



HAL
open science

Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire.

H. Cao

► **To cite this version:**

H. Cao. Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire.. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Technologie de Compiègne, 2010. Français. NNT: . tel-00460446

HAL Id: tel-00460446

<https://theses.hal.science/tel-00460446>

Submitted on 1 Mar 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

Pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Technologie de Compiègne

Spécialité Bio-ingénierie, Biomécanique, Biomatériaux

Présentée par

Hua CAO

Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire

Soutenue le 8 Janvier 2010

Devant le jury composé de:

Jean-Yves Hogrel (Rapporteur)

Responsable, Laboratoire de Physiologie Neuromusculaire de l'Institut de Myologie, Paris

Hervé Rix (Rapporteur)

Professeur, Université de Nice, Sophia Antipolis

Véronique Feipel (Président)

Professeur, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles

Sofiane Boudaoud (Examineur)

Maître de conférences, UTC, Compiègne

Catherine Marque (Directeur de thèse)

Professeur, UTC, Compiègne

Frédéric Marin (Co-directeur de thèse)

Professeur, UTC, Compiègne

Table des matières

Remerciements	5
Liste des abréviations	6
Liste des figures.....	8
Liste des tableaux	13
Résumé	15
Abstract.....	16
Introduction	17
Chapitre 1 Revue bibliographique.....	20
1.1 Muscle squelettique.....	20
1.1.1 Anatomie du muscle.....	21
1.1.1.1 Composition du muscle	21
1.1.1.2 Type de fibre musculaire	23
1.1.1.3 Unité motrice	25
1.1.2 Contraction du muscle.....	27
1.1.2.1 Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire	27
1.1.2.2 Phénomènes mécaniques de la contraction musculaire.....	29
1.1.2.3 Les différents types de contraction musculaire	32
1.2 Electromyographie de surface (SEMG).....	33
1.2.1 Recueil du signal SEMG	34
1.2.1.1 Source du signal EMG.....	34
1.2.1.2 Volume conducteur	36
1.2.1.3 Configuration des électrodes de détection.....	37
1.2.2 Traitement du signal EMG	38
1.2.2.1 Domaine temporel	38
1.2.2.2 Domaine fréquentiel	39
1.2.2.3 Domaine temps-fréquence.....	41
1.3 Relation entre l'EMG et la force du muscle.....	45
1.3.1 Effet des facteurs de la commande centrale sur l'EMG et la force	45

1.3.1.1 Recrutement des unités motrices et fréquence de décharge	45
1.3.1.2 Synchronisation des unités motrices	47
1.3.2 Relation linéaire ou curvilinéaire entre l'EMG de surface et la force.....	48
1.4 Modélisation du signal EMG et de la force	50
1.4.1 Modélisation de l'EMG.....	50
1.4.1.1 Source du courant	51
1.4.1.2 Volume conducteur	53
1.4.1.3 Système de détection	55
1.4.2 Estimation de la force à partir de l'EMG	55
1.4.2.1 Modèle de type Hill.....	55
1.4.2.2 Réseaux neuraux artificiels (RNA)	57
1.4.2.3 Recherche orthogonale rapide (ROR)	58
1.4.3 Modélisation simultanée du signal EMG et de la force d'un muscle.....	59
Chapitre 2 Modélisation de l'EMG et de la force musculaire	61
2.1 Introduction	61
2.2 Description du modèle	61
2.2.1 Modèle de génération du SEMG.....	61
2.2.1.1 Description du modèle SEMG initial	61
2.2.1.2 Adaptation du modèle SEMG	65
2.2.2 Détermination de la force musculaire	66
2.2.2.1 Description de l'algorithme	66
2.2.2.2 Indentification des variables de calcul	67
2.2.3 Procédure de simulation	70
2.3 Résultats	71
2.3.1 Comparaison des modèles	71
2.3.2 Comparaison des deux stratégies de recrutement	74
2.3.3 Influence de la durée de la consigne	75
2.4 Discussion	76
2.4.1 Comparaison des modèles	76
2.4.2 Comparaison des deux stratégies de recrutement	77
2.4.3 Influence de la durée de la consigne	78
2.5 Conclusion.....	78
Chapitre 3 Etude de la sensibilité du modèle EMG-Force.....	80

3.1 Introduction	80
3.2 Définition des paramètres variables	81
3.2.1 Définition des variables du schéma d'activation.....	81
3.2.2 Définition des variables géométriques	83
3.3 Méthode d'analyse	83
3.3.1 Méthode de Monte Carlo.....	83
3.3.2 Critères de cohérence	84
3.3.2.1 Critère de la relation force/variabilité de force.....	84
3.3.2.2 Critère de la relation EMG/force	85
3.3.2.3 Critère de l'erreur RMS	86
3.3.3 Procédure de simulation	86
3.3.3.1 Groupe 1 – consigne constante	87
3.3.3.2 Groupe 2 – consigne sinusoïdale et consigne triangulaire	89
3.4 Résultats	90
3.4.1 Groupe 1	90
3.4.2 Groupe 2	95
3.5 Discussion	97
3.5.1 Introduction d'un nouveau critère	97
3.5.2 Choix de la stratégie de recrutement	98
3.5.3 Plage de stabilité des paramètres du modèle	99
3.6 Conclusion.....	99
Chapitre 4 Evaluation expérimentale du modèle EMG-Force.....	101
4.1 Introduction	101
4.2 Expérimentation	102
4.2.1 Recueil du signal EMG et du signal de force.....	102
4.2.1.1 Sujets	102
4.2.1.2 Mise en place de l'expérimentation.....	103
4.2.1.3 Protocole expérimental	105
4.2.2 Traitement des signaux.....	106
4.2.2.1 Contraction isotonique.....	106
4.2.2.2 Contraction anisotonique.....	108
4.2.3 Analyse statistique.....	111
4.3 Simulation	112

4.3.1 Modélisation du biceps.....	112
4.3.2 Simulation pour différents angles du coude	113
4.3.3 Simulation des différentes forces	113
4.3.4 Protocole de simulation	115
4.3.5 Traitement du signal simulé	115
4.4 Résultats	116
4.4.1 Contraction isotonique	116
4.4.2 Contraction anisotonique.....	128
4.4.2.1 Analyse classique	128
4.4.2.2 Analyse instantanée	136
4.5 Discussion	141
4.5.1 Contraction isotonique	141
4.5.2 Contraction anisotonique.....	145
4.6 Conclusion.....	147
Chapitre 5 Conclusions et Perspectives	149
5.1 Conclusions	149
5.2 Perspectives	152
5.2.1 Amélioration du modèle EMG-Force	152
5.2.2 Amélioration de l'expérimentation	154
5.2.3 Choix des méthodes en traitement du signal.....	154
Références bibliographiques	155

Remerciements

Ce travail de thèse est effectué au sein de l'UMR-CNRS 6600, Biomécanique est Bioingénierie (BMBI), de l'Université de Technologie de Compiègne (UTC). Avec l'aide de plusieurs personnes intérieures ou extérieures à l'UTC, ce travail a pu être accompli avec succès.

Je tiens tout d'abord à remercier les directeurs de ma thèse, Madame Catherine Marque et Monsieur Frédéric Marin, Professeurs à l'UTC, de m'avoir accueillie dans leur laboratoire de recherche durant ces trois années et de m'avoir confié ce sujet de thèse. Ma gratitude s'adresse aussi à Monsieur Sofiane Boudaoud, Maître de conférences à l'UTC. Merci à vous trois pour vos encouragements dans les moments difficiles, pour vos conseils précieux et vos enseignements. J'ai beaucoup apprécié la formation que j'ai reçue ainsi que votre grande passion pour la recherche.

J'exprime tout spécialement ma reconnaissance à Monsieur Jean-Yves Hogrel, Responsable du Laboratoire de Physiologie Neuromusculaire de l'Institut de Myologie de Paris, et à Monsieur Hervé Rix, Professeur à l'Université de Nice-Sophia Antipolis, pour avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse. Je remercie également Madame Véronique Feipel, Professeur à l'Université Libre de Bruxelles, pour avoir accepté d'être la Présidente de mon jury de thèse.

Je désire remercier énormément Madame Catherine Lacourt, Madame Clotilde Vanhoutte et Monsieur Alain Leverger pour leur aide et leur sourire.

Je remercie tous les étudiants, stagiaires, post-doctoraux, assistants de recherche et techniciens que j'ai côtoyés et qui m'ont donné coups de main et conseils pour progresser et achever ce travail: Laetitia, Taysir, Hélène, Laurie, Liguó, Peiyuan, Aly, Mahmoud, Fouaz, Oualid, Jérémy et tous les autres membres du laboratoire.

Un dernier remerciement à mes parents pour avoir toujours été à mes côtés, pour leur support et leur amour permanent.

Merci à vous tous.

Liste des abréviations

ADP	Adénosine diphosphate
ATP	Adénosine triphosphate
CV	Coefficient de variation
DSP	Densité spectrale de puissance
EMG	Electromyographie
Fd	Fréquence de décharge
FM	Fréquence moyenne
fmaxL ou fmaxR	Fréquence décharge maximale des unités motrices lentes ou rapides
FMD	Fréquence médiane
FMDI	Fréquence médiane instantanée
FMI	Fréquence moyenne instantanée
fminL ou fminR	Fréquence décharge minimale des unités motrices lentes ou rapides
IPI	Intervalle interimpulsion
MVC	Contraction volontaire maximale
N_L ou N_R	Nombre des unités motrices lentes ou rapides
PA	Potentiel d'action
PAI	Potentiel d'action intracellulaire
PAUM	Potentiel d'action de l'unité motrice
Pi	Phosphate inorganique
P(t)	Force de consigne d'entrée
R	Coefficient de corrélation
RMS	Moyenne quadratique
RMS%	Pourcentage d'erreur quadratique moyenne
RNA	Réseaux neuraux artificiels
ROR	Recherche orthogonale rapide
SCAL	Scalogramme
SEMG	Electromyographie de surface
SF(t)	Force générée par le muscle ou force de sortie du muscle
SNC	Système nerveux central

Liste des abréviations

SR	Seuil de recrutement
TF	Transformée de Fourier
TFCT	Transformée de Fourier à court terme
UM (R ou L)	Unité motrice (rapide ou lente)

Liste des figures

Figure 1.1	Organisation du muscle squelettique	21
Figure 1.2	Structure de la fibre musculaire	22
Figure 1.3	Représentation en perspective du réticulum sarcoplasmique et du système tubulaire transverse.....	23
Figure 1.4	Classification des fibres musculaires sur la coloration de l'ATPase myofibrillaire	24
Figure 1.5	Unité motrice	26
Figure 1.6	Théorie des filaments glissants	27
Figure 1.7	Production de la force grâce l'interaction entre l'actine et la myosine.....	29
Figure 1.8	Réponse mécanique d'une fibre musculaire à une stimulation unique	30
Figure 1.9	Sommation des secousses	31
Figure 1.10	Relation entre la force et la fréquence pour une unité motrice	32
Figure 1.11	Potentiel d'Action	34
Figure 1.12	Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM).....	35
Figure 1.13	Superposition des PAUM	36
Figure 1.14	Potentiel surface détecté par des électrodes de surface	37
Figure 1.15	Deux pentes linéaires dans la représentation bi-logarithmique de la DSP de l'EMG	41
Figure 1.16	Pavage temps-fréquence	44
Figure 1.17	Recrutement des unités motrices et leur fréquence de décharge lors d'une contraction volontaire.....	46
Figure 1.18	Relation entre l'EMG et la force chez l'homme.....	49
Figure 1.19	Activité du signal EMG de surface (sEMG) en fonction de la force dans les conditions isométriques.....	50
Figure 1.20	Potentiel d'action intracellulaire (PAI).....	51
Figure 1.21	Sections transversales du volume conducteur	54
Figure 1.22	Estimation de la force à partir du signal EMG enregistré par le modèle de type Hill.....	56
Figure 1.23	Schéma du modèle musculo-tendineux de type Hill	56

Figure 1.24	Modèle de réseaux neuraux artificiels (RNA)	58
Figure 2.1	Section verticale du modèle du muscle utilisé dans la simulation de l'EMG de surface	62
Figure 2.2	Schéma d'activation utilisé dans le modèle	63
Figure 2.3	Relation Force-Fd de l'UM	68
Figure 2.4	Relation force-Fd dans le Modèle 2.3	69
Figure 2.5	Exemple de P, SF et EMG dans les Modèles 1, 2.1 et 2.2	72
Figure 2.6	Exemple de P, SF et EMG dans le Modèle 2.3	73
Figure 2.7	α_i dans deux stratégies de recrutement	74
Figure 2.8	Relation entre la fréquence de stimulation et la force générée pour 2 unités motrices	78
Figure 3.1	Description du modèle EMG-force	81
Figure 3.2	Relation force/variabilité de force pour un sujet	85
Figure 3.3	Relation EMG/force pour le biceps	85
Figure 3.4	Plan de simulation	86
Figure 3.5	Simulation pour une consigne avec un plateau	87
Figure 3.6	Calcul des moyennes et des coefficients de variation glissants des amplitudes du signal EMG et de la force	88
Figure 3.7	Critère de convergence	89
Figure 3.8	Simulation pour une consigne sinusoïdale ou triangulaire	90
Figure 3.9	Relations entre la variabilité de force et la force pour la Série 1 de simulations	92
Figure 3.10	Relations entre le signal EMG normalisé et la force pour la Série 1 de simulations	92
Figure 3.11	Représentation des 3 critères pour la Série 1	92
Figure 3.12	Relations entre la variabilité de force et la force, pour la Série 2 de simulations	94
Figure 3.13	Relations entre le signal EMG normalisé et la force, pour la Série 2 de simulations	94
Figure 3.14	Représentation des 3 critères pour la Série 2	94
Figure 3.15	Relations entre l'erreur RMS et le niveau de force de consigne pour chaque simulation pour la consigne sinusoïdale	95
Figure 3.16	Relations entre l'erreur RMS et le niveau de force commandée pour chaque simulation pour la consigne triangulaire	96
Figure 4.1	Schéma de la contraction du biceps	102
Figure 4.2	Position des électrodes sur le biceps	103

Liste des figures

Figure 4.3	Position du sujet et mise en place des dispositifs pour l'expérimentation.....	104
Figure 4.4	Chaîne d'acquisition du signal EMG et du signal de force	105
Figure 4.5	Signaux EMG et force recueillis dans une contraction isotonique.....	107
Figure 4.6	Définition d'une bouffée et des différentes zones	109
Figure 4.7	Force mesurée en fonction du niveau de force de consigne pour les hommes et les femmes pour les trois angles	117
Figure 4.8	Relation entre la force mesurée et le niveau de force de consigne, moyennée sur tous les sujets, pour les trois angles.....	118
Figure 4.9	Relation entre la force maximale (la force de MVC) et l'angle du coude.....	118
Figure 4.10	RMS en fonction du niveau de force de consigne pour les hommes et les femmes pour les trois angles	120
Figure 4.11	Relation entre la RMS et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et les trois angles.....	121
Figure 4.12	Relation entre la RMS et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.....	121
Figure 4.13	Relation entre la RMS maximale (RMS de la MVC) et l'angle du coude	121
Figure 4.14	Relation entre la RMS maximale (RMS de la MVC) et l'angle simulé	121
Figure 4.15	Relation entre la RMS normalisée et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et les trois angles	121
Figure 4.16	Relation entre la RMS normalisée et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.....	121
Figure 4.17	Relation entre la FMD et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et les trois angles.....	122
Figure 4.18	Relation entre la FMD et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.....	122
Figure 4.19	FMD en fonction du niveau de force de consigne pour les hommes et les femmes pour les trois angles	123
Figure 4.20	Relation entre la pente gauche et le niveau de force de consigne pour tous les sujets, pour les trois angles.....	124
Figure 4.21	Relation entre la pente gauche et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.....	124
Figure 4.22	Pente gauche, extraite de la DSP logarithmique du signal EMG, en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes et pour les trois angles.....	125

Figure 4.23 Relation entre la pente droite et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et pour les trois angles	126
Figure 4.24 Relation entre la pente droite et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.....	126
Figure 4.25 Pente droite, extraite de la DSP logarithmique du signal EMG, en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes et pour les trois angles.....	127
Figure 4.26 Force expérimentale en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne pour les trois angles	129
Figure 4.27 Force simulée en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne pour les trois angles.....	129
Figure 4.28 RMS du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles	130
Figure 4.29 RMS du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés.....	130
Figure 4.30 FMD du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles	132
Figure 4.31 FMD du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés.....	132
Figure 4.32 Pente gauche du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles.	134
Figure 4.33 Pente gauche du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés.....	134
Figure 4.34 Pente droite du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles	135
Figure 4.35 Pente droite du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés.....	135
Figure 4.36 Relation entre la FMDI et la force pour une contraction anisotonique expérimentale	137
Figure 4.37 Relation entre la FMDI et la force pour une contraction anisotonique simulée.	137
Figure 4.38 Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force seulement pour les contractions expérimentales avec corrélation significative.....	138
Figure 4.39 Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force seulement pour les contractions simulées avec corrélation significative.	138

Liste des figures

Figure 4.40 Relation entre la RMSI et la force pour une contraction anisotonique expérimentale	139
Figure 4.41 Relation entre la RMSI et la force pour une contraction anisotonique simulée .	139
Figure 4.42 Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force pour les contractions expérimentales avec corrélation significative	140
Figure 4.43 Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force pour les contractions simulées avec corrélation significative.....	140
Figure 4.44 Signal EMG simulé pour une contraction maximale (MVC) avec des fréquences de décharge maximales des UM différentes ou identiques	143

