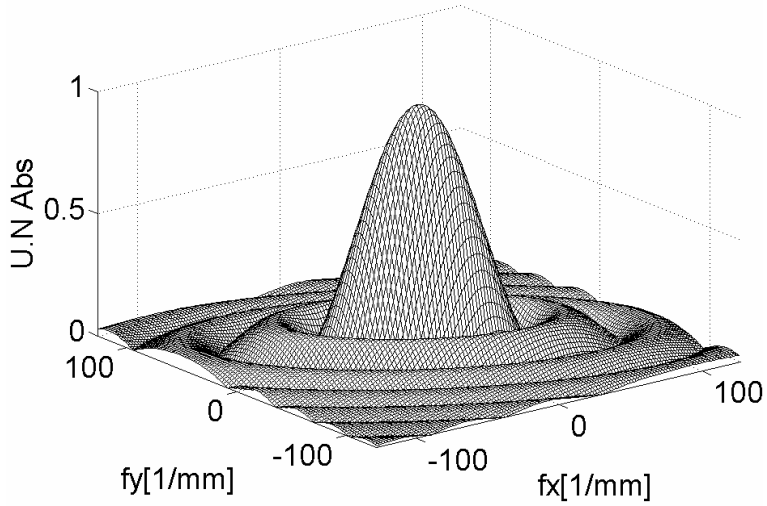


Fig. 3.13. Fonction de transfert (2-D) de l'électrode elliptique de petit demi axe $(2a = 20mm)$ et de grand demi axe $(2b = 40\,mm)$ avec une rotation $(\theta = 30°)$.

3.4.2. Les filtres spatiaux

La détection mono polaire ne permet pas de séparer les potentiels d'action d'unités motrices des signaux interférés [13]. C'est pourquoi, des techniques d'enregistrements différentielles basées sur le filtrage spatial des signaux EMG de surface ont été exploitées pour faire face aux problèmes des interférences des signaux en mode commun. Le filtrage

spatial implique la réduction dans le volume de détection et une réduction du nombre de sources (unités motrices) qui contribuent à l'interférence du signal EMG de surface [13]. 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.

Notre but dans ce présent travail est l'étude du comportement du volume conducteur triangulaire. Alors, nous n'allons pas faire une étude des performances des différents filtres spatiaux ou des systèmes de détection. Il est à signaler que plusieurs chercheurs ont traité le sujet de la sélectivité des filtres spatiaux [11], [13], [29], [40], [65], [70], [71] et [75]. Nous allons présenter seulement quelques filtres spatiaux (huit au total) dans le but de comparer les différents potentiels SFAP générés par ces différents modes de détections.

3.4.2.1. La détection unidimensionnelle

La détection unidimensionnelle comprend les filtres suivants :

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

3.4.2.1.1. Le filtre différentiel simple

Le premier filtre spatial a été proposé par Bryan Matthews (1934) selon la référence [79]. Bryan Matthews a noté que les mesures des électrocardiogrammes du cœur et du foie d'une grenouille ont presque la même amplitude quand les mesures sont effectuées dans chaque cas avec deux électrodes l'une est l'électrode d'enregistrement et l'autre l'électrode de référence par rapport à la terre (l'électrode de référence est unique). Et puisque cela parait-il improbable d'avoir la même amplitude, il a essayé d'utiliser une des électrodes d'enregistrement comme électrode de référence (l'électrode a été supprimée). Dans ce cas le signal du foie a disparu, alors que celui du cœur est devenu de petites amplitudes mais plus significatif de l'activité du cœur. L'explication de ces deux cas est liée à l'électrode de

référence. Dans le premier cas, c'est la terre qui est prise comme référence aux deux électrodes d'enregistrements (sont référencées en mode commun). Alors que dans le deuxième cas, une des deux électrodes d'enregistrement est prise comme référence par rapport à l'autre électrode (sont interconnectées en mode différentiel). Ainsi, ce fût la naissance du premier filtre différentiel. Ce type de filtrage est caractérisé par deux masques (l'un longitudinal et l'autre transversal). Un filtre différentiel est constitué de deux électrodes mono polaires qui enregistrent le potentiel d'une électrode d'enregistrement par rapport à une autre électrode d'enregistrement prise comme point de référence. Les signaux enregistrés par ces deux électrodes sont soustraits l'un par rapport à l'autre et les signaux en mode communs sont éliminés (rejet en mode commun). 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 [79].

Les caractéristiques du filtre SD sont [79] et [65] :

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

3.4.2.1.2. Le filtre différentiel double

La détection DD a été introduite par Broman et al. en 1985 [79] et a été décrite et implantée par Reucher et al. en 1987 [71]. Ce type de détection est composé par trois électrodes et trois amplificateurs différentiels. Le signal est détecté par deux systèmes SD. La sortie des deux premiers systèmes SD est connectée à l'une des entrés du troisième système différentiel simple. Le signal différentiel double est donc la différence entre deux signaux différentiels simples comme le montre la figure 3.14 qui représente les montages des filtres différentiels SD et DD. Le système d'enregistrement peut être placé selon son axe principal (direction d'arrangement des trois électrodes) soit longitudinalement ou transversalement par rapport la direction des fibres. 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 dit perpendiculaire à la direction longitudinale de la fibre active.

Les caractéristiques des filtres DD sont [79]:

- 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.

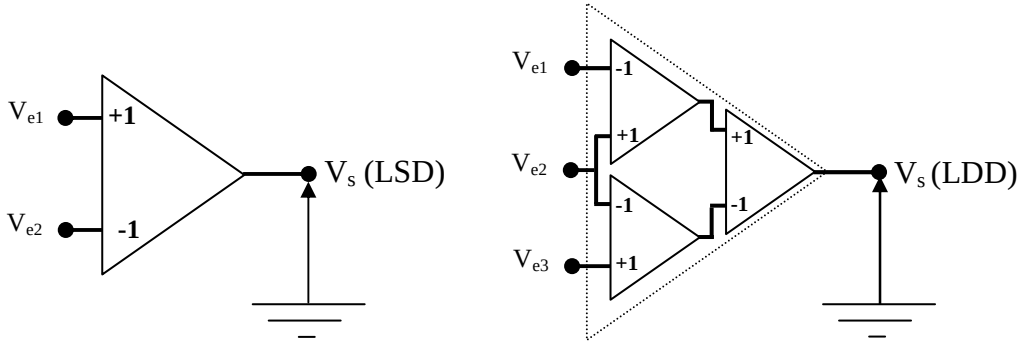


Fig. 3.14. Les montages des filtres différentiels (LSD) et (LDD) [27], [60].

3.4.2.1.3. Fonctions de transfert des filtres spatiaux unidimensionnels

La figure 3.15 montre que les très basses fréquences sont très atténuées. Cette figure montre que l'effet des filtres spatiaux unidimensionnels est équivalent à l'effet des filtres passe-haut. C'est pour cette raison que les filtres différentiels réduisent énormément le bruit de très basses fréquences (typiquement < 10 Hz) (bruit des fils et des électrodes en mouvement). Cette atténuation est réalisée uniquement dans une seule direction où les électrodes sont arrangées.

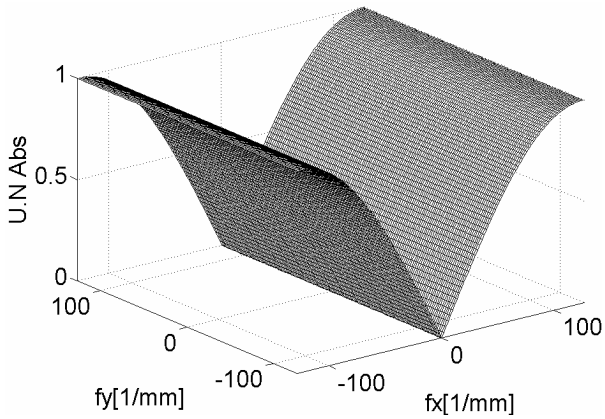


Fig. 3.15. Fonction de transfert (2-D) du filtre spatial LSD.
Paramètres de simulation : $dL = 2\ mm$.

3.4.2.2. La détection bidimensionnelle

La détection bidimensionnelle des signaux EMG de surface est connue sous le nom de l'EMG à haute résolution spatiale (HSR-EMG) [79]. HSR-EMG est la seule méthode non invasive pour déterminer la vitesse de conduction des unités motrices même à des niveaux très élevés de la contraction musculaire maximum (MVC : Maximum Volountary Contraction). Ces filtres sont implantés particulièrement pour la détection du potentiel d'action d'une seule unité motrice, pour l'augmentation de la sélectivité des filtres et pour l'augmentation de la résolution spatiale des filtres spatiaux [75]. 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).

Il y a d'autre types de filtres spatiaux bidimensionnels tels que le filtre maximum de Kurtosis et le filtre binomial inverse d'ordre quatre qui utilisent vingt cinq électrodes que nous n'avons pas considéré. En fait, l'objectif dans ce travail ce n'était pas l'étude des performances des filtres, mais l'étude du comportement du volume conducteur triangulaire. Cette étude a été faite par les filtres spatiaux NDD, IR et IB^2.

3.4.2.2.1. Le filtre différentiel double normal

Reucher et al. (1987) [70] ont introduit le premier filtre spatial à deux dimensions. 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, la détection de l'activité d'une unité motrice est possible même jusqu'à 100% du MVC [79].

3.4.2.2.2. Le filtre rectangulaire inverse

Le filtre IR est composé d'une électrode centrée et entourée par huit électrodes de distribution rectangulaire [13].

3.4.2.2.3. Le 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 [79]. 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 caractérisant chaque type de filtre spatial [65].

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 :

$$W_{NDD} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix},\ W_{IR} = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix},\ W_{IB^2} = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ -2 & 12 & -2 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix},$$

Fig. 3.16. Masques des différents filtres spatiaux utilisés [65].

3.4.2.2.4. Fonctions de transfert des filtres spatiaux bidimensionnels

La figure 3.17 représente la fonction de transfert du filtre spatial bidimensionnel (IR) simulée avec les paramètres : $dL = 2.5\,mm$, $dT = 2.5\,mm$. Cette figure montre que l'effet des filtres spatiaux bidimensionnels est équivalent à l'effet des filtres passe-haut. Nous avons aussi simulé les fonctions de transferts des filtres NDD et IB² qui se comportent également comme des filtres passe-haut.

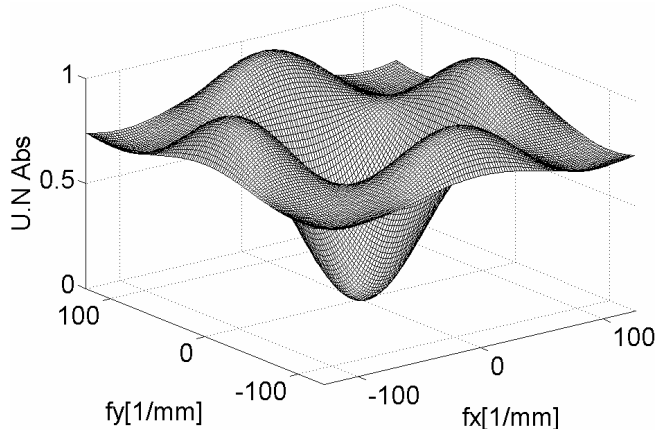


Fig. 3.17. Fonction de transfert (2-D) du filtre spatial IR.

3.4.2.3. Etude de l'isotropie des filtres spatiaux

L'anisotropie et la sélectivité des systèmes de détection ont déjà fait l'objet de plusieurs travaux de recherche [29], [58], [65] et [75]. Les figures 3.18 et 3.19 montrent à titre d'exemple les fonctions de transfert des filtres spatiales TSD et IR ayant subi une rotation d'un angle $\theta = 25°$.

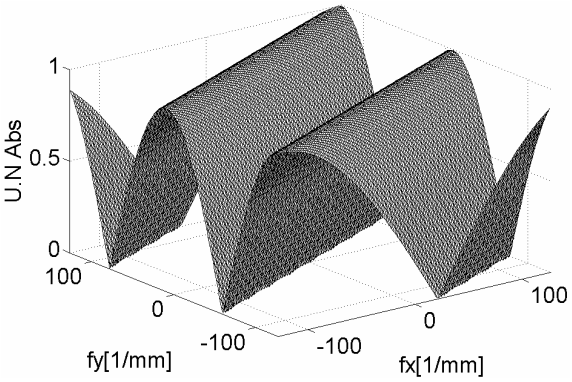


Fig. 3.18. Fonction de transfert (2-D) du filtre spatial TSD avec une rotation $(\theta = 25°)$.

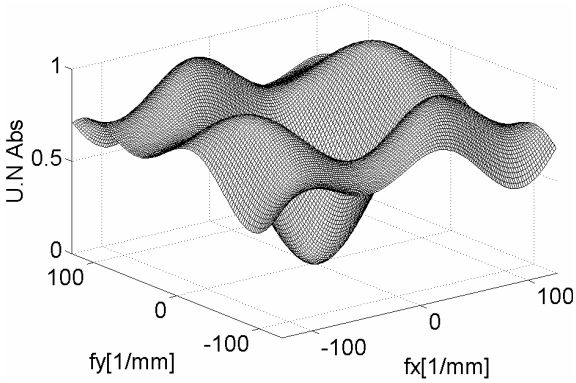


Fig. 3.19. Fonction de transfert (2-D) du filtre spatial IR avec une rotation $(\theta = 25°)$.

Il est évident d'après la figure 3.18 que sous l'effet de la rotation, la fonction de transfert du filtre spatial unidimensionnel TSD change de forme. On déduit que les filtres spatiaux unidimensionnels sont extrêmement anisotropes (très sensibles à l'orientation des fibres). La figure 3.19 montre que l'atténuation des basses fréquences dans toutes les directions est très symétrique par le filtre spatial bidimensionnel IR même s'il a subi une rotation $\theta = 25°$. On a observé le même phénomène pour les filtres bidimensionnels NDD et IB². On conclue que les filtres bidimensionnels sont plus isotropes par rapport aux filtres unidimensionnels.