Liste des tableaux

Tableau 2.1 RMS% et R pour les 3 modèles avec 3 niveaux de commande et un muscle de 750 UM	73
Tableau 2.2 Temps de calcul total pour chaque muscle.....	74
Tableau 2.3 RMS% et R dans les 2 stratégies de recrutement avec 3 niveaux de commande pour 5 muscles de 750 UM	75
Tableau 2.4 RMS% et R pour les trois durées de consigne et les 3 niveaux de commande pour 5 muscles simulés de 750 UM	75
Tableau 2.5 Synthèse des 4 modèles	76
Tableau 3.1 Plages initiales des paramètres du schéma d'activation.....	82
Tableau 3.2 Plages initiales des paramètres de la géométrie du muscle	83
Tableau 3.3 Plages optimales pour les Série 1 et 2 de simulation, avec une consigne de plateau constante et les deux stratégies de recrutement.....	93
Tableau 3.4 Plages optimales pour les simulations avec la consigne sinusoïdale et les deux stratégies de recrutement.....	96
Tableau 3.5 Plages optimales pour des simulations avec la consigne triangulaire et les deux stratégies de recrutement.....	97
Tableau 3.6 Plages optimales et réduction des plages obtenues avec la Stratégie de recrutement 2 et la consigne de force triangulaire	100
Tableau 4.1 Caractéristiques des sujets.....	102
Tableau 4.2 Valeurs physiologiques du biceps	113
Tableau 4.3 Changement de la longueur du biceps en fonction des angles du coude.....	113
Tableau 4.4 Variation de la circonférence du bras pour trois angles du coude et quatre niveaux de force moyenné sur les 10 sujets.....	114
Tableau 4.5 Force mesurée normalisée par la force de MVC.....	118
Tableau 4.6 Force simulée normalisée en pourcentage de MVC.....	119
Tableau 4.7 Coefficient de corrélation (R) entre la force expérimentale et la force simulé dans chaque phase pour tous les niveaux de consigne et d'angle.....	131

Tableau 4.8	Coefficient de corrélation (R) entre la RMS du signal EMG expérimental et du signal EMG simulé dans chaque phase pour tous les niveaux de consigne et d'angle.....	131
Tableau 4.9	Coefficient de corrélation (R) entre la pente gauche de la DSP logarithmique du signal EMG expérimental et du signal EMG simulé dans chaque phase pour tous les niveaux de consigne et d'angle.....	136
Tableau 4.10	Coefficient de corrélation (R) entre la pente droite de la DSP logarithmique du signal EMG expérimental et du signal EMG simulé dans chaque phase pour tous les niveaux de consigne et d'angle.....	136
Tableau 4.11	Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force ; nombre de corrélations significatives pour toutes les contractions expérimentales	138
Tableau 4.12	Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force ; nombre de corrélations significatives pour toutes les contractions simulées	138
Tableau 4.13	Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force ; nombre de corrélations significatives pour toutes les contractions expérimentales	140
Tableau 4.14	Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force ; nombre de corrélations significatives pour toutes les contractions simulées	140

Résumé

L'estimation de la force générée par un muscle est importante dans les études biomécaniques et pour les applications cliniques. Puisque cette force ne peut pas être mesurée directement, le signal électromyographique de surface (SEMG), reflétant le niveau d'activation musculaire, est utilisé pour quantifier la force développée. Cependant, tous les facteurs, contrôlant une contraction isométrique, n'influencent pas la force et le SEMG simultanément. Le but de ce travail de thèse est donc de développer un modèle de simulation conjointe du SEMG et de la force, afin d'étudier la relation EMG-force. Dans ce but, nous avons d'abord développé une nouvelle méthode de simulation de la force musculaire à partir d'un modèle d'EMG existant. Le modèle complet a été testé pour le choix de la stratégie de recrutement et l'influence de la durée de la consigne. Puis, nous avons utilisé une méthode de Monte Carlo pour étudier la sensibilité du modèle aux différents paramètres physiologiques d'entrée. Deux critères existants (relations EMG-force et force-variabilité de force) ainsi qu'un nouveau critère (erreur entre la consigne de force et la force générée), ont été utilisés pour optimiser les paramètres avec une consigne de force constante. Ce nouveau critère a ensuite été utilisé avec une consigne de force variable (sinusoïdale ou triangulaire), afin d'obtenir les plages optimales des paramètres. Enfin, pour évaluer notre modèle, nous avons réalisés des expérimentations et une simulation pour le biceps. Les résultats montrent que notre modèle EMG-force est capable de simuler qualitativement les comportements réels du biceps pour les contractions isotoniques et anisotoniques.

Mots clés : Modélisation ; Electromyographie (EMG) ; Force musculaire

Abstract

The estimation of the force generated by a muscle is important in biomechanical studies and clinical applications. As this force cannot be measured directly, the surface electromyography signal (SEMG), reflecting the level of muscle activation, is used to quantify the force developed. However, all the factors controlling an isometric contraction do not influence the force and the SEMG simultaneously. The aim of this study is to develop a simulation model of SEMG and force in order to study the EMG-force relationship. For this purpose, we first developed a new method to simulate the muscle force from an existing EMG model. We tested the complete model with two recruitment strategies and studied the influence of target force duration. Then we used a Monte Carlo method to study the sensitivity of the model to various input physiological parameters. Two existing criteria (EMG-force and force-force variability relationships) and a new criterion (error between the target force and the generated force) were used to optimize the parameters in constant target force contractions. This new criterion was then used in variable target force contractions (sinusoidal or triangular target) in order to obtain the optimum parameter ranges. Finally, to evaluate our model, we performed experiments and simulations for the biceps. The results have shown that our EMG-force model can qualitatively simulate the behaviour of the biceps for isotonic and anisotonic contractions.

Keywords: Modelling; Electromyography (EMG); Muscle force

Introduction

Les muscles squelettiques génèrent des forces actives pour réaliser les mouvements liés aux activités humaines. La position et les mouvements du corps humain sont basés sur l'activation d'un seul muscle ou de plusieurs muscles. L'estimation de la force générée par un muscle actif est intéressante, non seulement pour les études biomécaniques, mais aussi pour les applications cliniques pour lesquelles, de plus en plus, l'information concernant les forces musculaires est une aide au diagnostic et au traitement, par exemple, pour commander un prothèse grâce à l'analyse des activités électriques des agonistes et des antagonistes d'une fonction neuromusculaire donnée, pour concevoir les prototypes des membres contrôlés par le signal myoélectrique et pour étudier comment le système nerveux contrôle des mouvements de membres chez les gens avec des pathologies, telle que la spasticité induite par le coup ou par la paralysie cérébrale [Buchanan et coll., 2004].

Pour cela, il devient intéressant d'obtenir la contribution en force de chaque muscle incriminé. Cependant, la force exercée par un muscle squelettique ne peut pas être directement mesurée de manière non invasive [Disselhorst-Klug et coll., 2009 ; Staudenmann et coll., 2009], parce qu'elle n'est pas accessible directement et qu'il est de plus difficile d'estimer la force d'un muscle spécifique lorsqu'un grand nombre de muscles participent à une contraction donnée.

L'activation électrique d'un muscle déclenche la production de force mécanique. Cette activité musculaire peut être observée par l'électromyographie (EMG) de surface. L'EMG de surface est une technique objective et non invasive pour évaluer le niveau d'activation musculaire dans les contractions volontaires chez l'homme [Hagg et coll., 2000; Hoozemans et van Dieen, 2005]. Puisque le signal EMG fournit des informations sur l'activité du muscle individuel, il est corrélé à la force produite du muscle: l'amplitude du signal EMG est plus haute lorsque la force développée par le muscle est plus importante. Les évaluations de la force musculaire sont fréquemment basées sur l'EMG mesuré en surface [Cholewicki et McGill, 1994; Staudenmann et coll., 2007]. Plusieurs méthodes sont proposées dans la littérature pour cette évaluation : les modèles de type Hill [Lloyd et Besier, 2003], les réseaux

de neurones artificiels [Song et Tong, 2005] et la recherche orthogonale rapide [Mobasser et coll., 2007].

La force générée par un muscle est contrôlée, par le système nerveux central, selon deux paramètres : le recrutement des unités motrices (UM) et la fréquence de décharge des UM actives. Ces deux paramètres influencent aussi le signal EMG. Par contre, tous les facteurs associés aux contractions, n'influencent pas la force et le SEMG simultanément. D'une part, l'amplitude de l'EMG est affectée par des facteurs qui ne touchent pas la production de la force, telle que la forme des potentiels d'action des UM [Farina et al, 2004] ; d'autre part, certains facteurs, affectant la force lors d'un niveau d'activité musculaire donné, ne sont pas reflétés dans le signal EMG, telle que la longueur du muscle instantanée et le taux du changement de la longueur [Hof, 1997], l'historique de la contraction [Welter et Bobbert, 2001]. Pour obtenir des estimations valables de la force à partir du signal EMG, les facteurs suivants doivent être pris en compte: (1) la nature de la relation entre l'EMG et la force (relation EMG-force), (2) les différences des caractéristiques temporelles entre les signaux EMG et force, (3) la normalisation de l'amplitude EMG et (4) les effets de la dynamique de la contraction musculaire [Staudenmann et coll., 2009]. Dans ces conditions, l'étude de la relation EMG-force est pertinente pour l'estimation de la force musculaire à partir du signal EMG de surface.

La modélisation permet de lier les paramètres physiologiques internes (ex : fréquence de recrutement, vitesse de conduction...) avec les résultats simulés (EMG de surface) afin d'analyser l'influence de ces paramètres sur le signal EMG. Une simulation simultanée de l'EMG et de la force musculaire permettrait de comprendre et d'explorer la relation entre ces deux signaux. Fuglevand et coll. [Fuglevand et coll., 1993] ont développé un modèle pour estimer le signal EMG et la force générés par un muscle avec une consigne de commande de type contraction isométrique. Plusieurs schémas d'activation ont été testés afin d'analyser profondément l'influence du schéma d'activation sur la relation EMG-force. Ce modèle a alors été appliqué dans les conditions physiologique et pathologique [Zhou et Rymer, 2004; Zhou et coll., 2007]. De même, les plages des paramètres d'entrée de ce modèle ont été optimisées en utilisant une méthode de Monte Carlo pour tester la sensibilité des paramètres [Keenan et Valero-Cuevas, 2007]. Dans toutes les simulations citées précédemment, les auteurs n'ont pris en compte que les signaux simulés dans une condition d'excitation constante (contraction isotonique).

Par conséquent, l'objectif de ce travail de thèse est de développer un nouveau modèle de simulation conjointe du signal SEMG et de la force produite, associés à une consigne

donnée, afin d'étudier la relation EMG-force pour des contractions isotoniques et anisotoniques dans un contexte isométrique. Cette étude se déroule au sein du laboratoire de l'UMR CNRS 6600 « Biomécanique et Bioingénierie », sous la direction des Professeurs Catherine Marque et Frédéric Marin.

Dans ce contexte, ce rapport sera organisé de la manière suivante :

Le Chapitre 1 présente les informations indispensables pour appréhender la génération de la force musculaire et du signal EMG de surface, la relation EMG-force ainsi que leur modélisation dans la contraction isométrique, afin de cerner notre problématique.

Le Chapitre 2 décrit une nouvelle méthode de simulation de la force musculaire à partir d'un modèle EMG existant. Dans une première partie, nous exposons quatre modèles construits en utilisant deux relations entre la force et la fréquence de décharge des UM, ainsi qu'une procédure de simulation pour choisir le meilleur modèle parmi les quatre. Dans une seconde partie, nous présentons deux tests utilisant le modèle choisi, l'un sur le choix de la stratégie de recrutement et l'autre sur l'influence de la durée de la consigne.

Le Chapitre 3 est dédié à l'étude de la sensibilité du modèle aux différents paramètres physiologiques d'entrée en utilisant une méthode Monte Carlo. Nous présentons deux critères existants (les relations EMG-force et force-variabilité de force) et un nouveau critère (l'erreur entre la consigne de force et la force générée), déduit de notre modèle, pour optimiser des paramètres pour une consigne de force constante ou variable.

Le Chapitre 4 est consacré à l'évaluation expérimentale du modèle EMG-force pour des contractions isotoniques et anisotoniques. Nous proposons d'abord un protocole expérimental, puis une procédure de simulation sur le biceps, ainsi que des méthodes de traitement du signal. Les résultats expérimentaux et simulés sont ensuite comparés et donnent lieu à une discussion.

Le Chapitre 5 fait le bilan de notre travail et présente la conclusion de cette étude. Il propose finalement, différentes perspectives pour améliorer notre modèle et faire avancer les connaissances dans le domaine de la compréhension de la relation EMG-force en contraction isométrique.

Chapitre 1

Revue bibliographique

Ce chapitre est structuré en 5 paragraphes. Tout d'abord, nous résumerons les connaissances de la physiologie du muscle. Puis nous expliciterons l'origine de l'EMG musculaire. Ensuite, nous présenterons sa relation avec la force musculaire. Nous approfondirons les connaissances actuelles des modélisations de l'EMG et de la force musculaire et enfin, nous ferons une synthèse de toutes ces connaissances qui vont nous permettre de mettre en place notre modèle.

1.1 Muscle squelettique

Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette. Ils fournissent une force de traction qui permet le déplacement. Ces muscles constituent environ 40 % du poids total du corps. Chaque extrémité du muscle est attachée par un point appelé origine ou insertion et présente une portion charnue contractile appelée corps musculaire (Figure 1.1). L'origine correspond au point d'attache du muscle à l'os qui reste fixe. L'insertion est le point d'attache du muscle à l'os qu'il met en mouvement. Ces muscles sont fixés aux os soit directement, soit indirectement (par des tendons), et travaillent pour produire les mouvements du corps (les muscles travaillent conjointement pour produire le mouvement d'une articulation, pour stabiliser une articulation et pour prévenir tout mouvement dans la direction opposée à celle souhaitée). Le raccourcissement du muscle pendant sa contraction rapproche les deux os. En règle générale, seul l'os comprenant l'insertion est mis en action alors que l'os auquel se rattache l'origine du muscle reste fermement en place. Les muscles squelettiques présentent toujours une fatigabilité souvent liée à une contraction continue et nécessitent donc des phases de repos.

Les muscles squelettiques ont 4 propriétés essentielles :

- L'excitabilité : est la propriété que possède un muscle à réagir à une stimulation par la production de phénomènes électriques associés à des mouvements ioniques;
- La contractilité : est la propriété du tissu musculaire de pouvoir se raccourcir suite à un stimulus de façon à mobiliser les éléments osseux auxquels il est rattaché ; la contractions entraîne le raccourcissement, l'épaississement et le durcissement du muscle ;
- L'élasticité : est la propriété du tissu musculaire de reprendre sa forme initiale lorsque s'arrête la contraction ;
- La tonicité : est la propriété du muscle à être dans un état permanent de tension (tonus musculaire).

1.1.1 Anatomie du muscle

1.1.1.1 Composition du muscle

L'unité de base du tissu musculaire squelettique est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles [Tortora et Grabowski, 1994]. Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100 μm de diamètre [Bouisset et coll., 1995] et peuvent atteindre 30 cm de longueur. Chaque fibre musculaire est située dans une membrane transparente fine appelée sarcolemme (Figure 1.1).

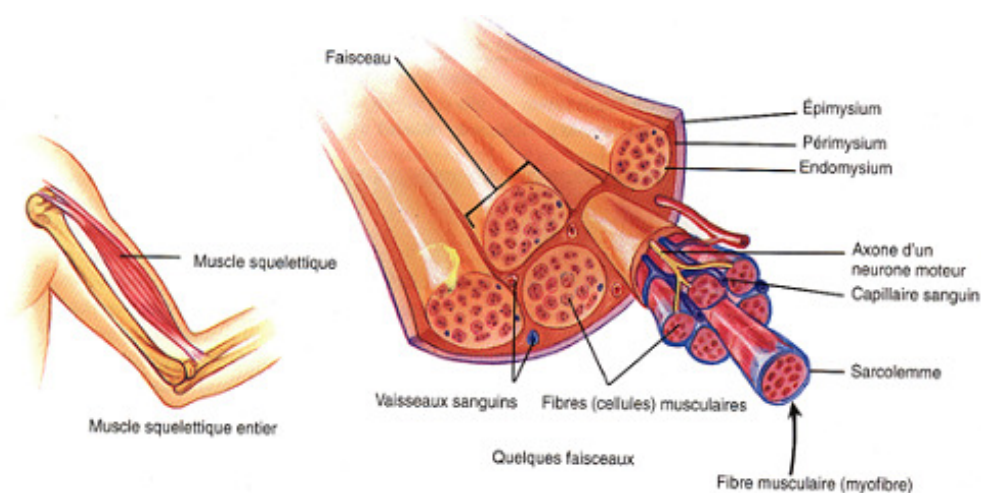


Figure 1.1 Organisation du muscle squelettique. (d'après Tortora et Grabowski, 1994)

Les myofibrilles, occupant environ 80% du volume de la fibre musculaire, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2 μm [Bouisset et coll., 1995]. Chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres (A, anisotropes) et de bandes claires (I, isotropes), dont la parfaite correspondance d'une myofibrille à l'autre donne au muscle sa striation transversale. Au milieu de chaque bande A, se trouve une bande plus claire : la zone H (Hensen). Au milieu de cette zone H, on note une strie plus sombre : la bande M. Au milieu de chaque band I, se trouve une bande plus sombre, la ligne Z. L'espace cylindrique délimité par deux lignes Z consécutives est appelé sarcomère : c'est l'unité anatomo-physiologique du muscle. Étudiés au microscope électronique, les sarcomères présentent deux types de filaments : des filaments épais et des filaments fins. Les filaments épais, constitués par une protéine appelé myosine, sont situés au centre du sarcomère et correspondent à la bande A. Les filaments fins, composés d'une protéine appelée actine, sont attachés à chaque extrémité du sarcomère au niveau des lignes Z et disposés tout au long des bandes I. Des ponts reliant les filaments épais aux filaments fins, des ponts actine-myosine, sont responsables des changements de longueur du muscle pour développer la tension (Figure 1.2).

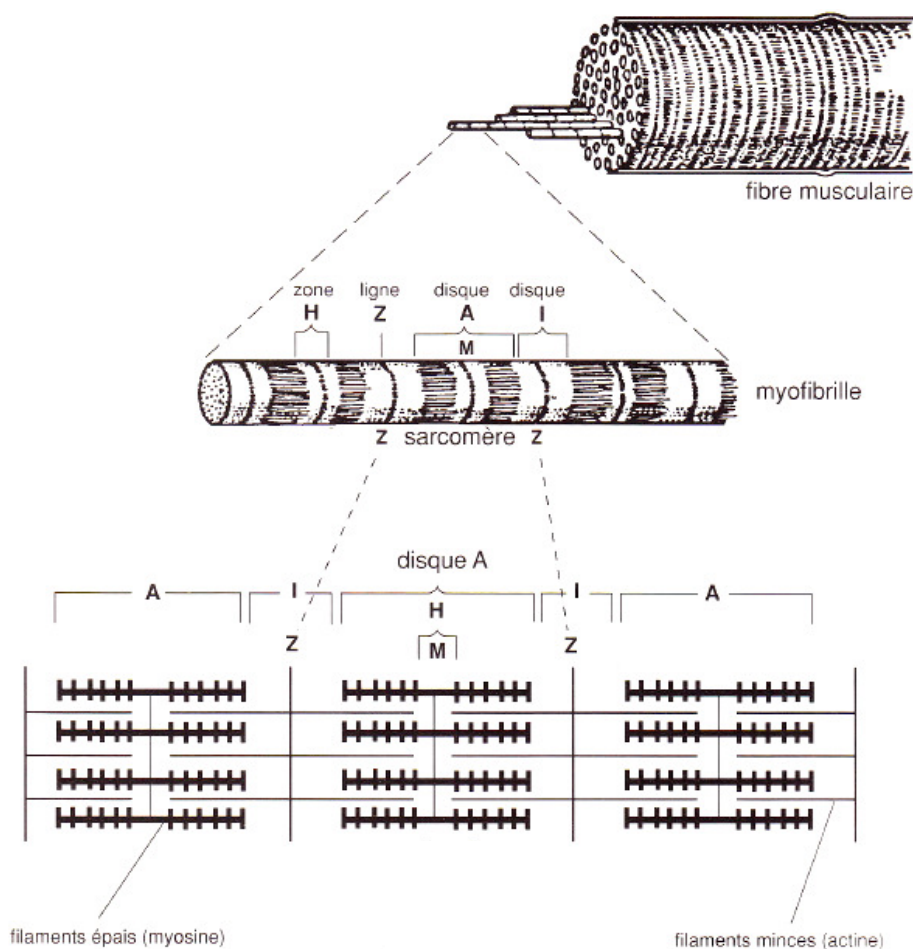


Figure 1.2 Structure de la fibre musculaire (d'après Bloom et Fawcett, 1968)

Un réseau de canules (réticulum sarcoplasmique) parcourt la fibre dans le sens de la longueur. Au-dessus de chaque jonction entre les bandes A et I, se trouve une autre structure tubulaire positionnée de façon transversale par rapport à l'axe de la fibre (tubule transverse), et au contact de laquelle le réticulum se transforme lui aussi en tube (Figure 1.3). Ces structures contiennent le calcium qui joue un rôle d'inhibiteur au niveau de la contraction musculaire.

Plusieurs couches de tissus conjonctifs séparent et protègent les composantes des muscles squelettiques. L'endomysium sépare chaque fibre musculaire, le pérимыsium organise de 10 à 100 fibres musculaires en faisceaux et l'épimysium est la couche extérieure qui enveloppe tout le muscle. Ces membranes fournissent des fibres collagènes aux tissus conjonctifs qui attachent le muscle à d'autres structures (muscle, os, tendons) (Figure 1.1).

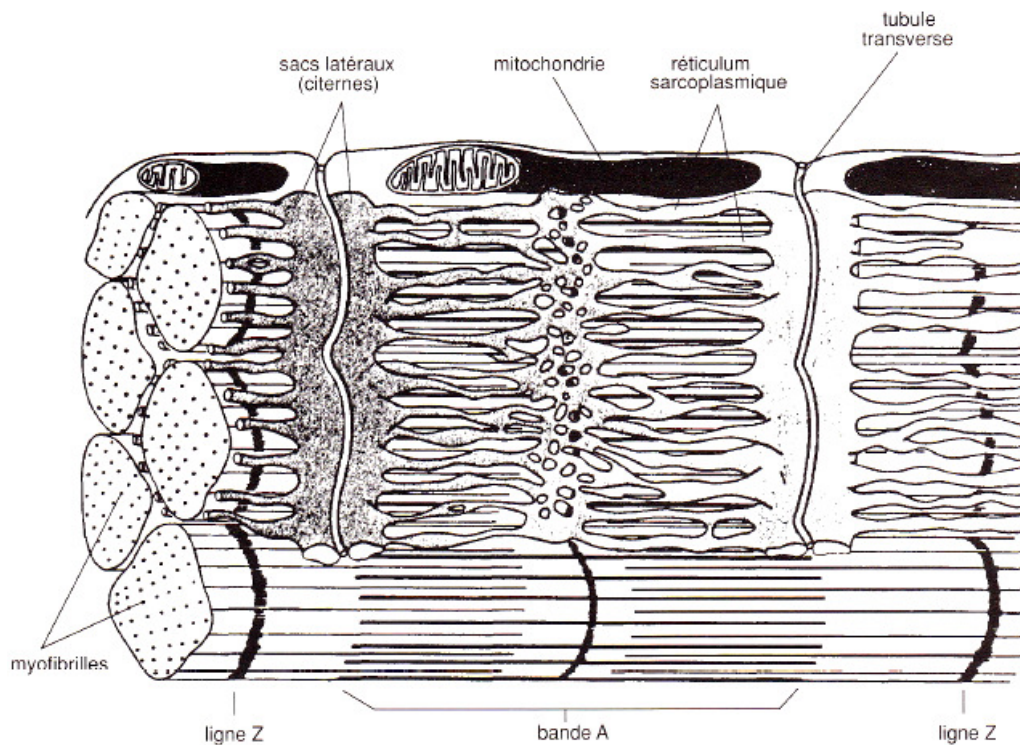


Figure 1.3 Représentation en perspective du réticulum sarcoplasmique et du système tubulaire transverse. (d'après Huxley, 1956)

1.1.1.2 Type de fibre musculaire

Les muscles sont des organes hétérogènes qui possèdent de grandes capacités d'adaptation. Ils sont formés de fibres musculaires de plusieurs types que l'on classe en fonction de deux caractéristiques principales : leur vitesse maximale de contraction, c'est-à-

dire la vitesse à laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine, et leur métabolisme préférentiel utilisé pour resynthétiser les molécules d'ATP.

Chez l'homme, la classification la plus simple et la plus utilisée est celle proposée par Engel [Engel, 1962] qui se base sur la coloration de l'ATPase myofibrillaire après incubation à un pH de 10,4. En raison de la valeur basique de leur pH, les fibres de type I (ou S, "Slow") apparaissent claires, alors que les fibres de type II (ou F, "Fast") deviennent foncées du fait de leur pH acide (Figure 1.4). Les fibres I et II correspondent en fait à l'ancienne appellation rouge et blanche due à la présence en plus ou moins grande quantité de myoglobine dans ces fibres. La myoglobine est l'équivalent de l'hémoglobine des globules rouges au niveau musculaire ; elle permet de stocker localement de l'oxygène afin de produire de l'énergie à partir du métabolisme aérobie.

Les fibres musculaires de type II sont elles-mêmes subdivisées en deux grands sous-groupes : les IIa (ou FR, "Fast Resistable") et les IIb (ou FF, "Fast Fatigable"), toujours à partir de leur sensibilité relative au pH [Brooke et Kaiser, 1970] (Figure 1.4). L'existence d'un troisième sous-groupe, les fibres IIc, est parfois établie grâce à la combinaison de différents pH d'incubation. Ces dernières ont des caractéristiques intermédiaires entre les fibres de type I et les fibres de types II. Elles ne représentent, en tout état de cause, qu'un très faible contingent (2 à 5%) des fibres de l'homme adulte normal.

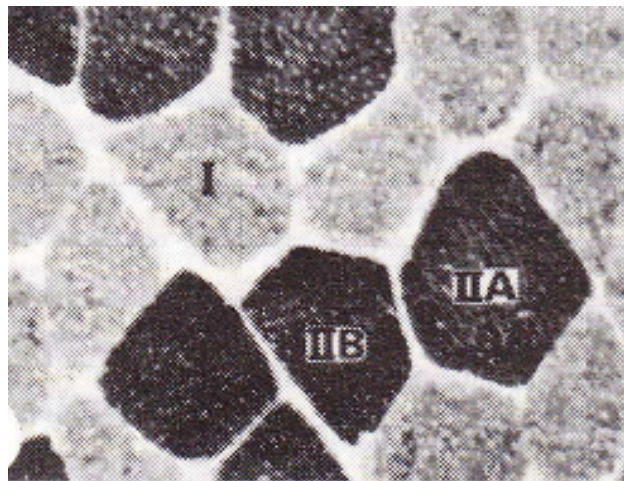


Figure 1.4 Classification des fibres musculaires sur la coloration de l'ATPase myofibrillaire. (d'après Eriksson 1982)

Les différentes caractéristiques des fibres musculaires se résument ci-dessous :

- les fibres I sont très lentes (réticulum sarcoplasmique peu développé, donc capacité plus faible à transmettre le potentiel d'action), très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles), mais aussi plus endurantes (utilisation préférentielle du métabolisme aérobie car elles possèdent beaucoup de capillaires, de mitochondries et de myoglobine) ;
- les fibres IIb sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables (car essentiellement glycolytique) ;
- les fibres IIa sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurantes.

Le muscle, soumis à un entraînement soutenu, subit des modifications du type de fibre qui portent sur sa structure et sur son métabolisme. Quelle que soit la modalité d'entraînement adoptée, les effets ne portent que sur les groupes musculaires particulièrement sollicités et, pour un muscle donné, ils intéressent surtout les fibres qui sont particulièrement mises en jeu. De ce fait, les modifications obtenues dépendent de l'intensité de l'exercice. En outre, chez l'individu âgé, on observe une fonte musculaire, associée à une diminution des fibres de type II, qui peut être due à une moindre activité physique.

1.1.1.3 Unité motrice

Toutes les fibres musculaires d'un muscle sont innervées par les axones des nerfs moteurs émanant de la partie antérieure de la moelle épinière. Chaque nerf moteur ou motoneurone innerve ainsi plusieurs fibres musculaires. Par contre, une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone. L'ensemble formé par un motoneurone et les fibres qu'il innerve est appelé unité motrice (UM) [Liddell et Sherrington, 1925] (Figure 1.5). C'est la plus petite unité fonctionnelle musculaire, car la plus petite contraction musculaire résulterait en fait de l'activation d'une seule unité motrice. Les connexions entre les terminaisons axonales des motoneurones et les fibres musculaires, appelées les jonctions neuromusculaires ou les plaques motrices, se font généralement au milieu du muscle, et l'ensemble de ces jonctions forme le point moteur [Coërs et Wolf, 1959].

Les UM varient entre elles par :

- leur type de fibres : une UM contient un seul et même type de fibres musculaires (I, IIa, IIb) ; ceci aura une influence à la fois sur la rapidité de contraction de l'UM mais aussi sur sa capacité à résister à la fatigue ;
- leur nombre de fibres musculaires : plus le motoneurone innerve de fibres musculaires, plus la force que l'UM pourra développer sera importante ;
- la taille du motoneurone qui innerve les fibres musculaires : plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide, mais plus sa sensibilité à l'influx nerveux est faible (il faudra une intensité de décharge plus élevée pour réussir à l'exciter car sa gaine de myéline, un isolant constitué de graisses, est plus épaisse).

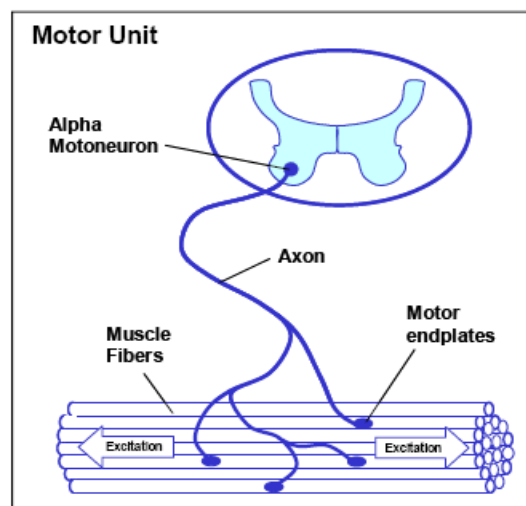


Figure 1.5 Unité motrice (d'après Basmajian et De Luca, 1985)

Il existe donc plusieurs types d'unités motrices dont les caractéristiques sont liées tant au nombre qu'à la qualité des fibres musculaires qui les composent. Ainsi, on peut utiliser la même nomenclature que celle dont on se sert pour les fibres musculaires, soit des unités motrices de type I et des unités motrices de type II.

Lors de la stimulation d'un motoneurone, la totalité des fibres d'une UM est excitée et les fibres se contractent donc toutes en même temps (loi du "tout ou rien"). Cette organisation permet, au lieu de la contraction totale d'un muscle, une activation progressive et successive des fibres musculaires, unité motrice par unité motrice, et donc l'ajustement de la force nécessaire à l'activité.

1.1.2 Contraction du muscle

1.1.2.1 Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire

La théorie qui prévaut actuellement pour expliquer comment les muscles créent des tensions internes (forces) est celle dite "des filaments glissants" développée par Huxley [Huxley, 1957] et basée sur le modèle de Hanson et Huxley [Hanson et Huxley, 1955]. Elle stipule que, lors de la contraction musculaire, les filaments d'actine se glissent entre les filaments de myosine (Figure 1.6).

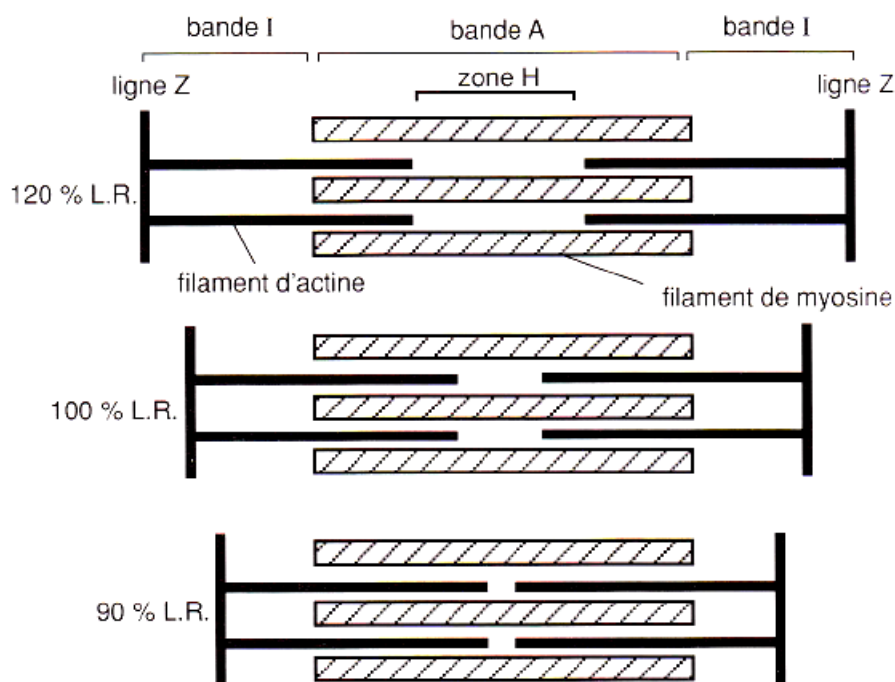


Figure 1.6 Théorie des filaments glissants : comportement des filaments d'actine par rapport aux filaments de myosine dans la contraction en allongement (en haut), sans modification de longueur (au milieu), et en raccourcissement (en bas). La longueur du sarcomère est exprimée en pourcentage de la longueur de repos (L.R.). (d'après Huxley, 1956)

Lorsqu'une tête de myosine s'attache à un filament d'actine, formant un pont d'actine-myosine, et bouge, les deux filaments glissent l'un sur l'autre. Les têtes de myosine et les ponts ainsi formés subissent un changement de configuration spatiale, dès l'instant où les têtes de myosine s'attachent sur les sites actifs des filaments d'actine. Le bras du pont ainsi établi et la tête de myosine exercent une attraction moléculaire très forte qui amène la tête de

myosine à basculer vers le centre du sarcomère, entraînant ainsi le filament d'actine. Cette bascule est à l'origine de la génération de puissance par le muscle.

Immédiatement après la bascule de la tête de myosine, celle-ci quitte le site actif, retourne à sa position originale et s'attache au site actif suivant sur le filament d'actine. Ces liaisons successives et la puissance générée permettent le glissement des filaments l'un sur l'autre, d'où le nom de théorie du filament glissant. Ce processus se poursuit jusqu'à ce que les extrémités distales des filaments de myosine atteignent les stries Z. Pendant cette phase de glissement et contraction, les filaments d'actine opposés d'un même sarcomère se rapprochent l'un de l'autre et pénètrent dans la zone H jusqu'à se chevaucher au stade ultime. Lorsque ceci se produit, la zone H n'est plus visible. Lorsque les fibres musculaires sont au repos, la tête de myosine reste à proximité d'un site actif de l'actine mais la liaison moléculaire est inhibée par la tropomyosine.