Farina et al [29], ont montré qu'une amélioration nette de la résolution spatiale est obtenue avec les systèmes de détection 2-D. ainsi, les systèmes de détection 2-D sont moins sensibles à l'orientation des fibres musculaires par rapport aux systèmes de détection 1-D. Les systèmes de détection 2-D sont donc moins sensibles à l'orientation des fibres et par conséquent l'emplacement des électrodes est moins critique avec ce type de filtres.

3.4.3. Fonctions de transferts des différents systèmes de détections

Un système de détection est une combinaison linéaire de deux filtres spatiaux déjà vu ci-dessus (forme et dimensions des électrodes et le filtre spatial). On a constaté que les électrodes de forme circulaire sont parfaitement isotropes alors que les électrodes de

forme rectangulaire et elliptique sont anisotropes. De même, les filtres spatiaux unidimensionnels sont très anisotropes alors que les filtres spatiaux bidimensionnels sont plus au moins isotropes. D'après ces deux constatations, nous avons simulé les fonctions de transferts de quelques systèmes de détections composés par des filtres spatiaux anisotropes et isotropes. Ces filtres sont constitués par des électrodes isotropes de forme circulaire et avec des électrodes anisotropes de forme rectangulaire. On a étudié l'anisotropie de ces différents systèmes de détections avec des électrodes anisotropes de forme elliptique.

3.4.3.1. Détection avec des électrodes isotropes de forme circulaire

Nous avons simulé les fonctions de transferts d'un système de détection unidimensionnel qui est représenté par le système de détection LDD (fig. 3.20) et la fonction de transfert d'un filtre bidimensionnel représenté par le système de détection IB^2 (fig. 3.21). Ces deux figures montrent que les systèmes de détections unidimensionnels ou bidimensionnels sont équivalents à des filtres spatiaux 2-D passe bas. Nous avons simulé plusieurs fonctions de transferts correspondant aux différents systèmes de détections et nous avons constaté que tous les systèmes de détections se comportent sans exception comme des filtres passe-bas.

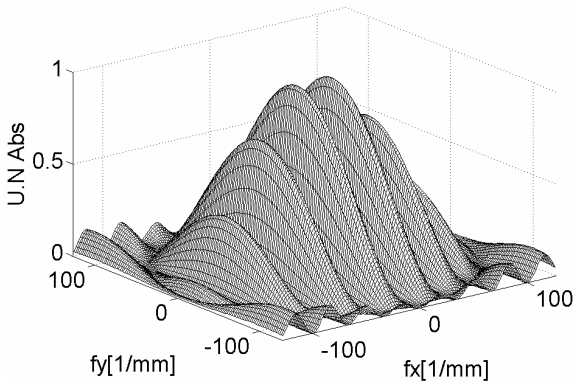


Fig. 3.20. Fonction de transfert (2-D) du système de détection LDD.

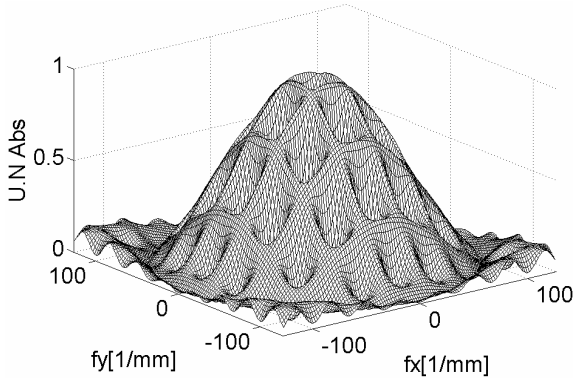


Fig. 3.21. Fonction de transfert (2-D) du système de détection binomial inverse (IB^2).

Ces fonctions de transferts Simulées avec les paramètres : $r = 5\,mm,\ dL = 15\,mm,\ dT = 15\,mm.$

3.4.3.2. Etude de l'isotropie des différents systèmes de détections

On applique toujours la même opération de rotation pour voir si un système quelconque est isotrope ou pas. Cette fois-ci, l'angle de rotation du système de détection est $\theta = 35°$. On a choisit des électrodes anisotropes de forme elliptique.

3.4.3.2.1. Détection avec des électrodes anisotropes de forme elliptique

Pour examiner l'effet de la rotation sur l'isotropie des différents systèmes de détections, nous avons simulé plusieurs fonctions de transferts correspondantes aux différents systèmes de détections sous l'effet de différents angles de rotation. Nous avons pris comme exemple les fonctions de transferts correspondant aux deux systèmes TSD et IB^2 avec un angle de rotation $\theta = 35°$ comme le montrent les figures 3.22 et 3.23 respectivement. Ces deux systèmes de détection sont composés par des électrodes anisotropes de forme elliptique. La figure 3.22 montre que la fonction de transferts correspondant au système de détection unidimensionnel (LDD) a changé de forme avec la rotation. Alors que la figure 3.23 montre que la fonction de transfert du système de détection bidimensionnel (IB^2) a plus au moins gardé sa forme sous l'effet de cette rotation.

On conclut que :

- Les systèmes de détections unidimensionnels sont fortement anisotropes.
- Les systèmes de détections bidimensionnels sont plus au moins isotropes.
- Le système de détection mono polaire avec des électrodes isotropes est insensible à l'orientation des fibres vu la forme circulaire des l'électrodes. Mais, il permet facilement la contamination du signal par le bruit (les très basses fréquences ne sont pas filtrées).
- Les systèmes de détections unidimensionnelles sont moins sensibles au bruit à cause de leurs processus différentiel (filtrage différentiel). mais, ils sont très sensibles à l'orientation des fibres à cause de leurs processus différentiel qui est réalisé suivant une seule dimension spatiale.

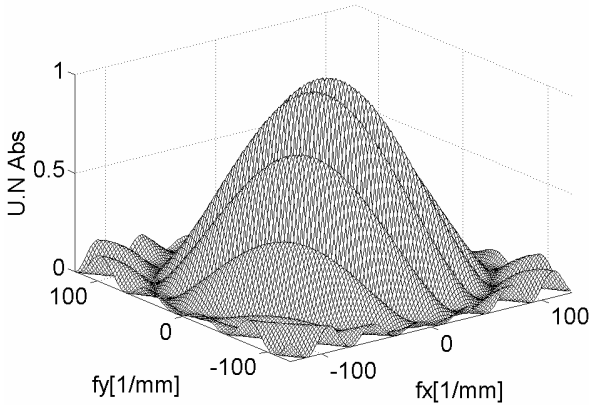


Fig. 3.22. Fonction de transfert (2-D) du système LDD avec une rotation $\theta = 35°$.

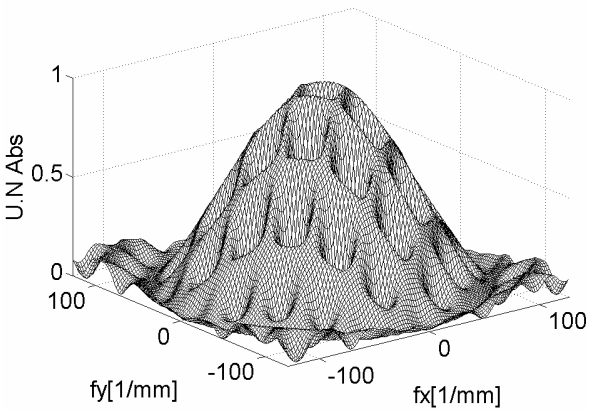


Fig. 3.23. Fonction de transfert (2-D) du système IB^2 avec une rotation $\theta = 35°$.

Paramètres de simulation : $r = 5\ mm,\ dL = 15\ mm,\ dT = 15\ mm,\ \theta = 35°$.

- Les systèmes de détections bidimensionnelles sont presque insensibles à l'orientation des fibres. Leur processus différentiel est réalisé suivant les deux dimensions spatiales. Ainsi, ils sont tous caractérisés par leur isotropie.

3.5. SIMULATION DU POTENTIEL GENERE PAR UNE SEULE FIBRE

Le potentiel détecté à la surface de la peau à un instant donné est un potentiel généré par plusieurs sources (fibres) dont leur sommation constitue le potentiel généré par une seule unité motrice (MUAP). En dépit de cette sommation, la représentation du potentiel spatial SFAP généré par une seule fibre musculaire (une seule source de courant) est alors suffisante. Néanmoins, le calcul du potentiel généré par un muscle entier pose de sérieux problèmes notamment dans la modélisation du phénomène du recrutement spatial et temporel des différentes unités motrices constituant ce muscle en fonction du la force développée par celui-ci.

3.5.1. Fonction de transfert du filtre global

L'effet du volume conducteur triangulaire avec le système de détection est considéré comme étant un filtre spatial passe-bas. La figure 3.24 montre un exemple de la fonction de transfert (2-D) du filtre global du volume conducteur triangulaire générée par une impulsion de Dirac et détectée par un système de détection NDD. Nous avons simulé plusieurs fonctions de transferts qui correspondent à différents systèmes de détections. On a remarqué que tous ses systèmes (filtre global) agissent sur le signal comme un filtre spatial 2-D passe-bas comme le montre figure 3.24 pour le système NDD.

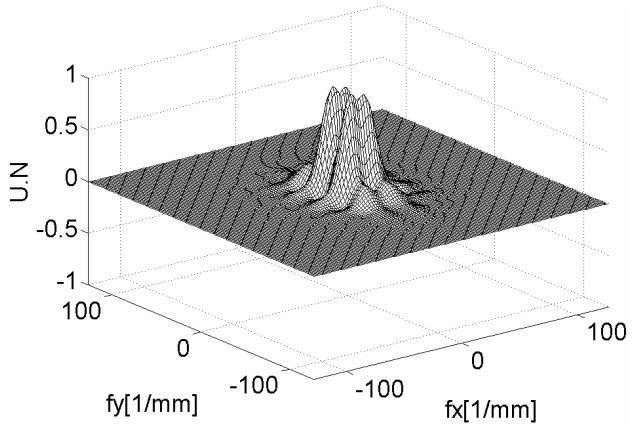


Fig. 3.24. Fonction de transfert (2-D) du filtre global correspondante au point de détection $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ détectée par un système NDD.

Les paramètres de simulation sont : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $dT = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$ et $Z_S = 5\,mm$.

3.5.2. Réponse du système à une impulsion de Dirac

a) Détection du potentiel avec une seule électrode

Les figures 3.25 et 3.26 représentent deux réponses impulsionnelles détectées dans deux points différents sur la surface de la peau. La figure 3.25 correspond au point de détection situé dans la zone de convergence des fibres alors que la figure 3.26 correspond au point situé dans la zone de divergence des fibres.

La figure 3.25 montre clairement la déformation du potentiel détecté dans la zone de convergence. Ce changement dans la forme du potentiel est provoqué par une atténuation du potentiel asymétrique par le volume conducteur triangulaire. La figure 3.26 montre que le signal ne subit aucune déformation dans la zone de divergence des fibres.

L'asymétrie et la symétrie dans l'atténuation des potentiels sont mises en évidence dans la figure 3.27 par des coupes longitudinales 1-D (suivant la longueur de la fibre active) des réponses 2-D du filtre global (fig. 3.25 et 3.26) correspondantes aux deux points de détections $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$. Le potentiel détecté au point situé dans la zone de convergence des fibres est asymétriquement atténué. Il est fortement atténué du coté (à gauche du point de détection) où les fibres sont très serrées entre elles et il est faiblement atténué à droite du point de détection où les fibres sont plus espacées entre elles. Par contre, le potentiel détecté au point situé dans la zone de divergence est symétriquement atténué.

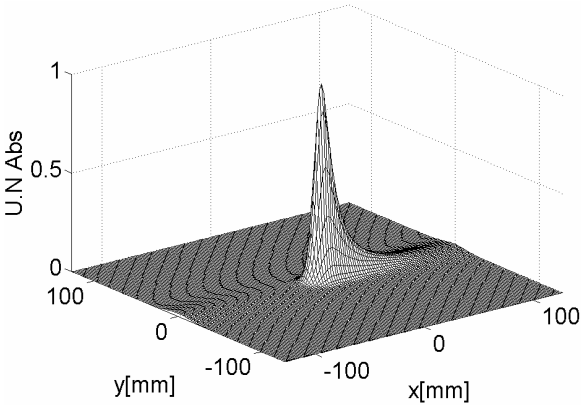


Fig. 3.25. Réponse du filtre global (2-D) à une impulsion de Dirac détectée par un système de détection MP au point $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$.

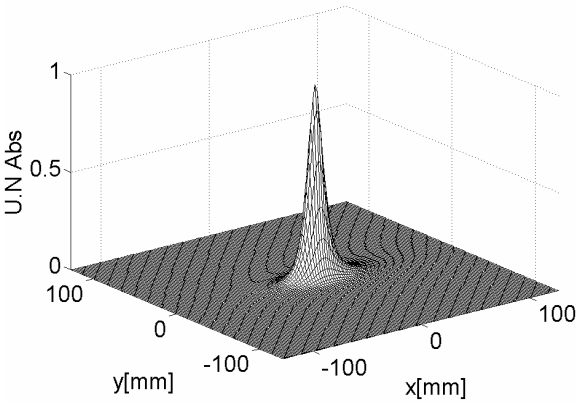


Fig. 3. 26. Réponse du filtre global (2-D) à une impulsion de Dirac détectée par un système de détection MP au point $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$.

Les paramètres de simulation sont ceux donnés en figure 23.