Ce glissement est le résultat de la formation de ponts d'union entre les têtes de myosine et certains sites des filaments d'actine, avec une réaction chimique (hydrolyse de l'adénosine triphosphate, ATP) qui libère l'énergie nécessaire à l'accrochage des têtes de myosine et, par-là même, permet donc d'exercer une traction sur les filaments fins pour les faire glisser entre les filaments épais. Donc, il se produit dans le muscle une transformation d'énergie chimique en énergie mécanique (Figure 1.7) :

- 1) La myosine (M) est attachée à l'actine (A) formant ainsi le complexe acto-myosine (AM).
- 2) Une molécule d'adénosine triphosphate (ATP) se fixe sur la tête du filament épais de myosine ce qui permet de la décrocher du filament fin d'actine (-A).
- 3) Grâce à l'enzyme (ATPase) qu'elle contient, la tête de myosine hydrolyse l'ATP en adénosine diphosphate (ADP) et phosphate inorganique (Pi), et peut alors s'accrocher sur l'actine (+A).
- 4) Le basculement de la tête de myosine fait glisser le filament d'actine vers la partie centrale du sarcomère. Une fois ce travail mécanique terminé, l'ADP se détache de la tête de myosine et le cycle peut recommencer.

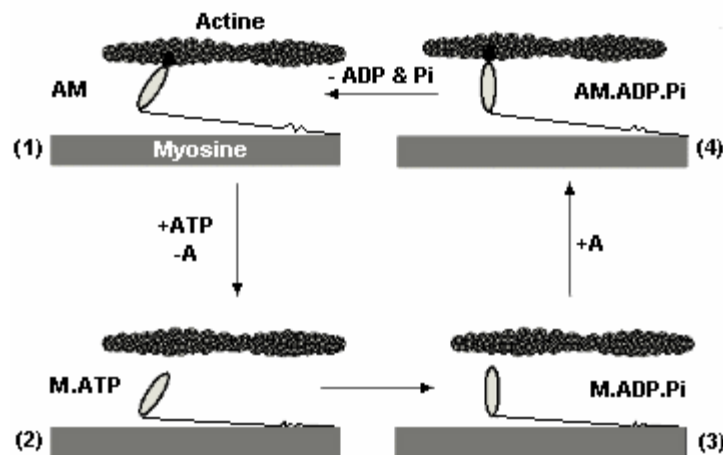


Figure 1.7 Production de la force grâce l'interaction entre l'actine et la myosine (d'après Lynn et Taylor, 1971)

La tension générée par le sarcomère est proportionnelle au taux de recouvrement des filaments fins et épais [Gordon et coll., 1966]. La force générée est directement proportionnelle au nombre de ponts d'actine-myosine formés. Selon la force extérieure qui s'oppose à la tension ainsi générée, il y aura ou non raccourcissement du muscle.

1.1.2.2 Phénomènes mécaniques de la contraction musculaire

1) La Secousse

Lorsqu'une fibre musculaire squelettique est stimulée par un choc électrique unique d'intensité convenable, il s'ensuit un phénomène électrique et un phénomène mécanique. Le phénomène électrique s'exprime par un potentiel électrique, qui traduit la dépolarisation de la membrane de la fibre musculaire. Le phénomène mécanique qui en résulte est une secousse («Twitch»), c'est-à-dire une brève période de contraction suivie d'une relaxation. C'est une situation qui ne se rencontre évidemment jamais dans la vie courante et qui ne peut être produite qu'en laboratoire. Par contre, l'analyse de la secousse musculaire permet de mieux comprendre les mécanismes de contraction et de développement d'une force par le muscle entier.

La réponse de la fibre n'est pas graduelle, mais du type tout ou rien. En d'autres termes, si la stimulation est d'une intensité suffisante, la fibre répondra d'emblée par une tension maximale. Néanmoins, les amplitudes des réponses ne sont pas toujours identiques :

elles peuvent varier en fonction de la fréquence, du nombre de stimulation et de la fatigue. Pour cela, la secousse musculaire est étudiée dans le cas d'un choc maximal unique.

La secousse musculaire est décrite par une courbe d'allure caractéristique (Figure 1.8). Un certain laps de temps après le choc électrique, la tension présente une phase d'augmentation rapide au cours de laquelle la pente du tracé, c'est-à-dire la vitesse d'augmentation de la tension (ou vitesse de contraction), passe par une valeur maximale. Une fois le sommet de la courbe atteint, la tension décroît pour retourner plus lentement vers sa valeur initiale. L'intervalle de temps qui sépare le début du potentiel d'action de l'apparition du myogramme est appelé latence. Les temps de latence, de contraction et de relaxation peuvent également changer en fonction du type de contraction (isotonique ou isométrique) et du type de fibre. L'intervalle de temps entre le début et le sommet de la secousse est appelé temps de contraction ; l'intervalle de temps entre le sommet de la secousse et le retour à une tension nulle est appelé temps de relaxation.

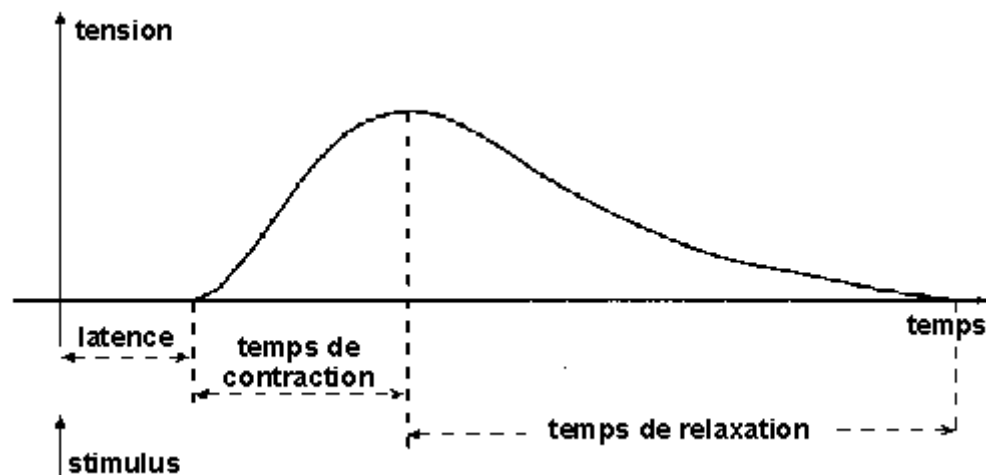


Figure 1.8 Réponse mécanique d'une fibre musculaire à une stimulation unique. (d'après Bouisset et Maton, 1994)

2) Sommation des secousses

Au niveau du muscle, il en va tout autrement. En effet, on n'observe jamais de muscle qui se contracte entièrement dès qu'il est stimulé. Généralement, la réponse musculaire apparaît après un certain seuil d'intensité, puis elle augmente progressivement à mesure que l'intensité augmente, et ce, jusqu'à un maximum correspondant à l'excitation de la totalité des fibres qui composent ce muscle. Cette augmentation progressive de la tension musculaire en

parallèle à celle de l'intensité du stimulus n'est possible que par une propriété du muscle qui consiste en la capacité d'additionner les réponses mécaniques de stimuli successifs, si ceux-ci apparaissent avant la fin des secousses précédentes (Figure 1.9).

Si les stimulations sont suffisamment proches, on obtient une fusion des secousses que l'on appelle téтанos (Figure 1.9). Il est dit incomplet ou "imparfait" lorsque les valeurs enregistrées oscillent autour d'un plateau de façon plus ou moins irrégulière et complet, ou "parfait", lorsque le plateau atteint est constant. Cette propriété du muscle à pouvoir additionner les réponses mécaniques suite à plusieurs stimuli successifs s'appelle la sommation. Le téтанos correspond donc à une sommation maximale et durable, provoquée par une fréquence de stimulation suffisante, jusqu'à ce que cette fréquence atteigne une certaine valeur, à partir de laquelle la tension musculaire cesse d'augmenter. Il n'est évidemment jamais atteint au cours de l'exercice physique, sinon il s'en suivrait une impossibilité à bouger les pièces osseuses à cause de la trop grande raideur des muscles.

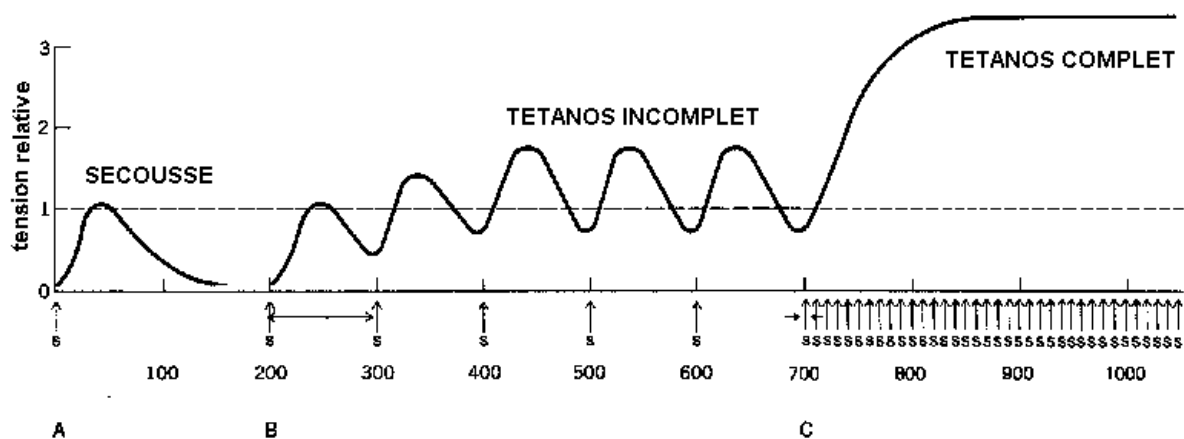


Figure 1.9 Sommation des secousses. En A, une secousse unique. En B, un train de secousses séparées de 100 ms, en dont l'impulsion se produit pendant la période de relaxation de la secousse précédente. En C, un train de secousses séparées de 1 ms seulement et dont l'impulsion se produit durant la période de contraction. (d'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998)

3) Relation entre force et fréquence de stimulation

Quand un muscle est stimulé avec une certaine fréquence, la force générée par ce muscle peut être détectée afin d'examiner la relation entre la force et la fréquence pour ce muscle entier [Bigland-Ritchie et coll., 1983 ; Gandevia and McKenzie 1988 ; Marsh et coll.,

1981]. Pareillement, quand une unité motrice sélectionnée est stimulée avec une série de fréquences de stimulation, la force générée par cette unité motrice peut être mesurée. La relation entre la force et la fréquence de cette unité motrice peut refléter les propriétés contractiles d'une seule unité motrice, à condition de stimuler son axone moteur. Elle est détectée non seulement chez des animaux [Binder-Macleod et Clamann, 1989 ; Mrowczynski et coll. 2006], mais aussi chez l'homme grâce à la technique de la microstimulation intramusculaire [Thomas et coll., 1991 ; Macefield et coll., 1996 ; Mateika et coll., 1998]. La Figure 1.10 montre cette relation pour une unité motrice du muscle thénar de l'homme se situant dans le poignet. La force générée est souvent normalisée par rapport à la force maximale de l'unité motrice (la force tétanique). Il y a une augmentation significative de la force avec l'augmentation de la fréquence de stimulation, avant le téтанos. Une régression linéaire est faite sur cette phase d'augmentation. La pente de la droite de régression linéaire fournit une mesure de la sensibilité de chaque unité au changement de la fréquence de stimulation, et reflète la capacité de l'unité motrice à augmenter la force avec la fréquence de décharge [Macefield et coll., 1996].

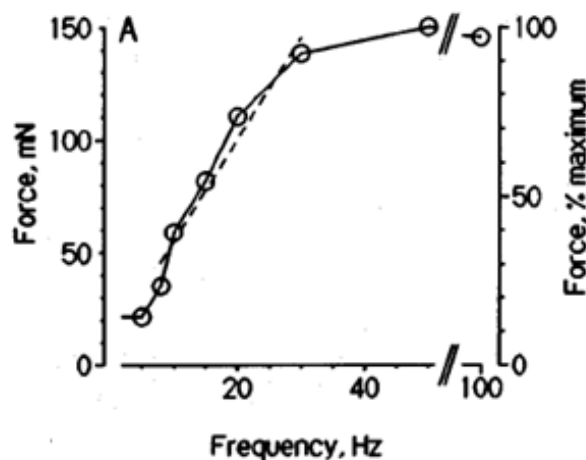


Figure 1.10 Relation entre la force et la fréquence pour une unité motrice dans le muscle thénar de l'homme. La ligne pointillée représente la régression dans la phase d'augmentation. (d'après Thomas et coll., 1991)

1.1.2.3 Les différents types de contraction musculaire

Il y a deux types fondamentaux de contraction selon que la longueur du muscle change au cours de celle-ci ou pas. Dans la contraction isotonique, la force reste constante quel que soit le changement de la longueur du muscle. Dans la contraction isométrique, le

raccourcissement du muscle est empêché de sorte que la force est produite à longueur constante. Les mêmes événements ont lieu dans le muscle au cours des deux types de contraction : l'excitation du muscle déclenche le processus contractile; l'activité cyclique des ponts d'union a lieu; le glissement des filaments raccourcit les sarcomères ce qui étire l'élément élastique en série, qui génère alors une force sur les pièces squelettiques à l'insertion des tendons.

Il y a en réalité deux types de contraction isotonique, concentrique et excentrique. Dans les deux cas, la longueur du muscle change à force constante. Dans une contraction concentrique, le muscle se raccourcit, tandis qu'il s'allonge au cours d'une contraction excentrique car il est étiré par une force externe pendant la contraction. En pareil cas, l'activité contractile s'oppose à l'étirement.

1.2 Electromyographie de surface (SEMG)

La somme des phénomènes électriques, correspondant à la contraction des différentes fibres musculaires impliquées dans l'activité du muscle considéré, génère un champ électrique suffisamment important pour pouvoir être recueilli, soit localement (dans le muscle), soit à distance (à la surface de la peau). On parle alors d'électromyographie, ou de recueil d'électromyogramme (EMG).

L'électromyographie est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électrodiagnostique [Dumitru, 1995].

➤ Dans l'électromyographie élémentaire (locale), on utilise de petites électrodes coaxiales intramusculaires pour mesurer l'activité des fibres situées dans le champ de détection de l'aiguille.

➤ Dans l'électromyographie globale (de surface), on utilise des électrodes de surface collées sur la peau pour mesurer l'activité musculaire globale sous-jacente, correspondant à plusieurs unités motrices.

1.2.1 Recueil du signal SEMG

1.2.1.1 Source du signal EMG

1) Excitabilité de la membrane musculaire et Potentiel d'Action

L'excitation des fibres musculaires par le contrôle nerveux représente un facteur important en physiologie musculaire. Ce phénomène peut être expliqué par le modèle d'une membrane semi-perméable décrivant les propriétés électriques du sarcolemme. L'équilibre ionique entre l'intérieur et l'extérieur d'une cellule musculaire produit un potentiel, dit potentiel de repos, pour la membrane de la fibre musculaire (approximativement -70 à -80 mV). Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe ionique) conduit à une charge intracellulaire négative comparée au milieu externe.

L'activation d'un motoneurone alpha (induit par le système nerveux central ou par réflexe) provoque la conduction de l'excitation le long du nerf moteur. Après libération de transmetteurs au niveau de la plaque motrice, un potentiel de plaque motrice est formé sur les fibres musculaires innervées par cette unité motrice. Les caractéristiques de diffusion de la membrane des fibres musculaires sont brièvement modifiées et les ions Na^+ entrant. Si un certain niveau de seuil est dépassé, la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action (PA) et la différence de potentiel change rapidement de -80 mV jusqu'à +30 mV (Figure 1.11). C'est une bouffée électrique monopolaire qui est immédiatement suivie par une phase de repolarisation, puis d'une période d'hyperpolarisation de la membrane par retour des ions grâce au mécanisme actif de pompe ionique.

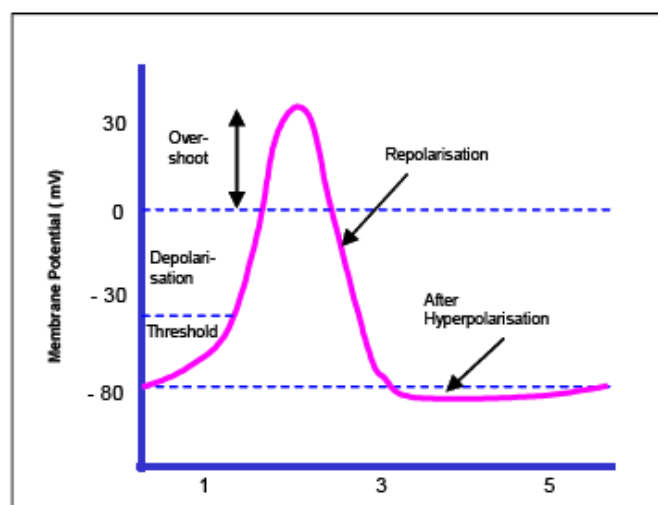


Figure 1.11 Potentiel d'Action (d'après Enoka, 1994)

A partir de la plaque motrice, le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire dans les deux directions à une vitesse de 1 à 5 m/s, avec une amplitude approximative de 100mV [Brown et coll., 1999].

2) Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire cause des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque motrice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatio-temporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la composent (Figure 1.12).

La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal.

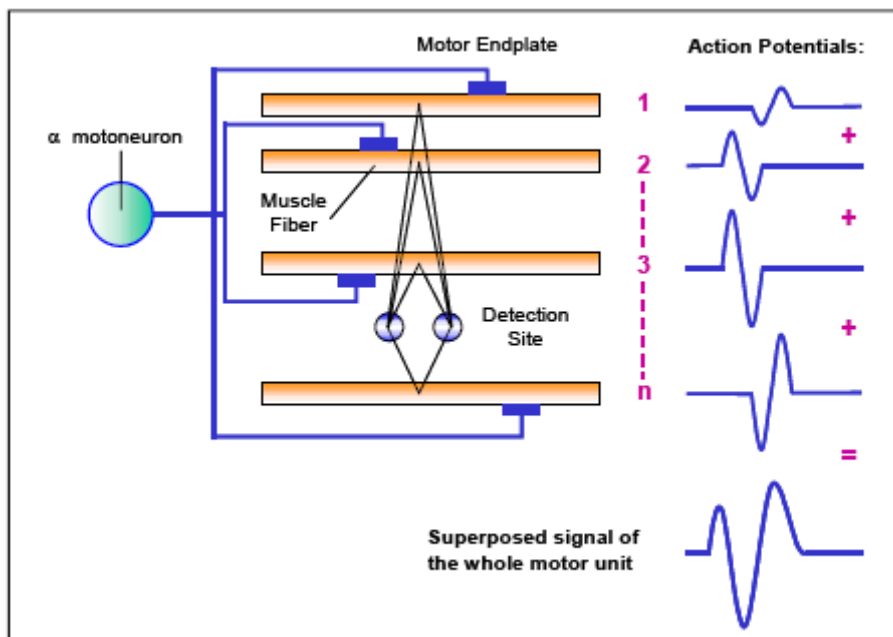


Figure 1.12 Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) (d'après Basmajian et De Luca, 1985)

3) Superposition des PAUM

Lors de l'enregistrement d'un EMG de surface, les contributions de toutes les UM actives sont mélangées dans un « pattern d'interférence ». Le terme « interférence » implique que les contributions des UM individuelles peuvent à peine être identifiées dans le signal. Néanmoins, les caractéristiques du signal EMG dépendent beaucoup des propriétés des UM actives, de leurs schémas de décharge et de leur interdépendance (Figure 1.13).

L'EMG de surface correspond donc à une sommation de potentiels d'action (PA) issus de multiples générateurs (UM) asynchrones, irrégulièrement disposés.

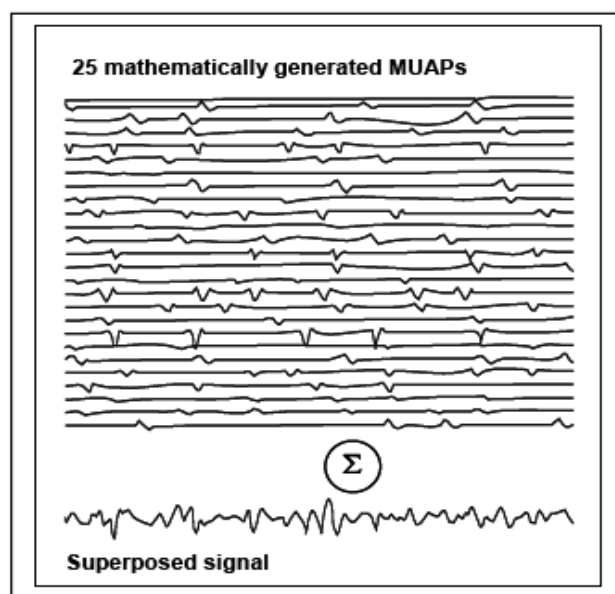


Figure 1.13 Superposition des PAUM (d'après Basmajian et De Luca, 1985)

1.2.1.2 Volume conducteur

C'est grâce au volume conducteur, ensemble des tissus présents entre le muscle et les électrodes, que les mesures électrophysiologiques extracellulaires sont possibles, même à une certaine distance de la source réelle. Cependant, ses propriétés sont complexes et elles peuvent influencer le signal EMG de surface.

En général, les couches des divers tissus entre un muscle et les électrodes peuvent être considérées comme un volume conducteur non homogène. La couche de graisse sous-cutanée est connue pour avoir une basse conductivité, et la couche de la peau et le tissu musculaire ont une bonne conductivité. En outre, le tissu musculaire est anisotrope avec une conductivité plus élevée dans la direction (axiale) de la fibre musculaire que dans la direction (radiale)

perpendiculaire aux fibres. Schneider et coll. [Schneider et coll., 1991] se sont intéressés à la possibilité de déformations plus subtiles du signal EMG liées aux inhomogénéités du tissu local et à la présence de vaisseaux sanguins locaux ou de tissu conjonctif.

1.2.1.3 Configuration des électrodes de détection

Il y a plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG de surface : monopolaire, bipolaire, double différentielle et laplacienne. La géométrie des électrodes et la configuration à l'enregistrement influencent étroitement le recueil du signal. Le signal EMG recueilli dépend fortement du placement des électrodes [Hogrel et coll., 1998]. Le principe physique général lors d'un enregistrement électrophysiologique est que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité. L'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal SEMG doit alors être prise en compte.

La Figure 1.14 donne un exemple de recueil du signal EMG de surface en configuration bipolaire. Deux électrodes sont placées entre la jonction neuromusculaire (la zone d'innervation) et le tendon (la zone terminale). Suite à une stimulation du système nerveux central, des unités motrices se recrutent et des potentiels d'action sont générés. Ces potentiels d'action se propagent alors le long des fibres musculaires et à travers les différentes couches de tissus (le tissu sous-cutané) jusqu'à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin la différence entre le potentiel recueilli par ces deux électrodes de surface.

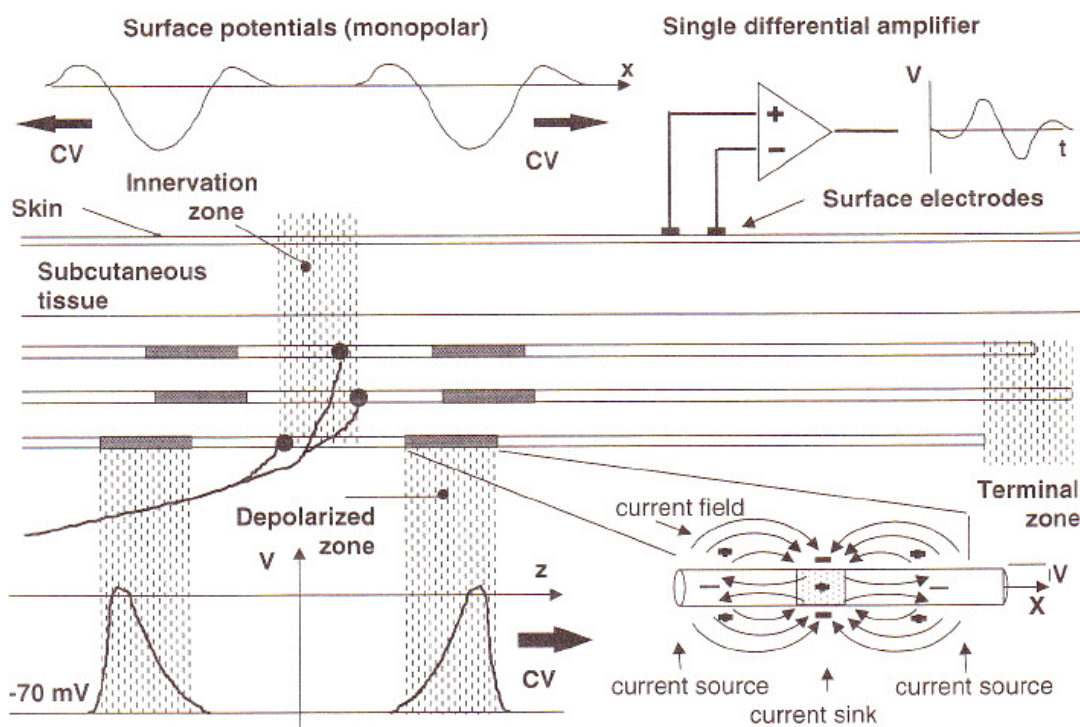


Figure 1.14 Potentiel surface détecté par des électrodes de surface en configuration bipolaire. (d'après Merletti et Parker, 2004)

1.2.2 Traitement du signal EMG

Le signal EMG de surface est généralement analysé dans trois domaines: le domaine temporel, le domaine fréquentiel et le domaine temps-fréquence.

1.2.2.1 Domaine temporel

1) EMG rectifié

Les valeurs du signal EMG sont soit positives, soit négatives, et il est difficile de juger si le potentiel d'action s'approche ou s'éloigne de l'électrode. Pour bien quantifier toutes les phases positives et négatives, le signal EMG est rectifié en prenant sa valeur absolue.

2) EMG normalisé en amplitude

L'amplitude du signal EMG varie en fonction du placement de l'électrode et de la conductivité de la peau, variable d'un sujet à l'autre. Pour pouvoir comparer l'activité de l'EMG de différents sujets dans différentes conditions de recueil, on normalise généralement l'EMG, par exemple en le divisant par l'amplitude maximale obtenue lors de contraction maximale volontaire. On obtient ainsi un EMG normalisé en amplitude.

3) EMG lissé

Pour diminuer la variance et le bruit haute fréquence du signal EMG rectifié (bruit de digitalisation, d'échantillonnage, intrinsèque), ce signal est lissé par un filtre passe bas ou une moyenne glissante. Cet outil peut permettre d'obtenir par exemple une meilleure détection du début et de la fin d'une bouffée.

4) EMG moyen (ou intégré) sur un intervalle de temps

Pour quantifier le niveau moyen d'excitation sur un intervalle de temps fixé, on utilise souvent la moyenne (ou l'intégration) du signal EMG rectifié. Ces deux paramètres peuvent diminuer la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires.

5) Moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps (Root Mean Square, RMS)

La plupart du temps, le signal EMG est quantifié dans le domaine temporel au moyen de sa moyenne quadratique (Root Mean Square, RMS), qui représente l'amplitude du signal EMG sur un intervalle de temps donné :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-T/2}^{t+T/2} (x(t))^2 \cdot dt} \quad (1.1)$$

où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, T l'intervalle de temps.

1.2.2.2 Domaine fréquentiel

La transformée de Fourier (TF) est un outil classique de traitement du signal. En analysant le contenu spectral du signal, cette TF permet de dévoiler et de représenter dans le domaine fréquentiel des caractéristiques (répartition de l'énergie en fonction des fréquences) que la simple représentation temporelle ne permet pas de percevoir. Son expression mathématique est la suivante:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (1.2)$$

où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, $X(f)$ est sa transformée de Fourier.

Mais elle ne permet pas de localiser la présence ou l'évolution d'une composante fréquentielle dans le temps. De ce fait, la transformée de Fourier n'est utile que dans le cas d'un signal stationnaire parce que les propriétés statistiques d'un tel signal restent constantes par rapport au temps.

1) Densité Spectrale de Puissance (DSP)

Il existe différentes méthodes d'estimation de la densité spectrale de puissance. Le problème des estimateurs de la densité spectrale réside dans leur variance qui est généralement grande et qui ne diminue pas en augmentant le nombre d'échantillons du signal. Les deux méthodes les plus couramment utilisées sont les suivants :

➤ Périodogramme - Cette méthode estime la densité spectrale de puissance comme étant le carré du module de la transformée de Fourier du signal. Cette méthode est en fait équivalente à prendre la transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation.

➤ Périodogramme moyenné (Méthode de Welch) - Une manière de réduire la variance de l'estimateur est de subdiviser la fenêtre d'observation du signal $x(t)$ en un certain nombre d'intervalles. La moyenne des densités spectrales calculées sur chacun des intervalles donne le périodogramme moyenné.

Puisque les signaux EMG possèdent les caractéristiques pseudo-stationnaires, il vaut mieux estimer le spectre de puissance (DSP) en utilisant la méthode de Welch [Monson, 1996], qui permet de trouver un compromis entre le biais et la variance.

2) Indicateurs fréquentsiels

Deux indicateurs fréquentsiels, la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD), sont souvent dérivés de la transformée de Fourier à l'aide des formules suivantes :

$$FM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df} \quad (1.3)$$

$$\int_0^{FMD} P(f)df = \int_{FMD}^{\infty} P(f)df \quad (1.4)$$

où $P(f)$ est la densité spectrale de puissance (DSP).

Ces deux fréquences (FM et FMD) ont été utilisées, pour des EMG de surface recueillis lors de contractions isométriques, pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des unités motrices actives [Basmajian et DeLuca, 1985; Karlsson et Gerdle, 2001]. Par contre, la fréquence médiane (FMD) est considérée comme plus fiable que la fréquence moyenne (FM) et devrait être préférée. En effet : (i) l'estimation de la fréquence médiane est moins influencée par le bruit [Merletti et De Luca, 1989], (ii) le signal EMG ne présente pas les caractéristiques d'une distribution normale [Kaplanis et coll., 2009], (iii) la fréquence médiane est un paramètre d'ordre zéro (tous ses composants fréquentiels sont également pondérés), alors que la fréquence moyenne est un paramètre du premier ordre (ses composants de plus hautes fréquences sont plus pondérés) et (iv) dans le cas d'une valeur importante de la couche de peau, la fréquence moyenne est plus influencée par l'effet de filtrage passe-bas de la peau [Bilodeau et coll., 1995].

3) Indicateurs de pentes spectrales

Une méthode de fréquence de puissance logarithmique avec régression linéaire a été proposée pour mettre en évidence des changements de la forme de DSP, en utilisant une approche géométrique simple [Yassierli et Nussbaum, 2003].

Les DSP d'EMG expérimentaux sont partitionnées à partir de la fréquence "maximale" f_0 , de la représentation bi-logarithmique, et mettent alors en évidence deux composantes spectrales : une pente linéaire positive avant f_0 et une pente linéaire négative après f_0 (Figure 1.15). La pente gauche est définie comme la pente de régression linéaire dans les basses fréquences ($f < f_0$) et la pente droite définie comme la pente de régression linéaire dans les hautes fréquences ($f > f_0$).

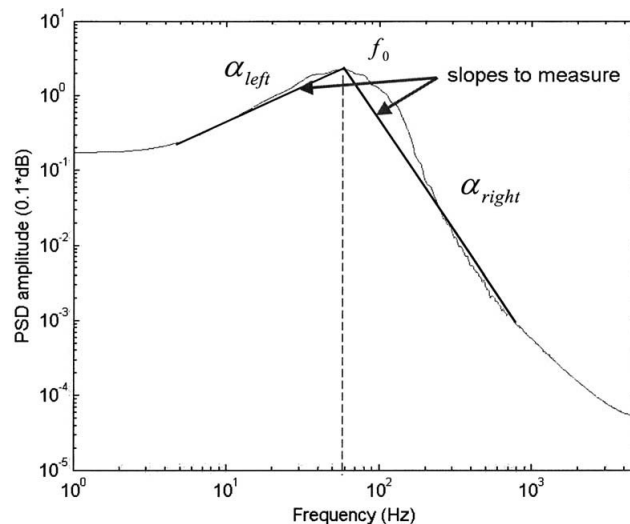


Figure 1.15 Deux pentes linéaires évaluées avant et après la fréquence "maximale" dans la représentation bi-logarithmique de la DSP de l'EMG (f_0 : fréquence "maximale" ; α_{left} : pente gauche ; α_{right} : pente droite). (d'après Ravier et coll., 2005)

Les deux pentes ont été testées comme deux indicateurs spectraux estimés à partir du spectre de puissance logarithmique, pour quantifier le niveau de force et/ou le niveau d'angle du coude [Ravier et coll., 2005 ; Talebinejad et coll., 2009]. L'étude de Ravier et coll. [Ravier et coll., 2005] a indiqué que la pente droite est sensible au niveau de force, mais insensible à la fatigue musculaire. Ils concluent que cet indicateur spectral est un indicateur nouveau pour représenter la force dans les situations où la présence ou pas de fatigue est inconnue.

1.2.2.3 Domaine temps-fréquence

Pour étudier les évolutions temporelles du contenu spectral d'un signal non-stationnaire, il est possible d'utiliser la TF et de satisfaire localement à la condition de stationnarité. Pour cela, il est commun de diviser les signaux en blocs de courte durée où existe la stationnarité au sens large [Lo Conte et Merletti, 1995 ; Merletti et Lo Conte, 1995]. Cette méthode est définie comme la Transformée de Fourier à Court Terme. Cependant, cette approche souffre d'une limitation importante en termes de résolution, à cause du compromis en temps et fréquence [Hostens et coll., 2004]. Dans un souci d'amélioration des résolutions temporelles et fréquentielles, un certain nombre de méthodes d'analyse temps-fréquence ont été proposées et utilisées sur les EMG :

1) Transformée de Fourier à court terme (TFCT)

La Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT) est la plus simple des transformées temps-fréquence. L'utilisation de la TFCT contourne les limites de la TF pour des signaux non-stationnaires en définissant un intervalle de temps (où le signal est stationnaire localement) sur laquelle la transformée du Fourier est appliquée.

La taille de l'intervalle analysé est fixée par une fenêtre $w(t)$, où $w(t)=0$ quand $t<0$ et $t>L$ (L largeur de la fenêtre), et $w(t)$ est différent de zéro pour $0 \leq t \leq L$. La transformée de Fourier à court terme est donc obtenue par l'équation suivante :

$$X(f, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) * w(t - b) * e^{-i2\pi ft} dt \quad (1.5)$$

où b est le décalage et w la fenêtre glissante.

Du fait de la durée de cet intervalle, il est donc impossible avec la TFCT de fournir une information instantanée. L'utilisation de la TFCT présente également des restrictions dues à la résolution temps-fréquence. Il a été constaté que la largeur minimale de fenêtre permise pour obtenir encore une résolution correcte en fréquence, est approximativement de 250ms pour un signal EMG [Merletti et coll., 1992 ; Potvin et Bent, 1997]. Ce résultat est un compromis entre les résolutions fréquentielles et temporelles.