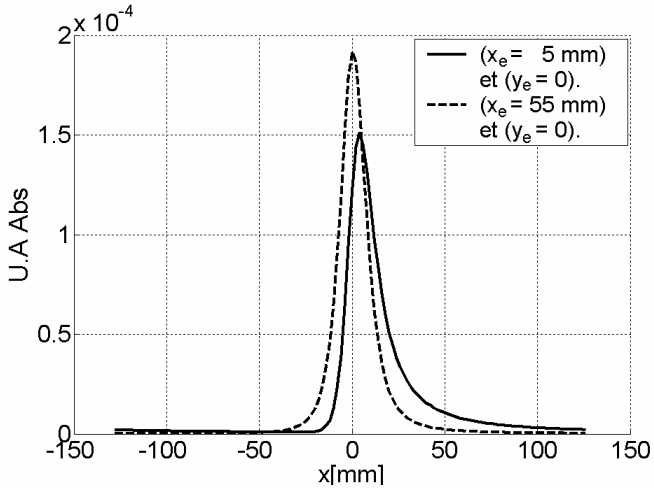


Fig. 3.27. Comparaison des réponses (1-D) du filtre global à une impulsion de Dirac détectées par un système mono polaire aux points $(x_e = 5\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 55\,mm, y_e = 0)$.

b) Détection du potentiel avec une grille d'électrodes

Nous avons simulé également les réponses impulsionnelles détectées par un système de détection LDD. Nous avons constaté que l'effet de l'atténuation asymétrique des potentiels est accompli uniquement dans la zone de convergence des fibres (fig. 3.28) et suivant la direction de la longueur de la fibre active. Alors que dans la zone de divergence, les potentiels détectés sont parfaitement symétrique (fig. 3.29) suivant toujours la même direction. La figure 3.28 montre clairement l'effet d'atténuation asymétrique du potentiel par un volume conducteur triangulaire. Par contre, dans la zone de divergence, le potentiel est atténué d'une manière très symétrique au point où nous pouvons assimilé cet effet à celui que produit un volume conducteur planaire invariant dans l'espace.

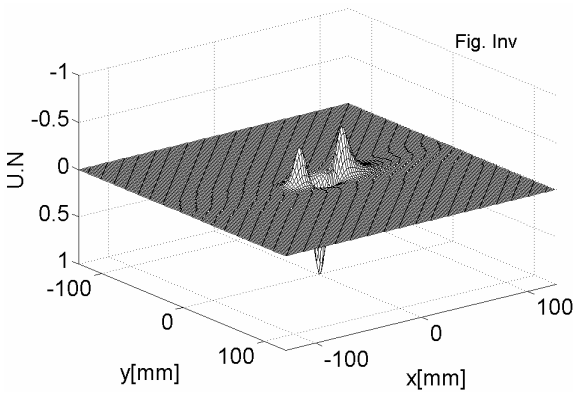


Fig. 3.28. Réponse du filtre global (2-D) à une impulsion de Dirac détectée par un système LDD au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$

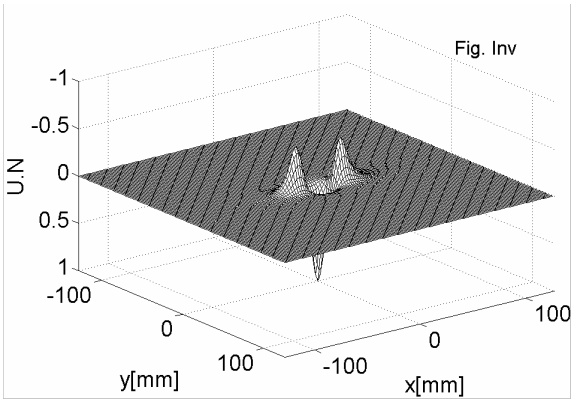


Fig. 3.29. Réponse du filtre global (2-D) à une impulsion de Dirac détectée par un système LDD au point $(x_e = 75\,mm, y_e = 0)$.

Les paramètres de simulation sont : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $dT = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$ et $Z_S = 5\,mm$.

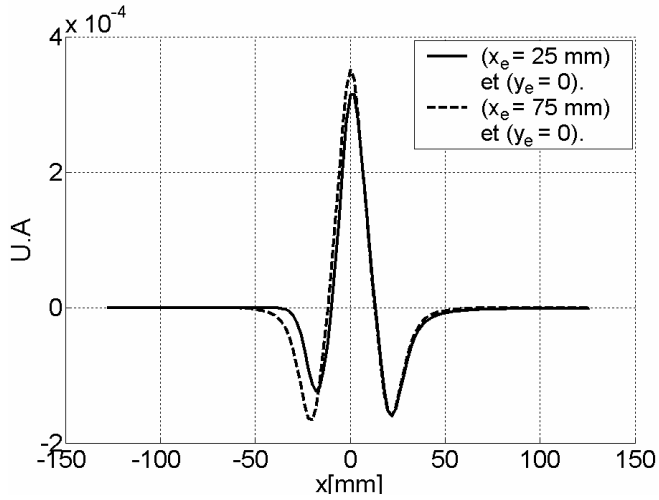


Fig. 3.30. Comparaison des réponses (1-D) du filtre global à une impulsion de Dirac détectées par un système LDD aux points $(x_e = 25\,mm,\, y_e = 0)$ et $(x_e = 75\,mm,\, y_e = 0)$.

3.5.3. SIMULATION DE LA SOURCE DU SIGNAL

Plusieurs chercheurs se sont intéressés à la modélisation mathématique du potentiel d'action intracellulaire (IAP) [39] et [57]. Ces efforts ont conduit à plusieurs approximations mathématiques du potentiel d'action intracellulaire comme l'expression analytique de Rosenfalck [24], [35], [54] et l'approximation triangulaire. La source de densité volumique du courant transmembranaire, considérée comme la dérivée seconde du potentiel d'action intracellulaire, peut être décrite par une expression analytique de Rosenfalck ou par une source tripolaire représentée comme une sommation de trois impulsions de Dirac [60].

3.5.3.1. Source de courant tripolaire

L'approximation la plus simple de la source est la forme triangulaire (fig. 31) [39] et [49]. La somme de trois impulsions de Dirac décalées dans l'espace peut être utilisée pour représenter le courant transmembranaire qui est considéré comme la dérivée seconde du potentiel d'action intracellulaire (IAP). Cependant, le diamètre de la fibre musculaire, les distances et l'intensité du courant transmembranaire ne sont pas des variables indépendantes qui sont incorporées dans les paramètres de cette représentation. L'origine de cette approximation tripolaire est la forme du potentiel d'action intracellulaire qui est supposée en forme d'un triangle asymétrique.

L'exactitude des constantes données aux deux paramètres D1 et D2 n'est pas démontrée [49]. Toutefois, l'effet de cette simplification sur la distribution du potentiel dans le

volume conducteur a été discuté par Andreassen et Rosenfalck et ils ont accepté cette approximation pour la détection du potentiel de surface [60].

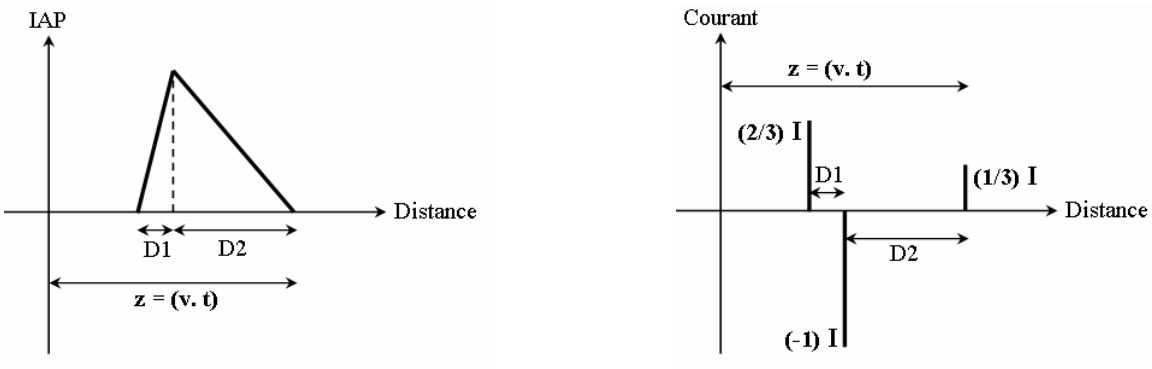


Fig. 3.31. Représentation de l'IAP triangulaire et de la source de courant tripolaire [37].

Paramètres	valeurs	Calculée par
D1	$1{,}6.10^{-3}$ [m]	Roeleveld 1997 [72]
D2	$4{,}8.10^{-3}$ [m]	Roeleveld 1997 [72]
I	388.10^{-9} [A]	Fuglevand 1992 [33]
v	4 [m/s]	Fuglevand 1992 [33]

Tab. 3.1. Valeurs des paramètres utilisées dans l'approximation tripolaire [33] et [72].

3.5.3.2. Source de courant analytique

Une expression analytique du potentiel d'action intracellulaire a été décrite par Rosenfalck en 1969 par la fonction mathématique suivante [3] et [35].

$$V_m(z) = A(z^3)\exp(-\lambda z) - B \qquad z \geq 0 \tag{3.1}$$

Avec $A = 96\, mV.mm^{-3}$, $B = -90\, mV$, $\lambda = 1\, mm^{-3}$.

Dans le domaine temporel, cette source peut être représentée dans le cas de fibres à longueur infinie en effectuant le changement de variable suivant $v = zt$, telle que $v = 4\, m.s^{-1}$. La densité du courant transmembranaire décrit l'activité d'une fibre musculaire qui est proportionnelle à la dérivée seconde de $V_m(z)$ [24], [35], [54] et [76].

$$I_m(z) = \left(\frac{\pi\sigma_i a}{2}\right)\frac{d^2V_m(z)}{dz^2} \tag{3.2}$$

Où σ_i est la conductivité intracellulaire de la fibre musculaire, *a* est le diamètre de la fibre musculaire.

La variable spatiale *z* correspond exactement à la direction spatiale longitudinale des fibres (chemin de propagation des IAP) dans le cas d'un modèle planaire étudié par Farina [24]. Dans notre modèle triangulaire, cette direction est définie par la direction radiale $\rho = \sqrt{x^2 + y^2}$. si nous considérons que la fibre active est localisée à $\theta = 0°$. Elle est équivalente dans un système de coordonnées cartésiennes à la fibre active localisée à $y = 0$ tel que $x \geq 0$.

$$I_m(x) = \left(\frac{\pi\sigma_i a}{2}\right)\frac{d^2V_m(x)}{dx^2} \tag{3.3}$$

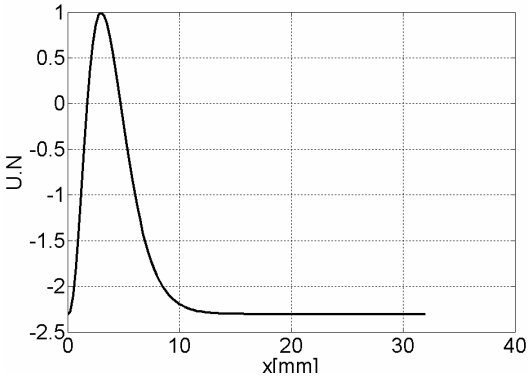


Fig. 3.32. Potentiel d'action intracellulaire (IAP) de Rosenfalck.

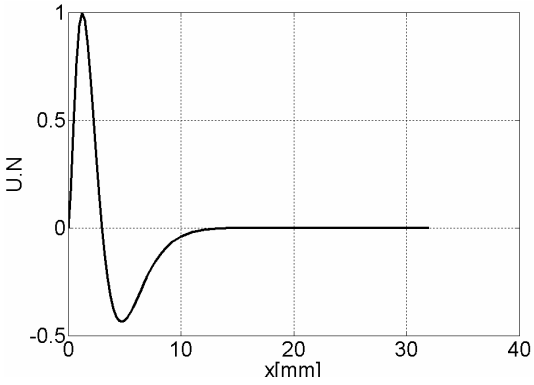


Fig. 3.33. Deuxième dérivée du potentiel d'action intracellulaire de Rosenfalck.

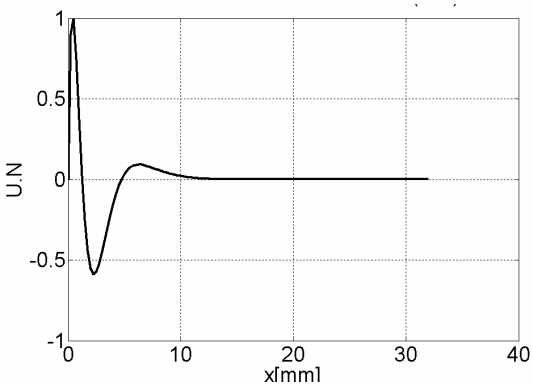


Fig. 3.34. Source de courant transmembranaire de Rosenfalck

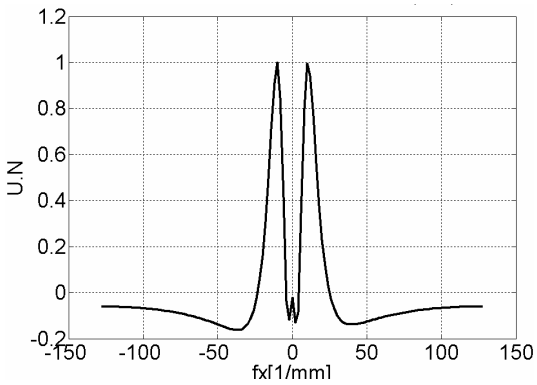


Fig. 3.35. Transformée de Fourier de la source de courant transmembranaire de Rosenfalck

3.5.4. Réponse du système à une source de courant analytique de Rosenfalck

Dans ce qui suit, nous avons simulé deux exemples de potentiels SFAP détectés par le système de détection unidimensionnel LSD (fig. 3.36) et par le système de détection

bidimensionnel IB^2 (fig. 3.37).

La figure 3.38 montre clairement l'effet du volume conducteur triangulaire sur les potentiels SFAP détectés par un système LSD. En effet le potentiel détecté dans la zone de convergence $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par ce système de détection change de forme (atténuation non symétrique) par rapport au potentiel détecté dans la zone de divergence $(x_e = 75\,mm, y_e = 0)$. Les systèmes de détections unidimensionnels sont donc très sensibles à l'orientation des fibres dans un muscle triangulaire. Les potentiels SFAP, détectés dans la zone de convergence, changent de forme par le phénomène de l'atténuation asymétrique induite par l'arrangement radial des fibres anisotropes au fur et à mesure que le point de détection se rapproche du point de convergence des fibres.

La figure 3.39 représente les coupes longitudinales 1-D (suivant la longueur de la fibre active) des potentiels SFAP 2-D détectés par le système IB^2 aux points $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 75\,mm, y_e = 0)$. Bien que les potentiels SFAP simulés dans la zone de convergence devraient normalement subir une déformation, cette figure montre que l'influence du volume conducteur triangulaire sur ce type de système de détection est négligeable. Ceci s'explique par le fait que les filtres spatiaux bidimensionnels sont caractérisés par une isotropie élevée (insensibles à l'orientation des fibres).

Nous avons simulé les potentiels SFAP détectés par plusieurs systèmes de détections bidimensionnels (NDD, IR et IB^2) et nous avons observé que ces systèmes de détections sont plus isotropes que les systèmes de détections unidimensionnels longitudinaux (LSD, LDD).

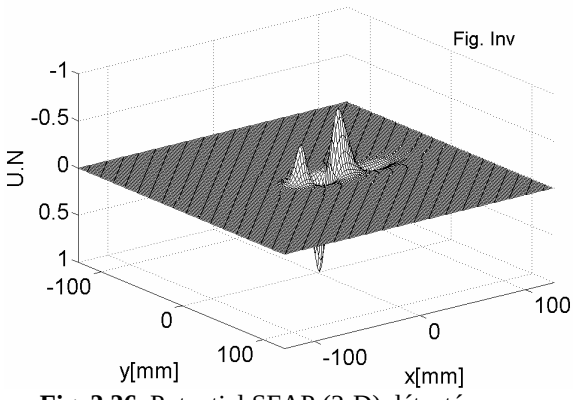


Fig. 3.36. Potentiel SFAP (2-D) détecté par un système LSD au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$

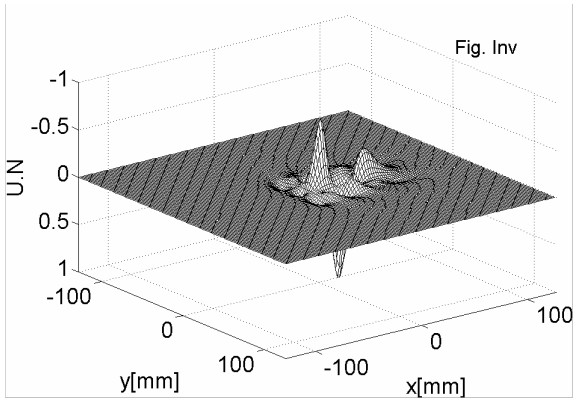


Fig. 3.37. Potentiel SFAP (2-D) détecté par un système IB^2 au point $(x_e = 75\,mm, y_e = 0)$.

Les paramètres de simulation sont : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $dT = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$ et $Z_S = 5\,mm$.

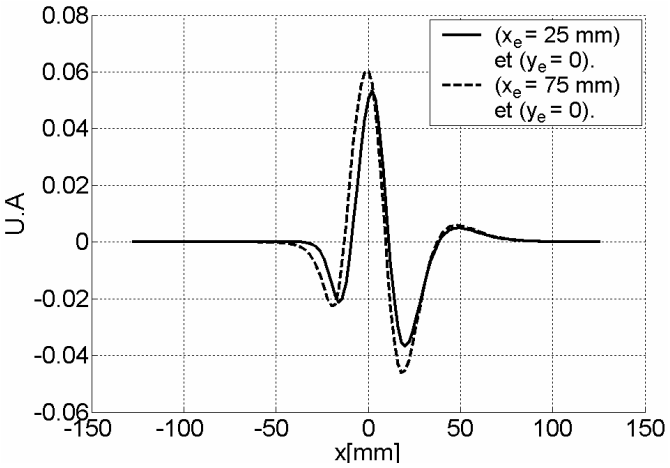


Fig. 3.38. Comparaison des Potentiels SFAP (1-D) détectés par un système LSD aux points : $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 75\,mm, y_e = 0)$.

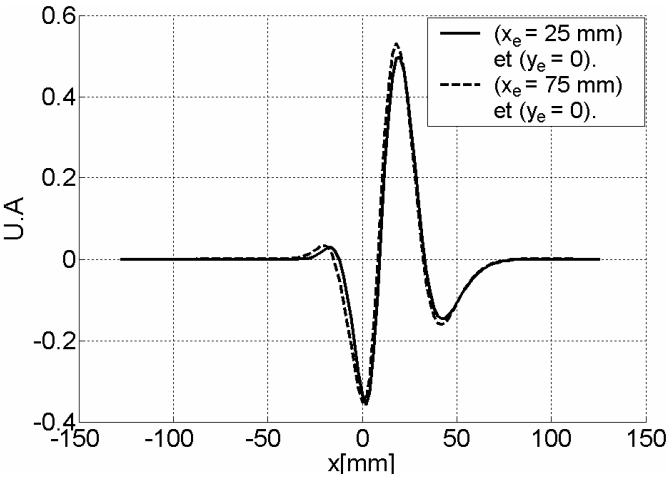


Fig. 3.39. Comparaison des Potentiels SFAP (1-D) détectés par un système IB^2 aux points : $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ et $(x_e = 75\,mm, y_e = 0)$.

Nous avons remarqué distinctement que les filtres IR et IB^2 sont très isotropes. Par conséquent, une très bonne détection des potentiels SFAP dans un volume conducteur triangulaire est assurée par l'utilisation de systèmes de détections bidimensionnels tel que le système IB^2 qui est le plus sélectif et le plus isotrope.

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons montré que le volume conducteur triangulaire se comporte exactement comme un filtre spatial 2-D passe-bas. Etant donné le nombre important de simulations réalisées, pour comprendre le comportement de ce type de volume conducteur, nous avons jugé utile d'indiquer les résultats de ces simulations sous forme de points essentiels.

Le volume conducteur triangulaire est équivalent un filtre spatial 2-D passe-bas. L'arrangement radial des fibres anisotropes en forme d'éventail (arrangement suivant la direction de la longueur des fibres) est à l'origine de deux régions ou zones de

détections bien distinctes qui sont :

- Zone de convergence où les fibres sont de plus en plus rapprochées entre elles.
- Zone de divergence où les fibres sont de plus en plus éloignées entre elles.

Le volume conducteur triangulaire est :

- Variant dans l'espace uniquement suivant la direction radiale qui correspond à la direction de propagation des IAP. Cependant, le potentiel change de forme en fonction de la position du point de détection seulement dans la zone de convergence des fibres. Tandis que dans la zone de divergence des fibres, les potentiels détectés gardent leurs formes.
- Invariant dans l'espace suivant la direction angulaire.

Tous les systèmes de détections se comportent comme des filtres passe-bas. Il faut noter que :

- Les systèmes de détections unidimensionnels sont fortement anisotropes.
- Les systèmes de détections bidimensionnels sont plus au moins isotropes.

Le potentiel SFAP détecté à la surface de la peau et généré par une source de courant (fibre musculaire) localisée à l'intérieur de la couche du muscle est filtré d'abord par le volume conducteur et ensuite par le système de détection. L'association de l'effet de ces deux filtres (volume conducteur et système de détection) est équivalent à un filtre spatial 2-D appelé « filtre global » qui agit sur le signal EMG de surface comme un filtre spatial 2-D passe-bas.

Les potentiels détectés changent de forme (asymétrie d'atténuation) au fur et à mesure qu'on se rapproche du point de convergence des fibres. En revanche, les potentiels détectés dans la zone de divergence ne subissent aucune déformation puisqu'il sont tous atténués symétriquement (gardent leurs formes).

Après avoir très bien compris le comportement du volume conducteur triangulaire sur les potentiels SFAP détectés à la surface de la peau, nous avons étudié l'influence de tous les paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur sur les potentiels SFAP. L'influence des paramètres du système de détection sur les potentiels SFAP a été aussi examinée qui sera l'objet du chapitre suivant. Cette étude a fait l'objet du dernier de ce mémoire.

Chapitre 4

EFFETS DES PARAMETRES DE MODELISATION SUR LE POTENTIEL SFAP DETECTE

4.1. Introduction

Il existe plusieurs paramètres anatomiques et physiques caractéristiques d'un muscle squelettique pouvant atténuer ou même modifier le potentiel détecté à la surface de la peau. Ces paramètres sont anatomiques, physiques ou dépendants du système de détection. L'étude de l'influence de tous ces paramètres sur le potentiel d'action d'une seule fibre musculaire (SFAP), a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche [30], [39], [58] et [60]. Pour le cas de volumes conducteurs invariants dans l'espace, D. Farina et al [21] 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 SFAP détecté et l'influence des paramètres du système de détection. Merletti et al [60] ont utilisé les filtres mono polaire et différentiels (SD et DD) 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 d'action SFAP détecté.

Ce dernier chapitre est consacré à l'étude de l'influence de tous les paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur (épaisseurs des différentes couches, profondeur de la fibre active et les différentes conductivités) et de l'influence des paramètres du système de détection (paramètres des électrodes et du filtre spatial) sur le potentiel SFAP détecté. Nous avons souligné dans le chapitre précèdent que les potentiels d'actions détectés dans un volume conducteur triangulaire sont déformés uniquement dans la zone de convergence des fibres. Dans la zone de divergence, le volume conducteur se comporte exactement comme un volume conducteur planaire invariant dans l'espace. Cette étude est donc axée sur les effets des paramètres du modèle triangulaire sur le potentiel d'action SFAP détecté uniquement dans la zone de convergence des fibres.

4.2. EFFETS DES PARAMETRES DU VOLUME CONDUCTEUR

4.2.1. Influence des paramètres anatomiques du volume conducteur

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

4.2.1.1. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la peau

La figure 4.1 représente les potentiels d'action SFAP détectés par un système de détection différentiel double longitudinal (LDD) avec différentes épaisseurs de la couche de la peau. Nous avons simulé les potentiels d'action SFAP détectés par différents systèmes de détections en modifiant à chaque fois l'épaisseur de la couche de la peau. La figure 4.1 montre clairement que l'augmentation de l'épaisseur de la couche de la peau a un effet atténuateur sur le signal. Plus l'épaisseur de la couche de la peau est grande, plus l'atténuation du signal est importante. Cette atténuation du signal est très symétrique.

La couche homogène et isotrope de la peau seule agit sur la source du signal comme un filtre spatial 2-D invariant dans l'espace. L'atténuation s'effectue d'une manière très homogène ou symétrique. Cette relation entre l'atténuation du signal et l'augmentation de l'épaisseur de la couche de la peau est due au fait que le signal traverse une distance plus importante dans un milieu absorbant de l'énergie par effet joule. Cette absorption se traduit par une perte d'énergie et par conséquent une atténuation du signal.

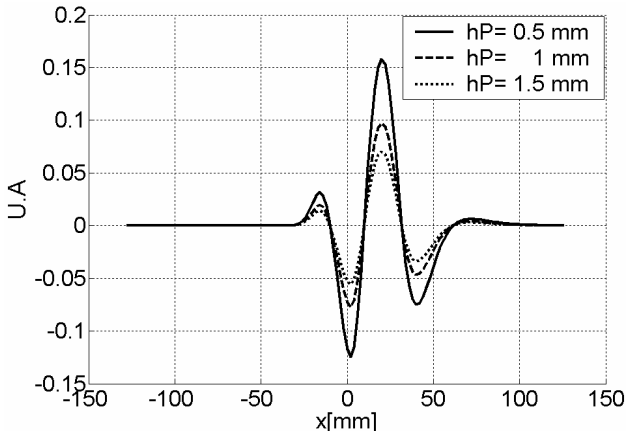


Fig. 4.1. L'influence de l'épaisseur de la couche de la peau « hP » sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection différentiel double longitudinal.

Les paramètres de simulation des potentiels SFAP sont : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $Z_s = 5\,mm$.

4.2.1.2. Influence de l'épaisseur de la couche homogène de la graisse

Nous avons aussi analysé l'effet de l'épaisseur de la couche de la graisse sur les potentiels d'action SFAP détectés par plusieurs systèmes de détections. La figure 4.2 montre à titre d'exemple l'effet de l'épaisseur de la couche de la graisse sur les potentiels d'action SFAP détectés par un système de détection mono polaire. Cette figure montre que l'augmentation de l'épaisseur de la couche de la graisse atténue également l'amplitude du signal d'une manière très symétrique. Mais, cette atténuation est moins importante par rapport à l'effet de la couche de la peau.

La différence dans les taux d'atténuations entre les deux couches de la peau et de la graisse est justifiée par la différence dans la valeur de leurs conductivités isotropes. La couche de la peau est plus conductrice par rapport à la couche de la graisse. Le signal traversant la couche très conductrice de la peau se propage donc plus facilement dans toutes les directions. En effet, plus la distance à parcourir est grande, plus la fraction du signal se propageant dans les directions transversales est importante ce qui provoque la perte d'une partie de l'énergie du signal dans toutes les directions. Cette perte d'énergie se traduit par une atténuation importante du potentiel dans la couche de la peau. Par contre, la perte de l'énergie du signal dans la couche moins conductrice de la graisse est moins importante dans les directions transversales. L'augmentation de l'épaisseur de la couche de la graisse conduit donc à une perte d'énergie relativement faible du signal dans les directions transversales comparée à la couche conductrice de la peau.

Farina et al [53] ont montré que l'augmentation de l'épaisseur de la couche de la graisse provoque la diminution de l'amplitude du signal EMG de surface.

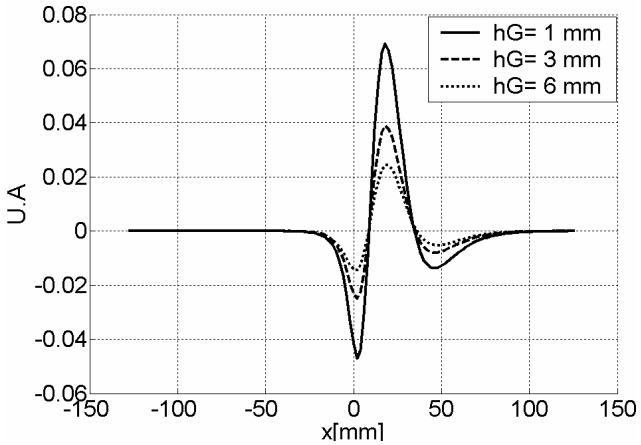


Fig. 4.2. L'influence de l'épaisseur « hG » de la couche de la graisse sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection mono polaire.