2) Transformée de Wigner-Ville

La transformée de Wigner-Ville appartient à la classe de Cohen, définie par l'équation suivante:

$$D(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t' + \tau/2) x^*(t' - \tau/2) g(\theta, \tau) e^{-j2\pi\theta(t'-t)} e^{-j2\pi f\tau} d\theta dt' d\tau \quad (1.6)$$

où $g(\theta, \tau)$ est un noyau. Si on prend $g(\theta, \tau)=1$, la transformée de Wigner-Ville est obtenue comme suit :

$$WV(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t + \tau/2) x^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (1.7)$$

Par définition c'est une distribution d'énergie dans le plan temps-fréquences. Elle permet de s'affranchir du compromis entre les résolutions en temps et en fréquence. Elle est optimale pour analyser des signaux constitués d'une composante simple. Cependant, elle est moins adaptée aux signaux comportant plusieurs composantes fréquentielles, puisque la bilinéarité de la transformée induit la présence de termes d'interférences [Cohen, 1995]. Des études ont été menées afin d'essayer de réduire les termes d'interférence en développant des noyaux spécifiques [Bonato et coll., 2001]. Concernant l'analyse de l'activité musculaire, il a été montré que la transformée de Choi-Williams permet de caractériser correctement la distribution de fréquence instantanée de l'EMG non-stationnaire [Merletti et Parker, 2004]. Par contre, comme il n'y a pas de moyenne pour réduire la variabilité dans l'évaluation, l'erreur d'évaluation devient problématique.

3) Transformée en Ondelettes

La transformée en ondelettes a été proposée dans le but d'enlever les limitations des méthodes traditionnelles temps-fréquence. Jean Morlet s'est inspiré de l'analyse de Fourier à fenêtre, proposée par Gabor, pour définir les fonctions de la transformée en ondelettes continues, qui partent d'une fonction Ψ appelée "ondelette mère". Ψ est une fonction oscillante (comme une onde), mais localisée en temps et en fréquences. Ces conditions suggèrent qu'elle vibre comme une onde et décroît rapidement quand $|t|$ augmente. L'ondelette mère engendre les autres ondelettes de la famille, $\Psi_{a,b}$, par dilatation (paramètre a) et par translation dans le temps (paramètre b) [Merletti et Parker, 2004]:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad \text{Avec } b \in \mathbb{R} \text{ et } a > 0 \quad (1.8)$$

C'est-à-dire, qu'au lieu de garder fixe la taille de la fenêtre et de faire varier le nombre d'oscillations à l'intérieur de la fenêtre, comme pour la transformée de Fourier à fenêtre, Morlet a choisi de garder constant le nombre d'oscillations à l'intérieur de la fenêtre et a fait varier sa taille, l'étirant ou la comprimant comme un accordéon. Lorsque a augmente, $\Psi_{a,b}$ est dilatée. Lorsque a diminue, $\Psi_{a,b}$ est comprimée.

La transformée en ondelettes est en effet une extension de l'analyse de Fourier. Elle est effectuée de la même manière que la transformée de Fourier : on multiplie le signal par la fonction analysante et on calcule l'intégrale du produit, en remplaçant simplement les

sinusoïdes par la famille des ondelettes. C'est donc une décomposition du signal sur des fonctions à support en temps et en fréquence.

Lorsqu'on analyse un signal $x(t)$ avec ces ondelettes, on le transforme en une fonction de deux variables (le temps, lié à b , et l'échelle d'analyse du signal, fonction de a) qu'on peut appeler $C(a,b)$ [Merletti et Parker, 2004 ; Hostens et coll., 2004] :

$$C(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\Psi_{a,b}(t)dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (1.9)$$

Toutefois, le fait de comprimer ou d'étirer les ondelettes améliore l'analyse. Les ondelettes s'adaptent automatiquement aux différentes composantes du signal: elles utilisent une fenêtre étroite (a est petit) pour analyser les composantes de haute fréquence et une fenêtre large (a est grand) pour analyser les composantes de basse fréquence (Figure 1.16). Cette procédure s'appelle la multirésolution. On examine le signal à une résolution grossière, à l'aide d'ondelettes larges et d'un petit nombre de coefficients, pour en tracer l'ébauche; on l'analyse aux résolutions fines, en utilisant un grand nombre de petites ondelettes, qui scrutent les détails. Les ondelettes ont été appelées «microscope mathématique»: comprimer les ondelettes accroît le grossissement de ce microscope, pour révéler les détails de plus en plus fins.

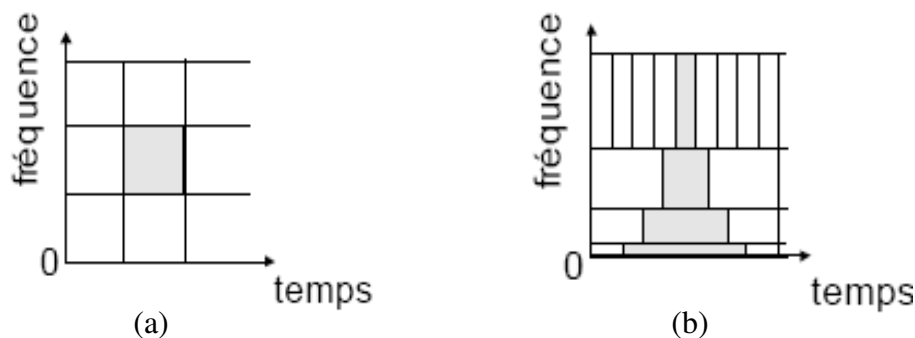


Figure 1.16 Pavage temps-fréquence : (a) base de Fourier à court terme, (b) base d'ondelette. (d'après Flandrin, 1993)

Dans l'analyse temps-fréquence, la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD), peuvent être calculées pour chaque instant. Elles sont alors appelées fréquence moyenne instantanée (FMI) et fréquence médiane instantanée (FMDI) respectivement, et s'expriment sous la forme:

$$FMI(t) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f \cdot SCAL(t, f) df}{\int_{-\infty}^{+\infty} SCAL(f) df} \quad (1.10)$$

$$\int_0^{FMDI(t)} SCAL(t, f) df = \int_{FMDI(t)}^{\infty} SCAL(t, f) df \quad (1.11)$$

où $SCAL(t,f)$, le scalogramme, est égal à la valeur absolue au carré de la transformée en ondelettes continues.

1.3 Relation entre l'EMG et la force du muscle

La force développée par un muscle dépend du niveau d'activation mis en jeu. Cette activation génère l'EMG suivant la séquence d'excitation des UM. L'analyse sur la relation entre l'EMG et la force d'un muscle est donc intéressante pour apprécier la stratégie d'activation musculaire pour une sollicitation et un muscle donnés.

1.3.1 Effet des facteurs de la commande centrale sur l'EMG et la force

1.3.1.1 Recrutement des unités motrices et fréquence de décharge

Pour produire une force désirée pour un muscle, le système nerveux central contrôle principalement deux paramètres de l'activation des unités motrices: le recrutement de nouvelles unités motrices (recrutement spatial) et la modulation de la fréquence de décharge moyenne des unités motrices déjà activées (recrutement temporel) (Figure 1.17).

Quand un muscle est activé, le recrutement d'unité motrice respecte « le principe de la taille » [Henneman, 1957]. Les unités motrices les plus petites sont recrutées au début de la contraction musculaire, et plus tard, les unités motrices plus grandes sont activées. D'autres auteurs [Fleshman et coll., 1981] ont montré que le recrutement se ferait aussi selon le type d'unité motrice, des unités motrices de type S (lent) aux unités motrices de type FF (rapide), en accord avec les propriétés électriques des motoneurones et les propriétés mécaniques des fibres musculaires qui les composent. Lors de l'augmentation de la contraction musculaire, la fréquence de décharge des unités motrices recrutées change, de la valeur la plus basse à la plus élevée. En général, la gamme de fréquences de décharge des fibres du muscle humain est comprise entre 8 et 50 Hz [Cram et coll., 1998]. La contribution relative du recrutement d'une UM à la force musculaire varie selon les muscles. Dans certains muscles (e.g. muscles de la

main comme l'adductor pollicis ou les fléchisseurs dorsaux interosseux), toutes les UM sont probablement recrutées quand la force atteint 50% de la force volontaire maximale. Par contre, dans d'autres muscles (e.g. biceps brachii), le recrutement des UM continue jusqu'à 85% du maximum de force [Kukulka et Clamann, 1981]. Au-delà, l'augmentation de force du muscle est liée à l'augmentation de la fréquence de décharge (recrutement temporel). Le recrutement d'unités motrices additionnelles et l'augmentation de la fréquence de décharge provoquent tous les deux une augmentation de l'EMG.

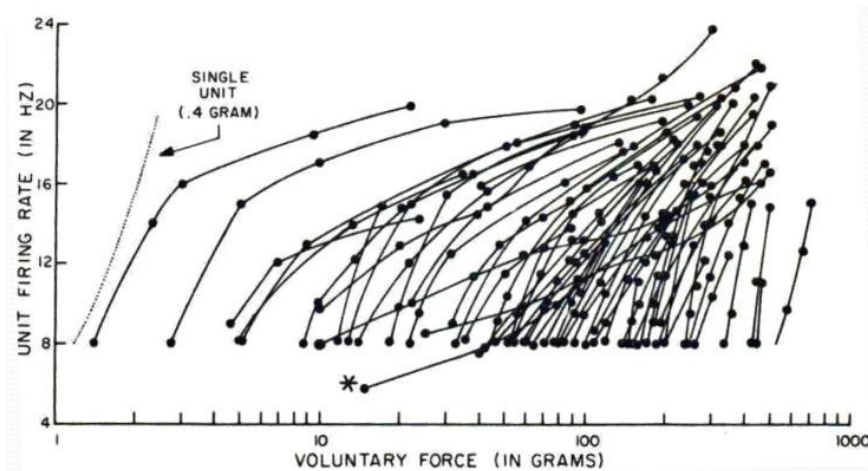


Figure 1.17 Recrutement des unités motrices et leur fréquence de décharge lors d'une contraction volontaire (d'après Monster et Chan, 1977).

Pour une contraction isométrique soutenue à force constante, De Luca et Forrest (1973) ont prouvé que la fréquence de décharge généralisée est une fonction décroissante de façon monotone avec la durée de la contraction. La fréquence de décharge généralisée s'est également avérée une fonction monotone croissante avec la force à laquelle la contraction est exécutée. Erim et coll. (1996) ont constaté qu'il y avait une corrélation positive faible entre la fréquence de décharge initiale et le seuil de recrutement, quand les sujets produisaient des forces isométriques, augmentant linéairement avec le temps jusqu'au niveau volontaire maximal. En outre, ils ont également rapporté qu'à des niveaux de force sous maximaux, à chaque instant, les unités motrices avec de plus faibles seuils de recrutement ont eu des fréquences de décharge plus élevées que les unités avec des seuils de recrutement plus élevés. La fréquence de décharge de toutes les unités motrices a convergé vers la même valeur à un niveau de force maximale. C'est-à-dire, pour la même augmentation de la force, les unités avec un seuil plus élevé doivent augmenter leurs fréquences de décharge plus rapidement que les autres afin d'atteindre la même fréquence de décharge au niveau de la force maximale.

Puisque les couches de tissu conducteur et de la peau humaine ont un effet de filtre passe-bas, la fréquence de décharge analysée sur un EMG ne représente pas exactement les fréquences de décharge et les caractéristiques d'amplitude originales. De plus, quand se présente le chevauchement entre les phases positive et négative des potentiels des unités motrices, il réduit l'augmentation de l'amplitude du signal EMG en raison de la perte des informations [Day et Hulliger, 2001]. Ce phénomène d'auto-annulation peut encore plus déformer la relation EMG-force [Keenan et coll., 2005]. Pour simplifier, on peut cependant indiquer que le signal EMG reflète directement le recrutement et les caractéristiques de décharge des unités motrices détectées dans le muscle mesuré.

1.3.1.2 Synchronisation des unités motrices

La synchronisation des unités motrices a été définie comme la tendance pour deux unités motrices à décharger avec les latences dépendantes l'une de l'autre [De Luca et coll., 1993].

Le phénomène de décharge asynchrone des unités motrices a été souvent considéré comme lié à la capacité des muscles à produire des contractions « lissées » ou continues en force [Rack et Westbury, 1969 ; Shiavi et Negin, 1975]. Si les unités motrices devaient toutes décharger de manière synchrone, une force lissée du muscle serait difficile à produire. Réciproquement, il est imaginable que la synchronisation des décharges d'unités motrices pourrait temporairement augmenter la force produite par le muscle, en apportant une superposition des secousses d'unité motrice. Si la synchronisation était soutenue, la force du muscle pourrait augmenter au détriment du lissage de la force.

Bien qu'une partie des études [Kranz et Baumgarter, 1974 ; Shiavi et Negin, 1975] comportant l'observation directe des décharges d'unité motrice chez l'homme ne rapportent aucune synchronisation significative parmi des unités motrices, la plupart [Datta et Stephens, 1990 ; De Luca et coll., 1993 ; Mori, 1975] conviennent généralement qu'un phénomène de synchronisation existe.

Plusieurs hypothèses ont été avancées pour expliquer l'existence de la synchronisation, entre autres:

- Des modulations dans la rétroaction du muscle afférent (en particulier le réflexe d'extension) font synchroniser les décharges d'unité motrice [Mori, 1975];

➤ Des oscillateurs du système nerveux central (SNC) conduisent des motoneurons à décharger occasionnellement de manière synchrone [De Luca et coll., 1993].

Plusieurs chercheurs ont cité la synchronisation comme le mécanisme responsable des augmentations de l'amplitude du signal EMG [Bigland-Ritchie et coll., 1981]. D'autres ont associé la synchronisation à une compression dans le spectre de fréquence du signal EMG [Naeije et Zorn, 1982].

1.3.2 Relation linéaire ou curvilinéaire entre l'EMG de surface et la force

Dans la contraction isométrique volontaire, l'amplitude de l'EMG de surface, SEMG, (ou sa valeur RMS) augmente linéairement ou de manière curvilinéaire avec l'augmentation de la force musculaire [Akataki et coll., 2004 ; Bilodeau et coll., 2003 ; Coburn et coll., 2005 ; Ryan et coll., 2008] (Figure 1.18). En général, l'amplitude du SEMG montre une augmentation curvilinéaire pour les muscles se composant de fibres de types mélangés, mais une augmentation linéaire pour les muscles composés de fibres de type plus uniforme [Woods et Bigland-Ritchie, 1983]. De plus, une étude sur le muscle gastrocnemius du chat indique que la relation entre l'EMG et la force est aussi dépendante de la stratégie de contrôle des unités motrices [Solomonow et coll., 1990]. Les auteurs ont observé que la relation était linéaire jusqu'à une force égale à 50% de force maximale volontaire, MVC, mais devenait non-linéaire pour des forces allant de 60% à 100% de MVC.

Les augmentations curvilinéaires de l'amplitude du SEMG pourraient être dues aux augmentations progressives des fréquences de décharge des unités motrices, avec des secousses fusionnées, ce qui provoquerait une augmentation de l'amplitude de l'EMG sans augmentation de la production de force [Woods et Bigland-Ritchie, 1983]. Une autre interprétation possible est l'effet du volume de conducteur [Farina et coll., 2002]. En général, le recrutement d'une nouvelle unité motrice joue un rôle majeur sur les caractéristiques de l'EMG. Par contre, quand une unité motrice à haut seuil est recrutée, qui est localisée profondément dans le muscle, son territoire d'influence est à l'extérieur de la zone de détection des électrodes, ce qui empêche sa contribution à l'EMG de surface. La force normalisée montrera ainsi une augmentation plus grande que l'EMG normalisé [Sbriccoli et coll., 2003]. De plus, les données simulées et expérimentales extraites de l'étude de Farina et coll. [Farina et coll., 2002] indiquent que, selon la théorie du volume conducteur, n'importe

quelle relation entre le recrutement des unités motrices et des changements de paramètres spectraux pourrait être masquée par des facteurs anatomiques et géométriques du muscle.

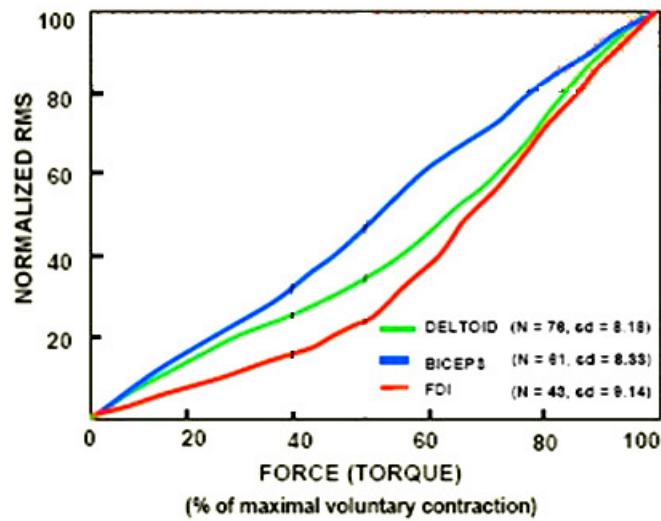


Figure 1.18 Relation entre l'EMG et la force chez l'homme (d'après Lawrence et De Luca, 1983)

Pour un muscle, la relation entre le signal EMG de surface et la force isométrique est aussi dépendante de l'angle articulaire dans le cas de non-normalisation, car l'angle articulaire représente la longueur du muscle qui influence la force générée à la même activation de l'EMG (Figure 1.19.A). En substance, il y a au moins quatre facteurs qui peuvent être connectés avec la relation EMG-force pour les longueurs du muscle différentes [Disselhorst-Klug et coll., 2009]: (1) le schéma d'activation des unités motrices (UM), (2) les propriétés anatomiques, mécaniques ou électriques du muscle, (3) la position des électrodes EMG par rapport au muscle et (4) les propriétés des filaments d'actine et de myosine dans les cellules. Le changement de la relation EMG-force dans les contractions isométriques peut principalement être attribué aux propriétés intrinsèques du muscle selon le facteur (4). Après la normalisation des valeurs par rapport à la force du MVC, la caractéristique des relations EMG-force devient identique à l'activité EMG correspondante (Figure 1.19.B).