Les paramètres de simulation des potentiels SFAP sont : $r = 5\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_P = 1\,mm$, $Z_S = 5\,mm$.

4.2.1.3. Influence de la profondeur de la fibre musculaire

La figure 4.3 représente un exemple des potentiels d'actions SFAP détectés par un système de détection binomial inverse d'ordre deux (IB^2) avec différentes profondeurs de la fibre. Cette figure montre que l'augmentation de la profondeur de la fibre se traduit par une atténuation importante de l'amplitude du signal. Nous avons confirmé ce résultat par la réponse du filtre global à une impulsion de Dirac (fig. 4.4). La figure 4.4 montre que cette atténuation importante de l'amplitude est accompagnée d'une légère asymétrie.

La couche inhomogène et anisotrope du muscle triangulaire seul agit sur la source du signal comme un filtre spatial 2-D variant dans l'espace. L'atténuation du potentiel est donc asymétrique dan la zone de convergence des fibres. Cette couche du muscle est un milieu atténuateur du signal qui absorbe de l'énergie et elle est caractérisée par son impédance comme tout milieu conducteur. L'augmentation de la profondeur de la fibre augmente la distance que doit parcourir la source ce qui conduit à la diminution de l'amplitude du signal.

L'asymétrie dans l'atténuation du signal par l'augmentation de la profondeur de la fibre est due à la perte asymétrique de l'énergie dans les directions transversales (radiale) bien qu'elle soit tout de même très faible. En effet, l'atténuation (perte d'énergie) est plus importante dans le coté où les fibres sont de plus en plus serrées (zone de convergence) est moins importante dans le coté opposé (zone de divergence).

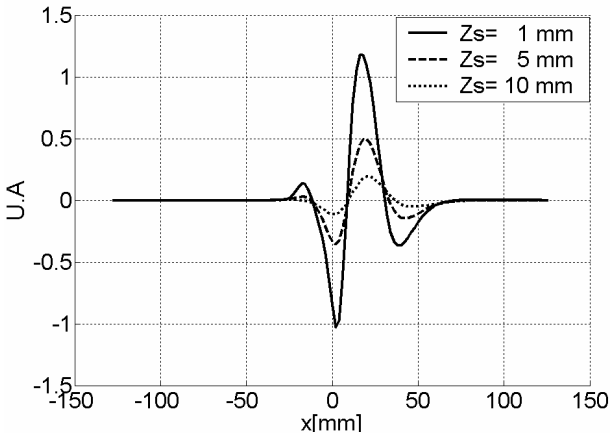


Fig. 4.3. L'influence de la profondeur « Zs » de la fibre sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection binomial inverse d'ordre deux (IB^2).

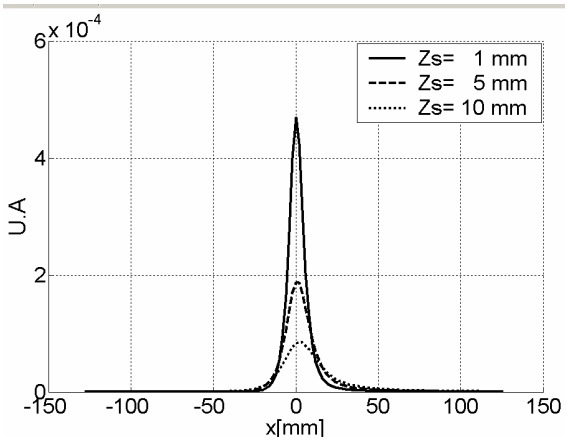


Fig. 4.4. L'influence de la profondeur « Zs » de la fibre sur les réponses du filtre global à une impulsion de Dirac détectées au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection mono polaire.

Les paramètres de simulation des potentiels SFAP sont : $r = 5\,mm,\ dL = 20\,mm,\ dT = 20\,mm,$ $\sigma_L = 0.5\,S/m,\ \sigma_T = 0.1\,S/m,\ \sigma_G = 0.05\,S/m,\ \sigma_P = 1\,S/m,\ h_G = 3\,mm,\ h_P = 1\,mm.$

4.2.2. Influence des paramètres physiques du volume conducteur

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

4.2.2.1. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la peau

La figure 4.5 représente un exemple de l'effet de la conductivité de la couche de la peau sur les potentiels d'action SFAP détectés par un système de détection différentiel double longitudinal (LDD). Cette figure montre que l'augmentation de la conductivité de la couche de la peau atténue l'amplitude du signal. Plus la conductivité de la couche de la peau est importante, plus l'atténuation du signal est élevée. En effet, plus le milieu est conducteur, plus la perte de l'énergie du signal dans les directions transversales (radiale) est importante conduisant à une atténuation importante du signal. Cette atténuation est très symétrique. L'isotropie de la couche de la peau explique bien cette symétrie de l'atténuation du potentiel d'action.

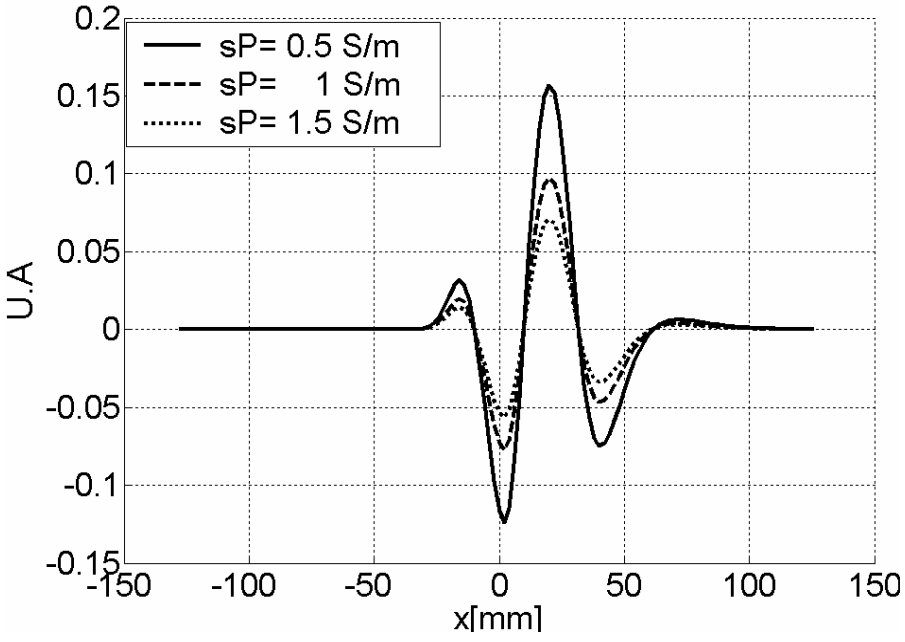


Fig. 4.5. L'influence de la conductivité « sP » de la couche de la peau sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection différentiel double longitudinal (LDD).

Paramètres de simulation : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$, $Z_S = 5\,mm$.

4.2.2.2. Influence de la conductivité de la couche isotrope de la graisse

La figure 4.6 est un exemple représentatif de l'effet de la conductivité de la couche isotrope de la graisse sur les potentiels d'action SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection binomial inverse d'ordre deux (IB^2). L'augmentation de la conductivité de la couche de la graisse provoque l'augmentation de l'amplitude du signal comme le montre la figure 4.6. Autrement dit, la diminution de la conductivité de la couche de la graisse provoque l'atténuation symétrique du signal.

La très faible conductivité de la couche de la graisse par rapport aux autres couches de la peau et du muscle signifie que cette couche se comporte comme un matériau isolant plus que conducteur. Un matériau isolant est caractérisé par une impédance relativement élevée. Les conductivités utilisées dans les simulations correspondent à celles caractérisant un milieu isolant (fig. 4.6). De ce fait, plus la conductivité de la graisse est grande, plus son impédance est réduite et plus l'amplitude du potentiel est élevée.

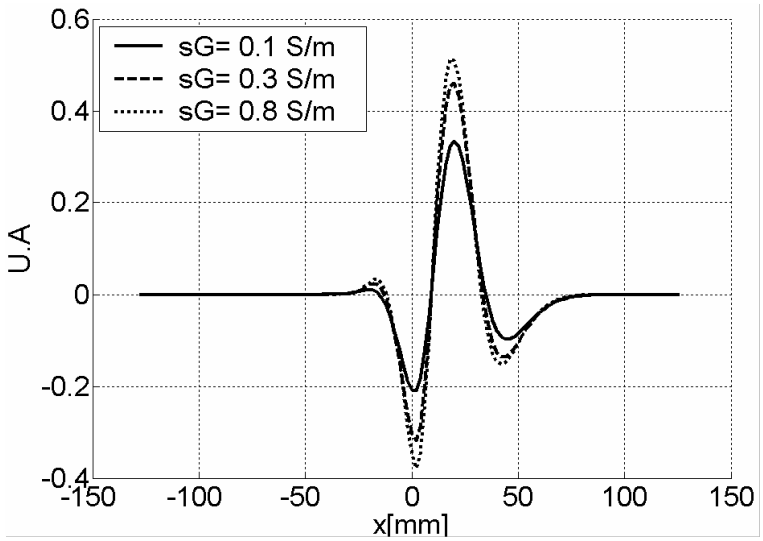


Fig. 4.6. L'influence de la conductivité « sG » de la couche de la graisse sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection (IB^2).

Paramètres de simulation : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $dT = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$, $Z_S = 5\,mm$.

4.2.2.3. Influence des conductivités de la couche anisotrope du muscle

Comme la conductivité longitudinale dans le muscle est plus grande que la conductivité transversale, la source se propage plus vite dans la direction longitudinale des fibres musculaires [60]. Farina et al [53] ont montré que l'augmentation de l'anisotropie de la couche du muscle entraînait une diminution de l'amplitude du signal EMG de surface détecté à la surface de la peau.

4.2.2.3.1. Influence de la conductivité longitudinale de la fibre

La figure 4.7 donne un exemple de l'influence de la conductivité longitudinale de la fibre sur les potentiels d'action SFAP détectés par un système de détection LDD. Cette figure montre qu'une augmentation de la conductivité longitudinale entraîne une diminution de l'amplitude du signal SFAP. Nous avons examiné de la même manière que dans le paragraphe 4.2.1.3, la réponse impulsionnelle du filtre global pour montrer que cette atténuation est asymétrique (fig. 4.8). L'augmentation de cette conductivité implique une augmentation du rapport d'anisotropie et donc une asymétrie plus prononcée.

Les potentiels d'actions SFAP ont été simulés dans la zone de convergence où les fibres anisotropes sont très rapprochées entre elles. Par ailleurs, l'arrangement en forme d'éventail des fibres anisotropes crée une asymétrie d'atténuations du potentiel à gauche et à droite du point de détection (suivant la direction longitudinale des fibres). Ces deux caractéristiques des fibres contribuent à la diminution de l'amplitude d'une manière asymétrique. Comme nous l'avons déjà expliqué dans le paragraphe 3.3.1.3, le rapport d'anisotropie $R_a = \frac{\sigma_L}{\sigma_T}$ de la couche du muscle joue un rôle capital dans l'atténuation asymétrique du potentiel d'action SFAP à gauche et à droite du point de détection (suivant la direction de propagation des IAP). Plus ce rapport est grand, plus le taux d'asymétrie est important.

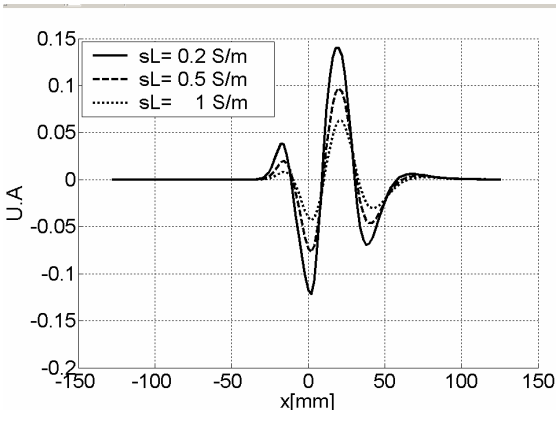


Fig. 4.7. L'influence de la conductivité longitudinale « sL » de la fibre (muscle) sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection différentiel double longitudinal (LDD).

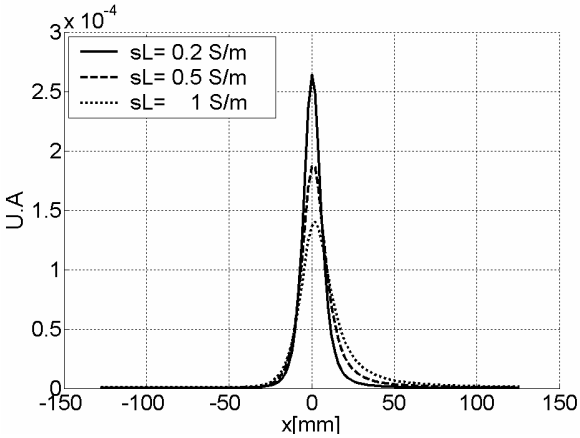


Fig. 4.8. L'influence de la conductivité longitudinale « sL » de la fibre (muscle) sur les réponses du filtre global à une impulsion de Dirac détectées au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection mono polaire.

Paramètres de simulation : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$, $Z_s = 5\,mm$.

Toutefois, cette asymétrie nous parait relativement faible en augmentant la conductivité longitudinale de la fibre musculaire (fig. 4.8). Cela s'explique par le fait que si la conductivité transversale est constante $\sigma_T = 0.1\,S/m,$ le rapport d'anisotropie $R_a = 5$ pour $\sigma_L = 0.5\,S/m.$ Une augmentation ou une diminution importante de la conductivité longitudinale dans la plage de valeurs $(0.2 < \sigma_L < 1)$ provoque une variation du rapport d'anisotropie relativement faible $(2 < R_a < 10)$. C'est pourquoi, la figure 4.8 indique une asymétrie relativement faible. Mais qui est suffisamment grande comparée à l'effet de la profondeur de la fibre.

L'effet de l'anisotropie de la couche du muscle peut être résumé comme suit :

- L'arrangement radial des fibres anisotropes composant la couche du muscle provoque une asymétrie dans l'atténuation du potentiel d'action à gauche et à droite du point de détection et uniquement dans la zone de convergence des fibres. Tandis que cet effet est négligeable dans la zone de divergence au point où on peut le considérer comme nul.
- Cette asymétrie, conjuguée à l'effet de l'arrangement radiale des fibres, existe seulement dans le cas où les deux conductivités ne sont pas égales. Dans le cas où elles sont égales, le volume conducteur triangulaire se comporte exactement comme un volume conducteur invariant dans l'espace (le potentiel ne dépend pas de la position du point de détection).
- Le taux de l'asymétrie d'atténuation du potentiel dépend de la position du point de détection (elle est plus importante dans la zone de convergence des fibres) et du rapport d'anisotropie (plus ce rapport est grand, plus le taux d'asymétrie est important).
- L'atténuation globale du potentiel est induite par l'importance de l'asymétrie dans l'atténuation. Plus l'asymétrie est élevée, plus l'atténuation du potentiel est plus importante.

4.2.2.3.2. Influence de la conductivité transversale de la fibre

La variation de la conductivité transversale de la fibre introduit une atténuation asymétrique de l'amplitude relativement élevée sur les potentiels détectés. Pour examiner l'importance de cet effet, nous avons simulé les réponses du filtre global à une impulsion de Dirac détectées au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection mono polaire

(fig. 4.9). La figure 4.10 montre aussi bien cet effet d'asymétrie dans l'atténuation des potentiels SFAP détectés par un système de détection LDD.

Les figures 4.9 et 4.10 montrent que l'augmentation de la conductivité transversale de la couche du muscle provoque l'augmentation de l'amplitude du signal d'une manière plus importante en dépit des faibles valeurs de simulation. L'atténuation du signal est extrêmement inhomogène puisque elle est fortement asymétrique. La conductivité transversale a un effet inverse par rapport à l'effet de la conductivité longitudinale.

Les potentiels SFAP étant simulés dans la zone de convergence, leurs amplitudes sont asymétriques. Plus le rapport d'anisotropie est grand, plus le taux d'asymétrie est important. Cette asymétrie est non proportionnelle à la conductivité transversale. Cela s'explique par le fait que si la conductivité longitudinale est fixe $\sigma_L = 0.5\,S/m$, le rapport d'anisotropie $R_a = 5$ pour $\sigma_T = 0.1\,S/m.$ Une augmentation ou une diminution faible de la conductivité transversale dans la plage de valeurs $(0.02 < \sigma_L < 0.3)$ provoque une variation du rapport d'anisotropie non proportionnelle $(25 < R_a < 1.66).$

Une comparaison des effets des deux conductivités longitudinale et transversale est faite dans le tableau 4.1. Ce tableau indique que l'effet de la conductivité longitudinale sur le rapport d'anisotropie est différent de celui de la conductivité transversale sur ce rapport. Ce rapport d'anisotropie agit directement sur le taux d'atténuation asymétrique du potentiel SFAP détecté.

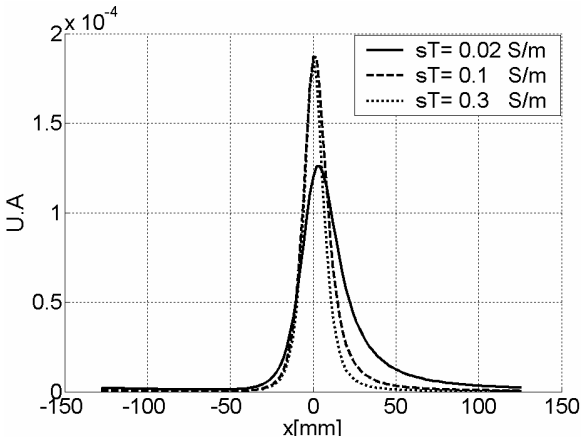


Fig. 4.9. L'influence de la conductivité transversale« sT » de la fibre (muscle) sur les réponses du filtre global à une impulsion de Dirac détectées au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection mono polaire.

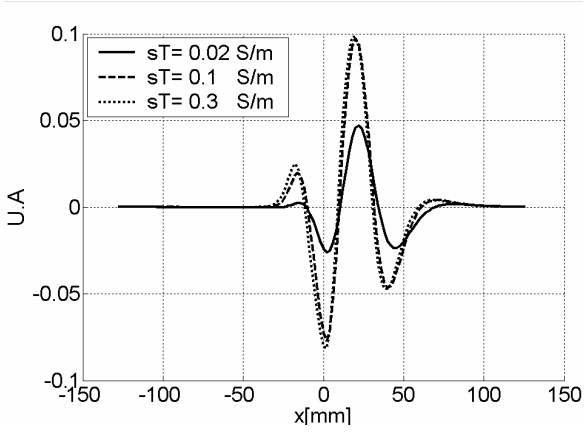


Fig. 4.10. L'influence de la conductivité transversale« sT » de la fibre (muscle) sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection LDD.

Paramètres de simulation : $r = 5\,mm,\ dL = 20\,mm,\ \sigma_L = 0.5\,S/m,\ \sigma_G = 0.05\,S/m,\ \sigma_P = 1\,S/m,$ $h_G = 3\,mm,\ h_P = 1\,mm,\ Z_S = 5\,mm.$

$\sigma_L\ (S/m)$	$\sigma_T\ (S/m)$	R_a	$\Delta\sigma_L\ (S/m)$	$\Delta\sigma_T\ (S/m)$	ΔR_a
0.45	0.1	4.5	**- 0.05**	0	**- 0.5**
0.5	0.1	5	0	0	0
0.55	0.1	5.5	**+ 0.05**	0	**+ 0.5**
0.5	0.05	10	0	**- 0.05**	**+ 5**
0.5	0.1	5	0	0	0
0.5	0.15	3.33	0	**+ 0.05**	**- 1.66**

Tab. 4.1 Tableau comparatif de l'effet des conductivités longitudinale et transversale sur le rapport d'anisotropie.

Il ressort du tableau 4.1 que :

- Les mêmes taux de variations des conductivités longitudinale et transversale $\Delta\sigma_L = 0.05\,S/m$ et $\Delta\sigma_T = 0.05\,S/m$ $\left(\Delta\sigma_L = -0.05\,S/m \text{ et } \Delta\sigma_T = -0.05\,S/m\right)$ produisent des taux de variations complètement différents des rapports d'anisotropies ΔR_a égales à 0.5 et -1.66 (-0.5 et 5) respectivement.
- L'augmentation (diminution) de la conductivité longitudinale $\Delta\sigma_L = \pm 0{,}05\,S/m$ produit une faible augmentation (diminution) mais proportionnelle du rapport d'anisotropie $\Delta R_a = \pm 0{,}5$.
- L'augmentation (diminution) de la conductivité transversale produit une diminution (augmentation) importante du rapport d'anisotropie qui est totalement inverse et non proportionnelle $\Delta\sigma_T = -0{,}05\,S/m \Rightarrow \Delta R_a = +5$, $\Delta\sigma_T = +0{,}05\,S/m \Rightarrow \Delta R_a = -1{,}66$.

4.3. EFFETS DES PARAMETRES DU SYSTEME DU DETECTION

L'influence des paramètres du système de détection sur les signaux EMG de surface a été traitée dans plusieurs travaux de recherche récents [30], [48], [58], et [63]. Des chercheurs ont montré que la forme du signal EMG détecté à la surface de la peau est fortement dépendante des paramètres du système de détection utilisé [6], [20], [21], [24] et [28].

4.3.1. Influence de la forme et dimensions des électrodes

Dans des travaux plus récents [6], [20], [21], [23], [24], [28], [30], [40], [48], [58] et [63], les chercheurs ont montré que la forme et les dimensions des électrodes de détection ont une grande influence sur le signal EMG de surface.

4.3.1.1. Effet des dimensions de l'électrode circulaire isotrope

Nous avons simulé plusieurs formes d'électrodes et nous avons noté qu'elles se comportent toutes de la même manière en augmentant leurs tailles (surface de détection). La figure 4.11 montre l'effet que produit l'augmentation de la taille de l'électrode circulaire sur le potentiel SFAP détecté au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection NDD. Cette figure montre que plus la surface de détection de l'électrode est grande, plus l'atténuation du signal est importante. Ce résultat s'explique par le fait qu'une électrode matérielle se comporte comme un filtre spatial passe bas qui contribue à l'atténuation des hautes fréquences. L'impédance de ce filtre spatial passe bas est influencée par les dimensions (taille) de l'électrode. Plus les dimensions de l'électrode sont importantes, plus son impédance est donc élevée et par conséquent plus son effet atténuateur du potentiel d'action est grand.

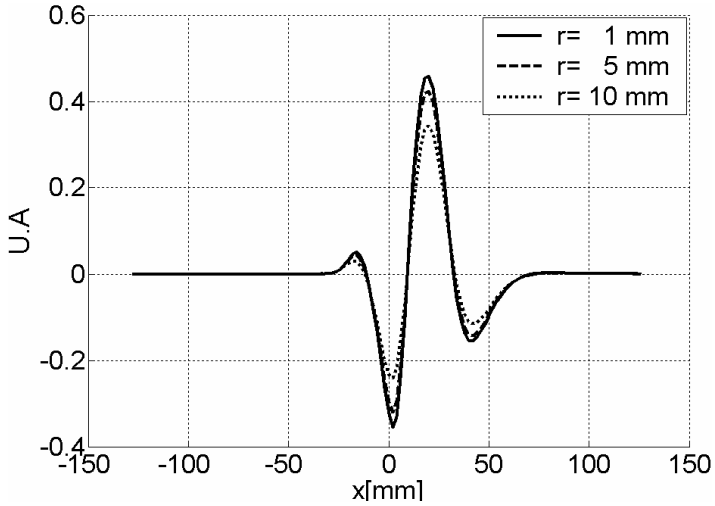


Fig. 4.11. L'influence du rayon « r » de l'électrode circulaire sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection différentiel double normal (NDD).

Paramètres de simulation : $dL = 20\,mm$, $dT = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$, $Z_S = 5\,mm$.

4.3.1.2. Effet des dimensions de l'électrode rectangulaire anisotrope

Pour étudier l'effet des dimensions des électrodes anisotropes sur le potentiel d'action, on a considéré trois électrodes d'un même type (électrodes rectangulaires) caractérisées par la même surface de détection $(A = 36\,mm^2)$. L'arête (a) de l'électrode rectangulaire est orientée parallèlement à la direction de la longueur de la fibre active (celle qui contient la source du signal) et l'autre arête dans la direction perpendiculaire.

La figure 4.12 illustre l'effet du rapport d'anisotropie d'une électrode rectangulaire sur les potentiels SFAP détectés par un système de détection mono polaire. Cette figure montre

que plus la dimension de l'électrode qui est parallèle à la longueur de la fibre est petite, plus l'atténuation du potentiel est importante et l'inverse est vrai. Une électrode fortement anisotrope détecte mieux le potentiel lorsqu'elle est placée avec son coté le plus long parallèlement à la direction de la longueur de la fibre active. On peut assimiler cet effet à une antenne. En effet, si la longueur de l'électrode suivant la direction de propagation de l'onde du signal est importante (la direction de la longueur des fibres), la quantité d'énergie du signal captée par la plaque métallique de l'électrode sera donc plus grande et d'amplitude relativement élevée. Les électrodes anisotropes doivent être donc placées parallèlement à la longueur des fibres.

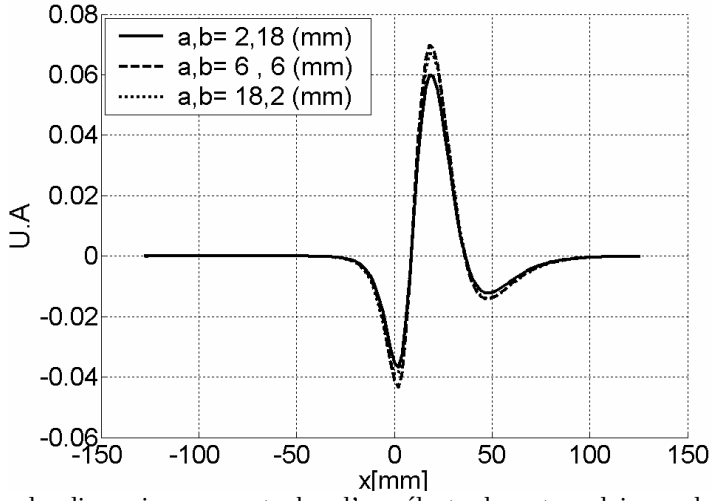


Fig. 4.12. L'influence des dimensions « a » et « b » d'une électrode rectangulaire sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection mono polaire.

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

4.3.2. Influence de la distance inter électrode longitudinale

Nous avons simulé l'effet des distances inter électrode longitudinale et transversale avec plusieurs systèmes de détections. Cependant, nous avons remarqué que c'est uniquement la distance inter électrode longitudinale qui introduit une asymétrie dans l'atténuation du potentiel et seulement dans la zone de convergence des fibres. La figure 4.13 est un exemple montrant l'influence de la distance inter électrode longitudinale sur les potentiels SFAP détectés par un système de détection différentiel double longitudinal LDD. Pour mieux distinguer les taux d'asymétrie introduit par la variation de la distance inter électrode longitudinale, la figure 4.14 montre la réponse du filtre global à une impulsion de Dirac. Les figures 4.13 et 4.14 montrent que plus la distance inter électrode longitudinale est grande, plus l'amplitude du potentiel est élevée.

Le potentiel détecté par une grille d'électrodes est en effet égal à la somme algébrique (poids donnés à chaque électrode par le filtre spatial) de tous les potentiels détectés par chacune des électrodes. L'augmentation de la distance inter électrode longitudinale entraîne une augmentation de l'aire de détection de la grille d'électrodes. Plus la distance de chaque électrode à la source du signal est grande, plus le potentiel détecté est atténué. Le potentiel résultant par cet ensemble d'électrodes est donc atténué en conséquence (Fig. 4.13 et 4.14). Les potentiels SFAP détectés dans un volume conducteur triangulaire sont fonction de la position du point de détection. L'augmentation de la distance inter électrode longitudinale conduit à des potentiels, détectés par les électrodes se trouvant très proches du point de convergence des fibres, plus atténués que ceux détectés par les électrodes éloignées. L'asymétrie d'atténuation du potentiel résultant est donc accentuée. Dans la zone de convergence du volume conducteur triangulaire, On conclue que dans la zone de convergence d'un volume conducteur triangulaire, la distance inter électrode longitudinale contribue directement à atténuation du potentiel d'action asymétrique.