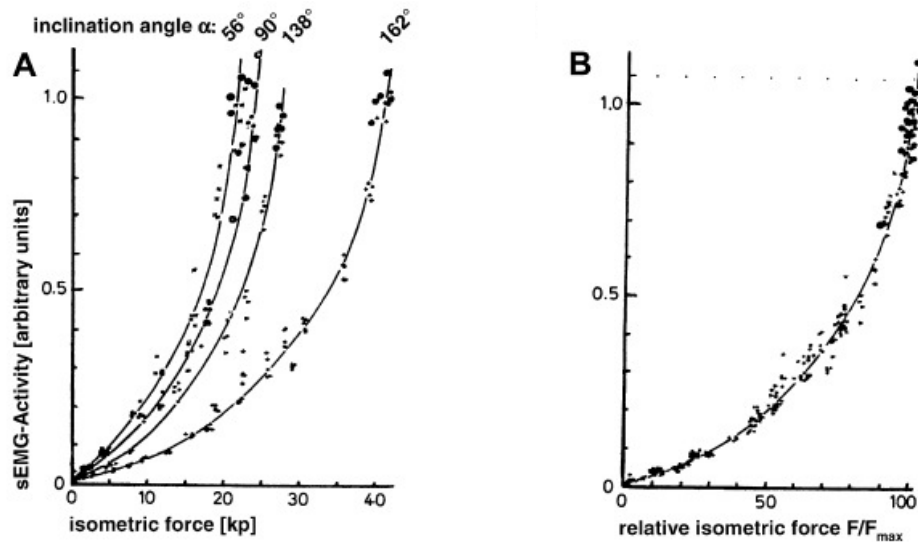


Figure 1.19 Activité du signal EMG de surface (sEMG) en fonction de la force dans les conditions isométriques. (A) Force absolue (F) : Les courbes différentes liées aux angles du coude différents signifiant les longueurs du muscle biceps différentes. (B) Force normalisée (F/F_{max}). (d'après Vredendregt et Rau, 1973)

1.4 Modélisation du signal EMG et de la force

1.4.1 Modélisation de l'EMG

L'électromyogramme de surface, SEMG, contient beaucoup d'informations concernant la physiologie et l'anatomie du muscle, ainsi que sur les phénomènes qui accompagnent la contraction musculaire [Duchene et Goubel, 1993]. De ce fait, l'analyse du SEMG a une grande importance dans la compréhension de la contraction musculaire.

La modélisation est un moyen utile pour investiguer complètement le SEMG et relier ses paramètres aux propriétés du muscle [Gabriel et Kamen, 2009 ; Farina et coll., 2002]. Le modèle peut aider à identifier les contributions des différents événements physiologiques à la génération du SEMG, depuis l'impulsion nerveuse jusqu'au filtrage dû à la peau et aux électrodes de recueil. L'intérêt majeur d'un modèle est qu'il donne la possibilité de contrôler les paramètres physiologiques pour étudier leurs effets individuels ou leur effet global sur le signal simulé.

En général, des modèles de SEMG existants se composent principalement de trois éléments de base: la source de courant, le volume conducteur et le système de détection.

1.4.1.1 Source du courant

1) Courant transmembranaire

La source bioélectrique de toute l'activité neuromusculaire est trouvée dans la membrane de la fibre extérieure, c'est-à-dire le sarcolemme dans le cas de la fibre du muscle. Généralement, les modélisations du signal EMG de surface commencent au niveau intracellulaire et transmembranaire. Le modèle de Rosenfalck est souvent utilisé pour estimer le courant transmembranaire $I_m(z)$ en calculant la dérivée seconde du potentiel d'action intracellulaire PAI(z) le long de la fibre musculaire [Stegeman et coll., 2000]:

$$PAI(z) = Az^3 e^{-\lambda z} - B \quad (1.12)$$

$$I_m(z) = \frac{\sigma_i a}{2} \frac{d^2 IAP(z)}{dz^2} = A' \lambda z (6 - 6\lambda z + \lambda^2 z^2) e^{-\lambda z} \quad (1.13)$$

où A, B et A' sont des constantes, z est la position sur la fibre (z=0 à la jonction neuromusculaire), a est le rayon de la fibre, σ_i est la conductivité intracellulaire, et λ un facteur d'échelle qui permet d'adapter le profil du courant de Rosenfalck aux observations réelles [Stashuk, 1993 ; van Veen et coll., 1993]. Notez que ces fonctions sont essentiellement définies spatialement; leur apparition temporelle est liée à la propagation du PAI. Par le choix des paramètres A, B et λ , le PAI peut être correctement formé [Rosenfalck, 1969] (Figure 1.20).

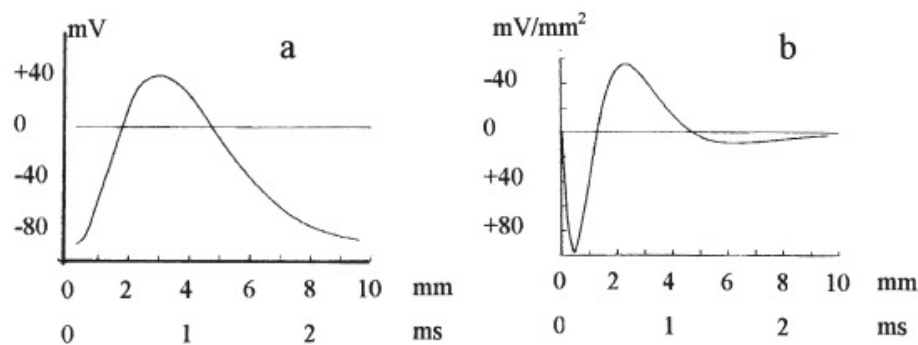


Figure 1.20 Potentiel d'action intracellulaire (PAI) (a) et sa dérivée seconde (b) qui est proportionnel au courant transmembranaire. Les échelles temporelle et spatiale sont liées par une vitesse de propagation de 4 m/s. (d'après Rosenfalck, 1969)

De plus, une autre version simplifiée est également utilisée dans la littérature. Plonsey [Plonsey, 1974] a simplifié le PAI comme une onde triangulaire, et réduit le courant transmembranaire à un tripôle ou un quadripôle linéaire (deux dipôles en ligne dans la direction opposée). Ce modèle a été validé par une étude de Andreassen et Rosenfalk [Andreassen et coll., 1981] qui ont montré que l'effet de cette simplification sur la distribution du potentiel d'action dans le volume conducteur et à la surface de la peau est acceptable sans prendre en compte les couche de peau et de graisse.

2) Vitesse de conduction

La vitesse de conduction est un facteur important pour la propagation des potentiels d'action le long de la fibre musculaire. C'est un indicateur de fatigue musculaire, au moins dans les conditions isométriques. Dans la modélisation de l'EMG de surface, la vitesse de conduction est généralement considérée comme une distribution gaussienne [Farina et Merletti, 2001 ; Farina et coll., 2002 ; Merletti et Parker, 2004 ; Keenan et Valero-Cuevas, 2007]. Pour le biceps brachial par exemple, les moyennes mesurées sont entre 3 et 5m/s et les écarts-type sont entre 0,3 et 1m/s [Li et Sakamoto, 1996].

Cependant, la distribution gaussienne ne décrit pas toujours de manière assez précise la distribution réelle des vitesses de conduction, surtout lorsqu'il s'agit d'un muscle mixte [Houtman et coll., 2003]. Il vaudrait mieux, dans ce cas, envisager une distribution gaussienne bimodale avec une moyenne et un écart-type pour les unités motrices lentes et une moyenne et un écart-type pour les unités rapides.

3) Intervalle interimpulsion (IPI)

Dans la génération du signal SEMG, les UM déchargent selon des processus aléatoires ponctuels. La statistique de décharges est définie par l'intervalle interimpulsion (Inter Pulse Interval, IPI), qui est l'intervalle de temps entre deux impulsions successives. C'est l'inverse de la fréquence de décharge des unités motrices. La distribution de l'IPI la plus utilisée est une distribution gaussienne. Cette distribution est basée sur des observations réelles [Freund et coll., 1975 ; Mori, 1973]. D'autres distributions existent aussi dans la littérature : Poisson [Brody et coll., 1974], Weibull [De Luca, 1979], etc. Weytjens et van Steenberghe [Weytjens et van Steenberghe, 1984] ont montré que le choix de ces distributions n'a qu'un effet mineur sur la densité spectrale de puissance.

Généralement on choisit une valeur moyenne d'IPI ainsi qu'un écart-type, qui définit la variabilité de décharge de l'unité motrice autour d'une fréquence de décharge moyenne ($1/IPI$). C'est-à-dire, nous générons une suite d'impulsions espacées d'une valeur constante IPI, puis chaque impulsion est déplacée autour de sa position d'origine d'une valeur aléatoire tirée d'une distribution gaussienne centrée sur 0 et d'écart-type donné.

Pour une unité motrice, les intervalles interimpulsions successifs se présentent une distribution aléatoire. Par contre, certains résultats dans la littérature montrent que la fréquence de décharge d'une unité motrice augmente linéairement avec le niveau de force [Milner-Brown et coll., 1973 ; Hermens et coll., 1998], et que les fréquences de décharge initiale et finale dépendent du type de fibre [De Luca et coll., 1996].

1.4.1.2 Volume conducteur

Le volume conducteur est l'ensemble de tous les tissus biologiques présents entre la source de courant et la ou les électrodes de surface. La source de courant produit un champ électromagnétique qui se propage à travers le volume conducteur pour être capté par une électrode. Le volume conducteur est physiologiquement constitué au minimum de trois couches: une couche de muscle (formée de la masse musculaire au-dessus de la source), une couche de graisse (au-dessus du muscle) et une couche de peau (au-dessus de la graisse).

La couche musculaire est anisotrope. La conductivité électrique n'est pas la même dans toutes les directions. Néanmoins elle peut être décomposée en conductivité longitudinale (dans la direction de la fibre) et conductivité radiale. Dans cette configuration, il est possible de normaliser les 2 directions de propagation (longitudinale et transversale) par rapport à leurs conductivités respectives [Rosenfalck, 1969] et d'utiliser ainsi des calculs adaptés à un milieu isotrope. Une simplification généralement admise consiste à considérer le volume conducteur comme purement résistif ou sans effet capacitif [Gootzen et coll., 1987 ; Roth et Gielen, 1987]. Il n'y a alors pas de déphasage spatial ou temporel entre le courant sur la fibre et le potentiel à la surface. Cette hypothèse est justifiée par le fait que la vitesse de propagation électromagnétique entre la source et la surface est très grande par rapport à la vitesse de propagation du courant le long de la fibre.

Cependant, certains modèles de l'EMG se limitent à une seule couche (muscle), d'autres considèrent deux couches (muscle et graisse) et d'autres prennent en considération les trois couches (Figure 1.21).

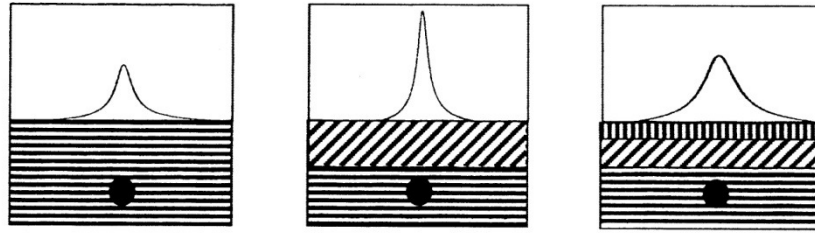


Figure 1.21 Sections transversales du volume conducteur : modèle à une couche (a), deux couches (b) et trois couches (c) (d'après Stegeman et coll., 2000)

Sur la base des études de Clark et Plonsey [Clark et Plonsey, 1968] et Heringa et coll. [Heringa et coll., 1982], le potentiel enregistré par une électrode, en modélisant le volume conducteur par une seule couche, est donné par la formule suivante [Boyd et coll., 1978 ; Griep et coll., 1978]:

$$\phi(r, z) = 2 \frac{1}{4\pi\sigma_r} \int \frac{2\pi a I(s)}{\sqrt{r^2 \frac{\sigma_z}{\sigma_r} + (z-s)^2}} ds \quad (1.14)$$

où I est le courant membranaire, r la distance entre la fibre et le point d'enregistrement du potentiel, z la position du point d'enregistrement selon l'axe de la fibre, a le diamètre de la fibre, σ_r et σ_z les conductivités radiale et longitudinale.

Cette formule, largement répandue dans la littérature concernant la modélisation de l'EMG de surface, ne tient compte que de la couche musculaire, qui joue le rôle d'un filtre passe-bas. Cependant, les deux autres couches jouent un rôle important dans le filtrage de la source et peuvent ainsi modifier le contenu spectral de l'EMG de surface. Pour cela, Gootzen et coll. [Gootzen et coll., 1991] ont étendu la modélisation à deux couches. Ensuite, Farina et Rainoldi [Farina et Rainoldi, 1999] ont proposé un volume conducteur, à 3 couches, dans le domaine des fréquences spatiales, associé à un filtre spatial bidimensionnel qui filtre un plan source, situé dans le muscle, pour produire la distribution du potentiel à la surface de la peau. Puis, une autre fonction de transfert, proposée par Farina et coll. [Farina et coll., 2004], considère le volume conducteur comme un cylindre et non pas comme un plan. Cependant, puisque l'électrode enregistre l'activité des unités motrices dans une zone restreinte proche de l'électrode, le volume conducteur peut être assimilé à un plan dans cette zone. De plus, un

modèle par éléments finis est proposé pour décrire l'effet du raccourcissement du muscle sur l'EMG de surface [Mesin et coll., 2006].

1.4.1.3 Système de détection

Généralement, dans les modèles de SEMG, l'électrode est considérée comme un point. Par contre, dans certains modèles plus réalistes, la surface de l'électrode est prise en considération et le potentiel enregistré est un potentiel moyenné sur la surface couverte par l'électrode. Des études expérimentales [Helal et Bouissou, 1992 ; Lateva et coll., 1996] ont montré un effet non négligeable de la taille de l'électrode sur les SEMG réels. Mais, pour obtenir une représentation plus précise, Farina et Merletti [Farina et Merletti, 2001] ont établi une fonction spatiale qui filtre le potentiel de surface pour donner une surface virtuelle, où chaque point représente le potentiel enregistré par une électrode placée en ce point. Il est nécessaire de prendre ensuite en compte l'effet de filtrage des électrodes, à partir de cette surface virtuelle, filtrage qui peut être représenté par une fonction de transfert spécifique de la forme des électrodes considérées [Dimitrova et coll., 1999 ; Farina et Merletti, 2001].

1.4.2 Estimation de la force à partir de l'EMG

La force générée par un muscle est dépendante du niveau d'activation musculaire, représenté normalement par l'électromyogramme (EMG). Inman et coll. [Inman et coll., 1952] ont observé les changements d'amplitude du signal EMG dues à des variations de la force musculaire exercée. Par la suite, plusieurs études ont porté sur la relation entre EMG et force [Milner-Brown et Stein, 1975]. La notion que l'amplitude du signal SEMG est au moins qualitativement liée à la force produite par un muscle dans des conditions données, est bien acceptée dans la communauté scientifique. Pour cette raison, l'estimation de la force musculaire peut être réalisée à partir de l'EMG. Globalement, les forces d'un muscle, en situations statique et dynamique, sont estimées par l'EMG en utilisant l'un des trois modèles suivants :

1.4.2.1 Modèles de type Hill

Le processus qui permet, dans les modèles de type Hill, d'extraire des SEMG enregistrés la force générée, comprend plusieurs étapes (Figure 1.22). Tout d'abord, le signal EMG est rectifié, filtré et normalisé par ses valeurs maximales. Il est alors transformé en un signal que nous appellerons $e(t)$. Ensuite, la dynamique d'activation du muscle doit être prise en compte, puisque le signal EMG est fonction de ses valeurs précédentes. Ce processus (la

dynamique d'activation) est modélisé par une équation différentielle du premier ordre [Zajac, 1989] ou par un filtre récursif du second ordre [Thelen et coll., 1994]. La sortie de ce processus s'appelle l'activation neurale, $u(t)$. Puis, l'activation neurale peut être transformée en activation du muscle, $a(t)$, qui est alors utilisée comme une entrée du modèle de Hill, Les forces du muscle peuvent être enfin déterminées.