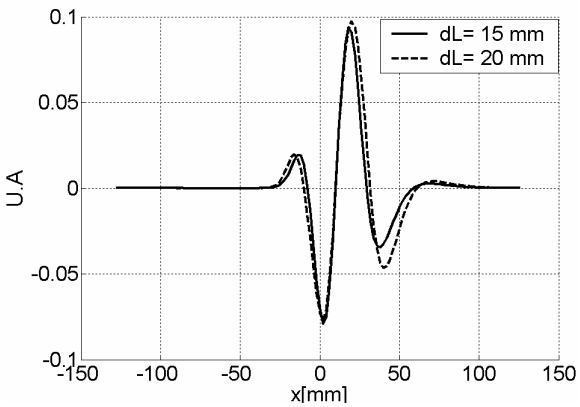


Fig. 4.13. L'influence de la distance inter électrode longitudinale « dL » sur les potentiels d'actions SFAP détectés au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection LDD.

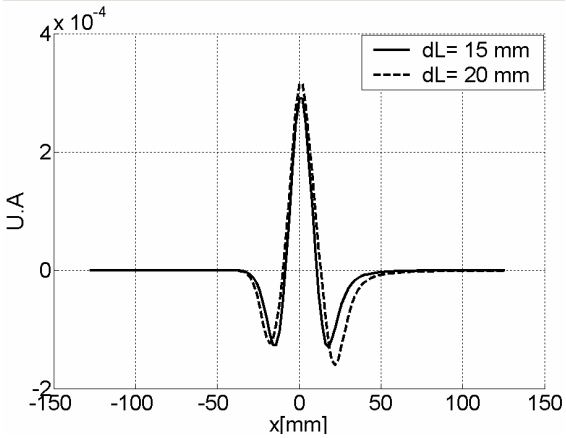


Fig. 4.14. L'influence de la distance inter électrode longitudinale « dL » sur les réponses du filtre global à une impulsion de Dirac détectées au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection LDD.

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

4.3.3. Effet de la rotation du système de détection

L'effet de l'angle d'inclinaison des fibres musculaires sur l'amplitude du signal détecté à la surface de la peau dans le cas d'un volume conducteur invariant dans l'espace a été étudié dans plusieurs travaux récents [6], [20], [21], [24] et [28]. Les résultats obtenus montrent que l'amplitude du potentiel détecté à la surface de la peau diminue avec l'augmentation de

l'angle d'inclinaison des fibres musculaires dans le plan de la peau. Nous avons montré dans ce travail que le terme « atténuation du potentiel » n'est pas approprié pour indiquer l'effet d'atténuation que produit par exemple l'effet d'augmenter la profondeur de la fibre dans la couche du muscle.

La figure 4.15 représente les potentiels d'actions SFAP détectés avec le système de détection LDD au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ Ce système de détection est soumis à des différentes rotation d'un angle « Thêta ».

L'effet de la rotation du système de détection produit évidemment la diminution de l'amplitude du signal comme le montre la figure 4.15. Cette diminution est due au changement de la position des électrodes sous l'effet de la rotation. L'amplitude du potentiel détecté par chaque électrode est donc modifiée.

La figure 4.16 montre la réponse (figure inversée) du filtre global à une impulsion de Dirac détectée au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection LDD. La figure 4.17 représente la réponse du filtre global à une impulsion de Dirac détectée au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par le même système de détection LDD ayant subi une rotation de 90°. Le résultat de cette rotation de 90° est équivalent à une détection TDD.

Les figures 4.16 et 4.17 montrent que le sens de l'asymétrie dans l'atténuation du potentiel SPAF détecté par chaque électrodes dans la zone de convergence des fibres d'un volume conducteur triangulaire est toujours orientée suivant la direction longitudinale des fibres (direction radiale) et non pas suivant la direction de l'axe des *x* du repère cartésien.

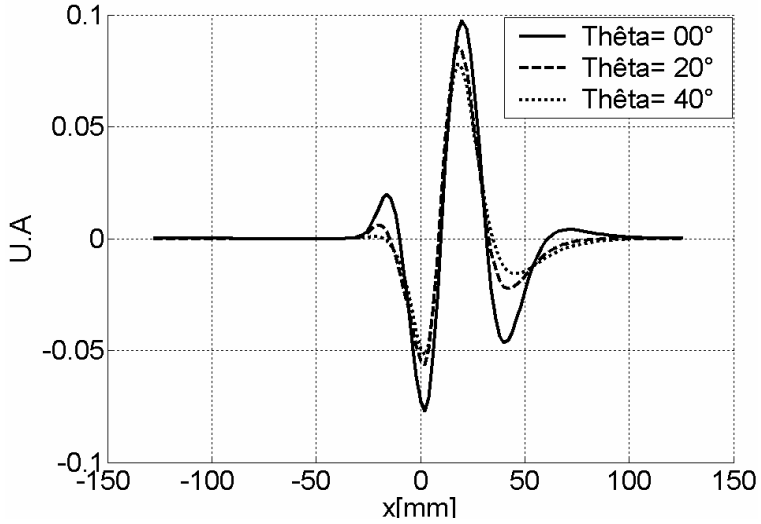


Fig. 4.15. L'influence de la rotation « Thêta » du système de détection LDD sur les potentiels d'actions SFAP détectées au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$.

Paramètres de simulation : $r = 5\,mm$, $dL = 20\,mm$, $\sigma_L = 0.5\,S/m$, $\sigma_T = 0.1\,S/m$, $\sigma_G = 0.05\,S/m$, $\sigma_P = 1\,S/m$, $h_G = 3\,mm$, $h_P = 1\,mm$, $Z_s = 5\,mm$.

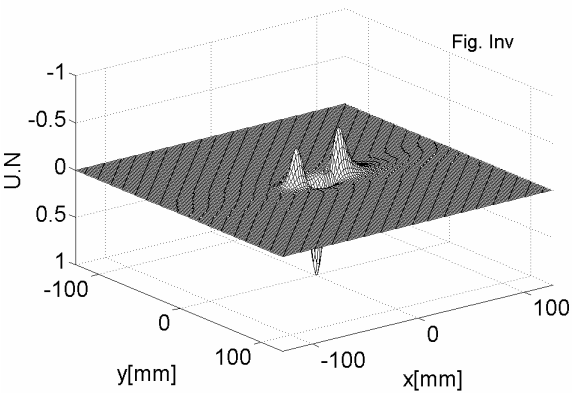


Fig. 4.16. Réponse du filtre global 2-D (figure inversée) à une impulsion de Dirac détectée au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection LDD.

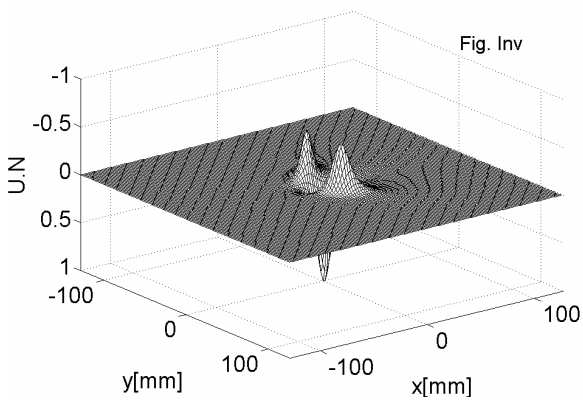


Fig. 4.17. Réponse du filtre global 2-D (figure inversée) à une impulsion de Dirac détectée au point $(x_e = 25\,mm, y_e = 0)$ par un système de détection LDD sous une rotation $\theta = 90°$.

Paramètres de simulation : $r = 5\,mm,\ dL = 20\,mm,\ \sigma_L = 0.5\,S/m,\ \sigma_T = 0.1\,S/m,\ \sigma_G = 0.05\,S/m,$ $\sigma_P = 1\,S/m,\ h_G = 3\,mm,\ h_P = 1\,mm,\ Z_S = 5\,mm.$

La rotation de 90° du système de détection LDD est équivalente à un système de détection TDD. L'arrangement des trois électrodes de ce système parallèlement à la direction de la longueur de la fibre active. Puisque la réponse impulsionnelle est détectée dans la zone de convergence, le volume conducteur triangulaire introduit une asymétrie d'atténuation du potentiel détecté dont le sens est orienté suivant la longueur de la fibre active.

Dans la figure 4.17, les trois électrodes d'un système de détection TDD sont posées perpendiculairement à la direction de la longueur de la fibre active. Notons que seule l'électrode centrale qui est posée au dessus de la fibre active. Les deux autres électrodes sont posées à des distances égales et transversalement à la longueur de la fibre active. Ceci implique que ces deux électrodes sont éloignées de la même distance du point de convergence des fibres. Les potentiels détectés par ces deux électrodes sont atténués (déformés) exactement de la même manière et sont donc symétriques par rapport à l'axe superposé à la longueur de la fibre active (électrode centrale). l'asymétrie dans l'atténuation des potentiels détectés par chaque électrode constituant ce système de détection est effectuée suivant la direction radiale des fibres et non pas suivant l'axe de la fibre active.

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

4.4. Conclusion

Nous avons étudié les effets de tous les paramètres anatomiques et physiques du volume conducteur triangulaire et les effets des paramètres du système de détection sur les potentiels d'actions SFAP détectés à la surface de la peau. Nous avons constaté qu'il existe des paramètres qui introduisent une atténuation symétrique des potentiels d'actions SFAP et des paramètres qui introduisent une atténuation asymétrique. Les couches de la graisse et de la peau sont parfaitement isotropes et homogènes. Leurs conductivités isotropes ainsi que leurs épaisseurs provoquent une atténuation des potentiels d'actions SFAP détectés à la surface de la peau d'une manière très symétrique. L'arrangement des fibres anisotropes dans un muscle triangulaire en forme d'un éventail est à l'origine de la déformation des potentiels SFAP détectés uniquement dans la zone de convergence des fibres. Ceci implique que les potentiels détectés par des l'électrodes qui sont placées trop prés du point de convergence sont déformés davantage. Cette déformation se traduit par une asymétrie dans l'atténuation des potentiels détectés. Ainsi, l'effet de la distance inter électrode longitudinale contribue directement à la déformation des potentiels dans la mesure où les électrodes du système de détection se trouvent placées plus près du point de convergence. Les conductivités longitudinale et transversale des fibres ont une influence très importante sur le taux d'asymétrie d'atténuation (déformation) des potentiels détectés. En outre, la profondeur de la fibre participe aussi à la déformation des potentiels mais d'une manière moins importante par rapport à l'effet qu'introduit le rapport d'anisotropie des fibres.

CONCLUSION GENERALE

Nous pensons toujours que tous les problèmes les plus difficiles dans le domaine de la recherche sont dus, tous simplement aux problèmes intrinsèques des définitions (définition de l'objet de recherche, nature des problèmes rencontrés et de la méthodologie). Une fois on a très bien défini ce qu'on cherche, il ne reste que les capacités individuelles et collectives des chercheurs à résoudre les problèmes rencontrés. Quoique, cette capacité est le plus souvent dépendante du facteur du temps et des coïncidences du hasard.

Nous avons donné la solution analytique d'un volume conducteur triangulaire variant dans l'espace. Elle est obtenue tout en respectant les règles de bases dans l'élaboration d'un modèle mathématique de génération des signaux EMG de surface. La solution analytique obtenue vérifie effectivement que le volume conducteur triangulaire est variant dans l'espace suivant la direction longitudinale des fibres (direction de propagation des IAP qui correspond à la direction radiale) et qu'il est aussi invariant dans le temps. Le volume conducteur triangulaire se comporte exactement comme un filtre spatial 2-D passe-bas. Nous avons constaté que l'arrangement radial des fibres anisotropes en forme d'éventail forme deux régions ou zones de détections bien distinctes qui sont :

- La zone de convergence où les fibres sont de plus en plus rapprochées entre elles.
- La zone de divergence où les fibres sont de plus en plus éloignées entre elles.

Dans la zone de convergence des fibres, les potentiels détectés changent de forme en fonction de la position du point de détection suivant la direction de propagation des IAP. Par contre, dans la zone de divergence, les potentiels détectés gardent leurs formes de sorte que le volume conducteur triangulaire peut être considéré comme invariant dans l'espace. L'invariance dans l'espace suivant la direction angulaire (la direction transversale des fibres) du volume conducteur triangulaire est assurée tant que les potentiels détectés suivant cette direction ne sont pas déformés.

L'effet du système de détection est un simple filtrage spatial 2-D passe bas. Cet effet ne contribue pas à la déformation des potentiels détectés dans un volume conducteur triangulaire. C'est uniquement la couche du muscle qui provoque réellement la déformation des potentiels à cause de l'arrangement radial de ses fibres anisotropes.

Après avoir analysé les problèmes posés par la modélisation des muscles squelettiques, nous pensons comme perspectives à l'introduction de quelques paramètres très influents sur le signal EMG de surface. Nous citons comme exemple :

- L'introduction de la température dans l'expression du tenseur de la conductivité.
- L'introduction d'une fonction de déformation du repère en fonction du taux de contraction du muscle.
- L'introduction du système de coordonnées sphériques. Nous pensons que le système de coordonnées sphériques déformable en fonction de la contraction physique du muscle est le plus proche de la réalité pour modéliser les muscles des membres (par exemple le biceps du bras). En effet, ce repère est fermé par la surface de détection (proche de la réalité) et les deux points tendons, où toutes les fibres se convergent, sont représentés par les deux pôles de la sphère.
- Une bonne compréhension des différentes stratégies du recrutement spatio-temporel des unités motrices ainsi que leurs nombre dans un muscle donné afin d'élaborer un modèle qui simule les signaux EMG de surface générés par un muscle entier en fonction de la force développée par le muscle et évidemment en fonction des caractéristiques anatomiques et physiques du muscle.

Si nous arriverions un jour à franchir l'extrême difficulté d'analyser et de maîtriser les signaux EMG de surface générés par les muscles et même par d'autres organes tels que le cœur ou le cerveau, nous pouvons créer un nouveau mode de communication entre l'homme et la machine dans le domaine industriel (domaine de la robotique et prothèses intelligentes) sans parler des progrès non estimables dans le domaine biomédicale notamment dans la lutte contre les maladies d'origine neurologiques et musculaires.

REFFERENCES

[1] T. I. Arabadzhiev, G. V. Dimitrov, and N. A. Dimitrova, “Simulation analysis of the ability to estimate motor unit propagation velocity noninvasively by different two-channel methods and types of multi-electrodes,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 13, pp. 403–415, 2003.

[2] J. V. Basmajian, C. J. De Luca, ‘‘Muscles Alive. Their Function Revealed by Electromyography’’, Williams & Wilkens. Baltimore. 1985.

[3] J. H. Blok, D. F. Stegeman, and A. van Oosterom, “Three-layer volume conductor model and software package for applications in surface electromyography,” Ann. Biomed. Eng., vol. 30, pp. 566–577, 2002.

[4] J. Clark and R. Plonsey, “A mathematical evaluation of the core conductor model,” Biophys. J., vol. 6, pp. 95–112, 1966.

[5] J. Clark and R. Plonsey, “The extracellular potential field of the single active nerve fiber in a volume conductor,” Biophys. J., vol. 8, pp. 842–64, 1968.

[6] G. V. Dimitrov and N. A. Dimitrova, “Precise and fast calculation of the motor unit potentials detected by a point and rectangular plate electrode,” Med. Eng. Phys., vol. 20, pp. 374–381, 1998.

[7] G. V. Dimitrov, C. Disselhorst-Klug, N. A. Dimitrova, E. Schulte, and Rau, G, “Simulation analysis of the ability of different types of multi-electrodes to increase selectivity of detection and to reduce cross-talk,” J. Electromyogr. Kinesiol., 13, pp. 125–138. 2003.

[8] N. A. Dimitrova, “Model of the extracellular potential field of a single striated muscle fiber,” Electromyogr. Clin. Neurophysiol., vol. 14, pp. 53–66, 1974.

[9] N. A. Dimitrova, G. V. Dimitrov, and V. N. Chikhman, “Effect of electrode dimensions on motor unit potentials,” Med. Eng. Phys., vol. 21, pp. 479–86, 1999.

[10] N. A. Dimitrova, A. G. Dimitrov, and G. V. Dimitrov, “Calculation of extracellular potentials produced by an inclined muscle fiber at a rectangular plate electrode,” Med. Eng. Phys., vol. 21, pp. 583–8, 1999.

[11] N. A. Dimitrova, G. V. Dimitrov, and A. G. Dimitrov: ‘‘Calculation of spatially filtered signals produced by a motor unit comprising muscle fibres with non-uniform propagation’’, Med. Biol. Eng. Comput., 39, pp. 202–207, 2001.

[12] N. A Dimitrova, and G. V. Dimitrov, ‘‘Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies’’, J. Electromyogr. Kinesiol., 13, pp. 13–36, 2003.

[13] C. Disselhorst-Klug, J. Silny, and G. Rau, “Improvement of spatial resolution in surface-EMG: A theoretical and experimental comparison of different spatial filters,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, no. 7, pp. 567–574, Jul. 1997.

[14] C. Disselhorst-Klug, J. Silny, and G. Rau, “Estimation of the relationship between noninvasively detected activity of single motor units and their characteristic pathological changes by modeling,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 8, pp. 323–35, 1998.

[15] J. Duchêne and F. Gouble, ‘‘Surface electromyogram during voluntary contraction: Processing tools and relation to physiological events’’. Critical Reviews in Biomedical Engineering 21(4):313–397, 1993.

[16] J. Duchene and J.Y. Hogrel, “A model of EMG generation,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, pp. 192–201, Feb. 2000.

[17] D. Duizabo. Laboratoire de Physiologie - Faculté de médecine de Créteil – ‘‘ in Spécialiste en Médecine Sportive’’ - N° 12, décembre 1991.

[18] Eringen, A. C., ‘‘Mechanics of continua’’, Wiley, New York, 1967.

[19] Eringen, A. C., ‘‘Continuum physics: vol. 1, Mathematics’’, Academic Press, New York, 1971.

[20] 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.

[21] 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.

[22] D. Farina, E. Fortunato, and R. Merletti, “Noninvasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, pp. 380–8, 2000.

[23] D. Farina, R. Merletti, M. Nazzaro and I. Caruso,”Effect of Joint Angle on EMG Variables In Leg and Thigh Muscles,” IEEE Engineering and Biology, pp. 62-71, 2001.

[24] 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.

[25] D. Farina and R. Merletti,”A Novel Approach For Estimating Muscle Fiber Conduction Velocity By Spatial and Temporal Filtering of Surface EMG Signals,” IEEE Trans.Biomed. Eng., Vol. 50, pp. 1340-1351, 2003.

[26] D. Farina, L. Mesin, S. Martina, and R. Merletti, ‘‘Comparison of spatial filter selectivity in surface myo-electric signal detection—Influence of the volume conductor model’’, Med. Biol. Eng. Comput., 42, pp. 114–120, 2004.

[27] D. Farina, L. Mesin, S. Martina, ‘‘Advances in surface electromyographic signal simulation with analytical and numerical descriptions of the volume conductor’’, Med. Biol. Eng. Comput, 42, pp. 467–476., 2004.

[28] D. Farina, L. Mesin, S. Martina, and R. Merletti, “A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor,” IEEE Trans. Biomed. Eng.,vol. 51, no. 3, pp. 415–426, Mar. 2004.

[29] D. Farina, L. A. Nielsen, R. Merletti, B. Indino et T. G. Nielsen, ”Selectivity of Spatial Filters for Surface EMG Detection From The Tibialis Anterior Muscle,” IEEE Trans.Biomed. Eng., Vol. 50, pp. 354-364, 2003.

[30] D. Farina and A. Rainoldi, “Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG:Asimulation study,” Med. Eng. Phys., vol. 21, pp. 487–96, 1999.

[31] R. Flandrois, ‘‘La physiologie du sportif’’, La Recherche n°113, 1980.

[32] B. Freriks and H. Hermens, ‘‘European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy’’, Results of the SENIAM Project (CD-rom). Roessingh Research and Development, The Netherlands, 2000.

[33] A. J. Fuglevand, D. A.Winter, A. E. Patla, and D. Stashuk, “Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: Influence of electrode size and spacing,” Biol. Cybern., vol. 67, pp. 143–53, 1992.

[34] B. Gerdle, S. Karlsson, S. Day and M. Djupsjöbacka , ‘‘Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram. Modern Techniques in Neuroscience’’. Chapter 26: 705-755. Eds: Windhorst U and Johansson H. Springer Verlag, Berlin. 1999.

[35] T. H. Gootzen, “Muscle Fiber and Motor Unit Action Potentials. A Biophysical Basis for Clinical Electromyography,” PhD , Univ. Nijmegen, Nijmegen, The Netherlands, 1990.

[36] T. H. Gootzen, D. F. Stegeman, and A. Van Oosterom, “Finite limb dimensions and finite muscle length in a model for the generation of electromyographic signals,” Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 81, pp. 152–162, 1991.

[37] P. Griep, F. Gielen, K. Boon, L. Hoogstraten, C. Pool, and W. W. De Jonge, “Calculation and registration of the same motor unit action potential,” Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 53, pp. 388–404, 1982.

[38] A. Gydikov, L. Gerilovski, N. Radicheva, and N. Troyanova, “Influence of the muscle fiber end geometry on the extracellular potentials,” Biol. Cybern., vol. 54, pp. 1–8, 1986.

[39] B. Hammarberg, E. Stålberg,”Novel Ideas for Fast Muscle Action Potential Simulations Using the Line Source Model,” IEEE Trans.Biomed. Eng., Vol. 51, pp. 1888-1897, 2004.

[40] 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.

[41] 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.

[42 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,’’

[43] http: //www.en.wikipedia.org/wiki/vector %28 spatial%29, ‘‘3D real time simulations,’’

[44] http: //www.universalis.fr, ‘‘Encyclopædia Universalis 9.0,’’

[45] G. Johannsen, “Line source models for active fibers,” Biol. Cybern., vol. 54, pp. 151–8, 1986.

[46] Kathleen. Lemieux, ‘‘Mécanismes D’action De La Contraction Musculaire Sur Le Transport du Glucose dans Le Muscle Squelettique de RAT,” Faculté de Médecine Université LAVAL. Physiologie- Endocrinologie, 2003.

[47] J. J. Kierkels, ”Muscle Motor Unit Conduction Velocity- Measurements & Modeling,” Master of Science Thesis, Eiendhoven University of Technology, July 2002.

[48] B. U. Kleine, D. F. Stegeman, D. Mund, and C. Anders, ‘‘Influence of motoneuron firing synchronization on SEMG characteristics in dependence of electrode position’’, J. Appl. Physiol., 91, pp. 1588–1599, 2001.

[49] P. Kleinpenning, T. Gootzen, A. Van Oosterom, and D. F. Stegeman, “The equivalent source description representing the extinction of an action potential at a muscle fiber ending,” Math. Biosci., vol. 101, pp. 41–61, 1990.

[50] D. K. Kumar, A. Melaku, “Electrode Distance and Magnitude of SEMG.” IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 2477-2480, 2002.

[51] L. Lindstrom and R. Magnusson, “Interpretation of myoelectric power spectra:Amodel and its applications,” Proc. IEEE, vol. 65, pp. 653–662, 1977.

[52] R. Lorente de No, “Analysis of the distribution of the action currents of nerve in volume conductors,” Studies Rockfeller Inst. Med. Res., vol. 132, pp. 384–497, 1947.

[53] M. M. Lowery, N. S. Stoykov, A. Taflove, and T. A. Kuiken,”A Multi-Layer Finite-Element Model of the Surface EMG Signal,” IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 1051-1054, 2001.

[54] M. M. Lowery, N. S. Stoykov, A. Taflove, and T. A. Kuiken, "A multiple-layer finite- element model of the surface EMG signal," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 49, no. 5, pp. 446–454, May 2002.

[55] MATLAB 6.5, Release 13, http://www.mathworks.com/support/

[56] K. MCGill, and A. Huynh, ''A model of the surface recorded motor unit action potential''. Proc. 10th Ann. Int. IEEE Conf. Eng. in Med. Biol., pp. 1697–1699, 1988.

[57] K. C. McGill, Zoia. C. Lateva, et Shaojun. Xioa, ''A Model of the Muscle Action Potential for Describing the Leading Edge, Terminal Wave, and Slow Afterwave," IEEE Trans.Biomed. Eng., Vol. 48, pp. 1357-1365, 2001.

[58] A. Melaku, D. K. Kumar, A. Bradley, "Influence of Inter-Electrode Distance on EMG," IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 1082-1085, 2001.

[59] R. Merletti, D. Farina, and A. Granata, "Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays," in Clinical Neurophysiology: From Receptors to Perception, G. Comi, Ed. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, ch. 34, pp. 293–300, 1999.

[60] R. Merletti, L. Lo Conte, E. Avignone, and P. Guglielminotti, "Modeling of surface EMG signals. Part I: Model and implementation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 46, pp. 810–20, July 1999.

[61] R. Merletti, S. Roy, E. Kupa, S. Roatta, and A. Granata, "Modeling of surface EMG signals. Part II: Model based interpretation of surface EMG signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 46, pp. 821–9, July 1999.

[62] L. Mesin, "Simulation of Surface EMG Signals for a Multilayer Volume Conductor With Triangular Model of the Muscle Tissue", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 53, no. 11, pp. 2177–2184, Nov 2006.

[63] L. Mesin, D. Farina,"Simulation of Surface EMG Signals Generated By Muscle Tissues with Inhomogeneity Due To Fiber Pinnation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 51, pp1521-1529, 2004.

[64] H. Monod, R. Flandrois. ''Physiologie du sport. Bases physiologiques des activités physiques et sportives'', Masson, Ed., 1990.

[65] N. Östlund, J. Yu, K. Roeleveld, J. S. Karlsson, "Adaptive Spatial Filtering of Multichannel Surface Electromyogram Signals," Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 42, pp. 825-831, 2004.

[66] P. Konrad, ''The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography'', Version 1.0, April 2005.

[67] R. Plonsey, "The active fiber in a volume conductor," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-21, pp. 371–381, 1974.

[68] R. Plonsey, “Action potential sources and their volume conductor fileds,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-56, pp. 601–611, 1977.

[69] 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.

[70] H. Reucher, G. Rau, and J. Silny, “Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG: Part I—Introduction to measuring technique and applications,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-34, pp. 98–105, 1987.

[71] H. Reucher, J. Silny, and G. Rau, “Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG: Part II—Filter performance in theory and modeling,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-34, pp. 106–113, 1987.

[72] 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.

[73] P. Rosenfalck, “Intra and extracellular fields of active nerve and muscle fibers. A physico-mathematical analysis of different models,” Acta Physiol. Scand., vol. 321, pp. 1–49, 1969.

[74] J. Schneider, J. Silny, and G. Rau, “Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurements investigated by physical and numerical modeling,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, pp. 851–860, Sept. 1991.

[75] E. Schulte, D. Farina, G. Rau, R. Merletti, et C. Disselhorst-Klug, “Single Motor Unit Analysis from Spatially Filtered Surface Electromyogram Signals. Part II: Conduction Velocity Estimation,” Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 41, pp. 338-345, 2003.

[76] D. F. Stegeman, J. H. Block, H. J. Hermens, and K. Roeleveld, ‘‘Surface EMG models: properties and applications’’, J. Electromyograph. Kinesiol., 10, pp. 313–326, 2000.

[77] F. B. Stulen and C. J. DeLuca, “Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-28, pp. 515–523, 1981.

[78] A. Van Oosterom, ‘‘Principles in inverse electrophysiological modeling’’. 6th Deliverable of the SENIAM project, pp. 37–44, 1998.

[79] 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.