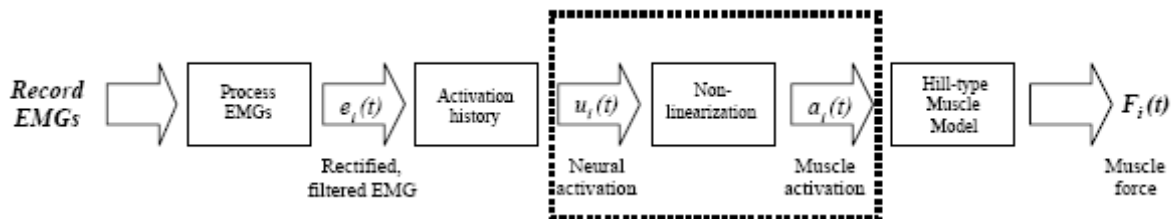


Figure 1.22 Estimation de la force à partir du signal EMG enregistré par le modèle de type Hill. L'indice i est utilisé pour indiquer un muscle individuel, et t pour dénoter le temps. (d'après Manal et Buchanana, 2003)

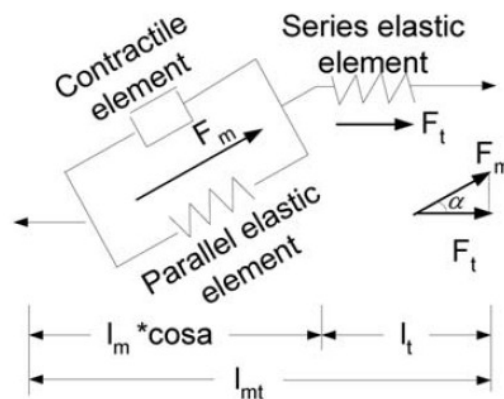


Figure 1.23 Schéma du modèle musculo-tendineux de type Hill qui comprend un élément contractile, un élément élastique parallèle et un élément élastique en série (F_m : force musculaire ; F_t : force tendineuse). (d'après Li et coll., 2009)

Un modèle de type Hill inclut souvent trois éléments (Figure 1.23) : un élément contractile, un élément élastique parallèle et un élément élastique en série. La force générée par chaque unité musculo-tendineux est représenté par les équations suivants :

$$F_t = F_m \cdot \cos \alpha = F_z [f_a(l)f(v)a(t) + f_p(l)] \cos \alpha \quad (1.15)$$

$$F_z = PCSA \cdot \sigma_m \quad (1.16)$$

où F_z est la force musculaire isométrique maximale, F_m est la force musculaire, F_t est la force tendineuse, $PCSA$ est la surface transversale physiologique du muscle individuel, $a(t)$ est le niveau d'activation, α est l'angle entre le tendon et les fibres musculaires, $f(v)$ est la relation force-vitesse, $f_a(l)$ est la relation force-longueur de l'élément contractile et $f_p(l)$ est la force musculaire élastique passive parallèle [Giat et coll., 1994].

Les modèles de type Hill nous aident à comprendre les caractéristiques physiologiques intérieures au muscle. Cependant, ces modèles font beaucoup de suppositions au sujet de propriétés inconnues et non linéaires des systèmes musculo-squelettiques et nerveux : par exemple, le muscle est considéré comme ayant un volume et une épaisseur constants lorsqu'il se contracte [Scott et Winter, 1991]; la relation force active-longueur est modélisée comme un polynôme du second ordre [Woittiez et coll., 1984] ou en utilisant l'interpolation spline cubique aux points définis par Gordon et coll. [Gordon et coll., 1966]; la relation force passive-longueur est supposée comme une courbe exponentielle décrit par Buchanan et coll. [Buchanan et coll., 2004]. De plus, dans ces modèles plusieurs paramètres spécifiques aux sujets ne peuvent pas être mesurés directement. Des méthodes d'optimisation sont souvent nécessaires pour estimer ces paramètres. L'exactitude de ces paramètres et des sous-modèles peut limiter l'exactitude de prédiction.

1.4.2.2 Réseaux neuraux artificiels (RNA)

Une méthode alternative, fondée sur les réseaux de neurones artificiels (RNA ou Artificial Neural Networks, ANN), a été largement étudiée ces dernières années. Elle utilise des techniques d'apprentissage des RNA pour tracer la relation entre les entrées EMG et la sortie cinétique ou cinématique. Un réseau de neurones artificiels est un groupe d'unités de traitement appelées les "neurones" qui sont interconnectées et distribuées dans les couches. Les "neurones" sont représentés par des cercles (Figure 1.24), et les lignes solides reliant les "neurones" représentent des facteurs pondérés. La Figure 1.24 montre une architecture de RNA avec une couche d'entrée, deux couches cachées et une couche de sortie. Ce réseau de neurones à trois couches s'est avéré suffisant pour modéliser des problèmes de n'importe quel degré de complexité [Khanna, 1990].

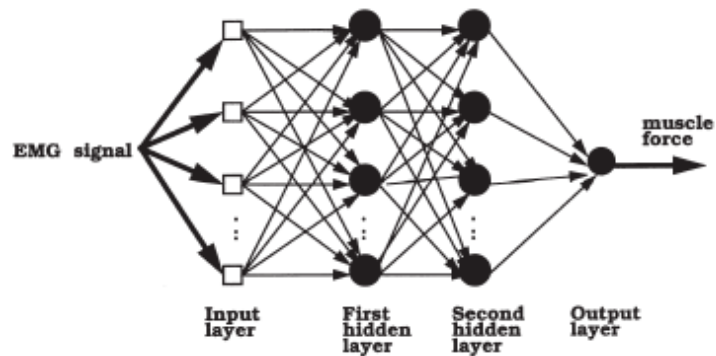


Figure 1.24 Modèle de RNA. Les flèches représentent les poids synaptiques de du RNA. (d'après Liu et coll., 1999)

Un modèle fondé sur un RNA optimise sa structure interne pour construire la relation entre les paramètres d'entrées et de sortie, en utilisant un algorithme de propagation arrière pour apprendre toutes les données lors d'une phase d'apprentissage. Song et Tong [Song et Tong, 2005] ont comparé deux modèles de RNA: l'un avec des entrées EMG et cinétiques et l'autre avec des entrées EMG seulement. Les résultats ont montré que les signaux EMG associés aux paramètres cinétiques ont donné des performances significativement meilleures pour la prédiction du couple d'une articulation et que l'angle articulaire et la vitesse angulaire ont fourni une information importante pour l'estimation du couple de l'articulation lors d'un mouvement dynamique volontaire.

1.4.2.3 Recherche orthogonale rapide (ROR)

Une autre procédure non-linéaire utilisée pour représenter la relation EMG-force est la recherche orthogonale rapide (ROR ou Fast Orthogonal Search, FOS). L'estimation par ROR emploie une sommation de fonctions linéaires ou non-linéaires pour créer un modèle. Les fonctions linéaires et non-linéaires sont définies par l'utilisateur et choisies en minimisant l'erreur quadratique moyenne. Au lieu d'une minimisation itérative consommant du temps dont se sert la méthode de RNA, la ROR détermine des fonctions de base et des coefficients associés directement en une seule itération.

Eklund et coll. [Eklund et coll., 2004] ont indiqué que la ROR a permis d'identifier les modèles extrêmement rapidement, avec une exactitude semblable ou meilleure, comparativement aux autres méthodes existantes. Mobasser et coll. [Mobasser et coll., 2007] ont utilisé la ROR pour estimer la force du poignet. L'EMG a été enregistré sur le biceps brachii, le triceps brachii et les brachioradialis, avec un mouvement de bras limité à

l'extension et la flexion du coude dans le plan horizontal. Les données ont été enregistrées dans les conditions isométriques, isotoniques et des charges légères. En utilisant l'EMG des trois muscles et les données de l'angle articulaire, le modèle de ROR a été capable de prévoir la force générée avec une erreur moyenne de moins de 28 %.

Toutefois, la nature quantitative exacte de la relation EMG-force est le sujet de beaucoup de débats scientifiques. Les difficultés de relier l'EMG à la force correspondante sont associées à une relation entre ces signaux hautement non linéaire et variable en fonction du temps, à la difficulté de mesurer les EMG correctement et répétitivement, ainsi qu'à l'impossibilité de mesurer les forces du muscle *in vivo*. Dans le cas du mouvement, il faut de plus considérer les changements de la position des électrodes, des épaisseurs des tissus (la peau, la graisse et le muscle), de l'angle de l'articulation, etc.

1.4.3 Modélisation simultanée du signal EMG et de la force d'un muscle

Pour atteindre des estimations valables de la force à partir du signal EMG, il est nécessaire d'étudier la relation existant entre l'EMG et la force. Un modèle, simulant les générations simultanées de l'EMG de surface et de la force, permettrait de lier les paramètres physiologiques gérant l'activité musculaire, avec les résultats mesurés. Ceci nous permettrait d'analyser l'influence des paramètres physiologiques sur le signal EMG et la force musculaire simultanément et d'explorer la relation interne entre ces deux signaux.

Fuglevand et coll. [Fuglevand et coll., 1993] ont développé un modèle pour estimer le signal EMG et la force générés par un muscle en contraction isométrique. Selon une commande d'excitation donnée, l'EMG est calculé en sommant les potentiels d'action des UM actives qui sont pondérées par le volume du conducteur. De même, la force est estimée en sommant les secousses générées par ces UM actives. Plusieurs schémas d'activation ont été testés afin d'analyser l'influence du schéma d'activation sur la relation EMG-force. Ce modèle a été appliqué pour simuler un muscle spécifique dans les conditions physiologique et pathologique [Zhou et Rymer, 2004; Zhou et coll., 2007]. En outre, les plages des paramètres d'entrée dans ce modèle ont été optimisées en utilisant une méthode de Monte Carlo pour tester la sensibilité du modèle aux différents paramètres [Keenan et Valero-Cuevas, 2007]. Par contre, dans toutes les simulations citées précédemment, les auteurs n'ont pris en compte que des signaux simulés pour une commande constante (contraction isotonique). A notre

connaissance, il n'y a pas d'études portant sur le type de simulation adaptée à des contractions de force variable (contraction anisotonique).

Le but de ce travail de thèse sera donc de développer un modèle de simulation conjointe de l'EMG et de la force, associés à un effort donné. Cet outil pourra se révéler très utile dans l'étude ultérieure de la relation EMG-force pour les contractions isotoniques et anisotoniques.

Chapitre 2

Modélisation de l'EMG et de la force musculaire

2.1 Introduction

Comme expliqué précédemment, le signal électromyographique de surface (SEMG) et la force musculaire sont deux index d'évaluation d'une contraction du muscle squelettique, qui peuvent tous les deux refléter le niveau d'activation du muscle. Un modèle de génération simultanée du SEMG et de la force serait donc capable de montrer clairement comment les deux signaux sont générés par un muscle lors d'une contraction. Nous avons donc construit un tel modèle pour mieux comprendre et analyser la relation existant entre ces signaux.

2.2 Description du modèle

2.2.1 Modèle de génération du SEMG

Le modèle développé s'est inspiré d'un modèle de SEMG existant, qui avait été développé dans notre laboratoire, et dont la structure est détaillée paragraphe 2.2.1.1. Afin d'estimer la force musculaire, la première étape a été une adaptation de ce modèle grâce à une structuration en modules indépendants, présentée paragraphe 2.2.1.2.

2.2.1.1 Description du modèle SEMG initial

Le modèle SEMG initial consiste en trois parties principales : la source électrique, le volume conducteur et le système de détection [Gabriel et Kamen, 2009 ; Roeleveld et coll., 1997] (Figure 2.1).

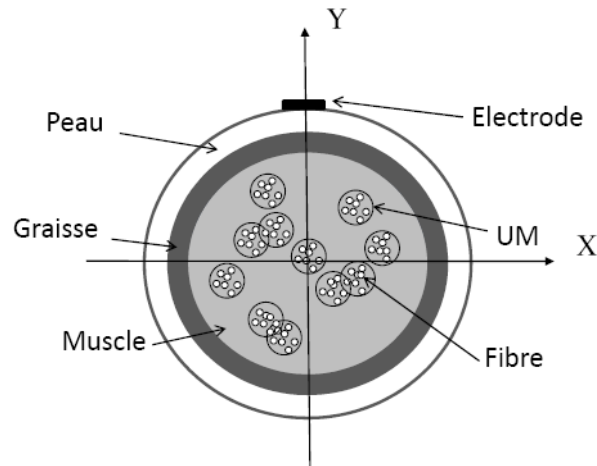


Figure 2.1 Section verticale du modèle du muscle utilisé dans la simulation de l'EMG de surface

1) Source électrique

Il faut, tout d'abord, définir la structure du muscle considéré. Dans ce but, des unités motrices (UM) sont distribuées uniformément dans la section transversale du muscle et des fibres musculaires sont distribuées, également de manière uniforme, dans la section de chaque unité motrice. Le modèle de Rosenfalck est utilisé pour simuler l'activité électrique (potentiel d'action) de chaque fibre individuelle. La vitesse de conduction du potentiel d'action le long de la fibre a une distribution gaussienne. La figure 2.2 présente le schéma d'activation proposé pour obtenir un train de potentiels d'action pour chaque fibre active.

Ce schéma d'activation (Figure 2.2) détermine le nombre d'UM actives ainsi que leur fréquence de décharge en fonction d'une consigne de force $P(t)$, appliquée en entrée du modèle. Deux types d'UM avec le même nombre de fibres musculaires sont pris en compte dans ce modèle, des unités motrices lentes (UML, trait continu bleu) et des unités motrices rapides (UMR, trait pointillé rouge). Chaque type d'UM possède ses fréquences de décharge minimale et maximale spécifiques. Les fréquences de décharge minimale et maximale des UMRs sont plus importantes que celles des UMLs, car les motoneurones innervant les fibres rapides montrent des post-hyperpolarisations plus courtes que ceux qui innervent les fibres lentes [Gardiner, 1993]. Le seuil de recrutement (SR) est le niveau de force nécessaire pour recruter une nouvelle UM. Une fois qu'une UM est recrutée, sa fréquence de décharge augmente de manière linéaire en fonction du niveau de force, jusqu'à la contraction volontaire

maximale (MVC) [Erim et coll., 1996]. De plus les UM sont progressivement recrutées dans une séquence ordonnée, où les UMLs sont activés avant les UMRs. Afin de respecter le processus de Henneman [Henneman, 1957], les UM sont classées sur le schéma de recrutement, par ordre de taille croissant. Toutes les UM sont recrutées à un niveau de force spécifique, SR_1 - SR_N , spécifique au type de muscle. La fréquence de décharge de toutes les UM arrive à sa valeur maximale pour un niveau de force de 100% MVC. En se basant sur des données expérimentales [Andreassen and Rosenfalck, 1980], l'intervalle inter-impulsion (IPI) est modélisé comme une distribution gaussienne avec un écart-type de 20% de la valeur de l'IPI moyen [Merletti et Parker, 2004].

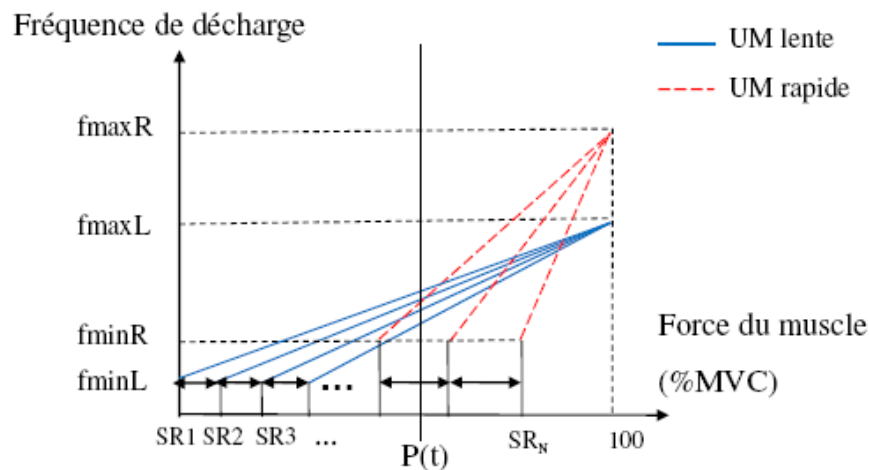


Figure 2.2 Schéma d'activation utilisé dans le modèle. $P(t)$: force de consigne, entrée du modèle ; f_{maxR} , f_{minR} , f_{maxL} , f_{minL} : fréquences de décharge minimale et maximale des UMRs (traits continus bleus) et des UMLs (traits pointillés rouges) respectivement ; SR_i : seuil de recrutement de l' UM_i ; MVC : contraction maximale volontaire

Cette représentation se comprend de la façon suivante :

Quand la consigne $P(t)$ atteint le seuil de recrutement SR_1 , l' UM_1 est activée avec une fréquence de décharge f_{minL} . Si la consigne $P(t)$ augmente, la fréquence de décharge de l' UM_1 augmente linéairement. Quand la consigne $P(t)$ atteint la valeur du seuil de recrutement SR_2 , l' UM_2 est alors activée avec une fréquence de décharge f_{minL} . Sa fréquence de décharge augmente aussi avec l'augmentation de la consigne $P(t)$. En fonction de la consigne, les UM suivantes sont recrutées de la même manière jusqu'au recrutement de la dernière UM au niveau de consigne SR_N . Après SR_N , comme toutes les UM sont déjà

recrutées, l'augmentation de la consigne de force ne dépend que de l'augmentation de la fréquence de décharge de chaque UM, sans nouveau recrutement d'UM.

2) Volume conducteur

Un Volume conducteur de trois couches est utilisé dans ce modèle : le muscle, la graisse et la peau. Le volume conducteur est représenté par la fonction de transfert analytique proposée par Farina et Rainoldi [Farina et Rainoldi, 1999] (Equation 2.1). Cette formule nous permet de plus de faire varier les épaisseurs des trois couches en fonction du temps.

$$H(k_x, k_z) = e^{-k_{ya}|y_0|} \frac{1}{((1+R_c).\cosh(K_y.(h1+d)).(s1)+(1-R_c).\cosh(K_y.(h1-d)).(s2))} \quad (2.1)$$

- K_x, k_z : fréquences spatiales dans la direction de la fibre et dans la direction orthogonale

- y_0 : profondeur de la fibre dans le muscle

$$-k_{ya} = \sqrt{k_x^2 + R_a k_z^2} \quad k_y = \sqrt{k_x^2 + k_z^2}$$

- R_a : rapport entre la conductivité radiale (dans la direction perpendiculaire à la surface de la peau) et la conductivité longitudinale (dans la direction de la fibre) du muscle

- R_c : rapport entre la conductivité radiale de la couche de graisse et la conductivité radiale du muscle (dans la direction perpendiculaire à la surface de la peau)

- R_m : rapport entre la conductivité radiale de la couche de peau et la conductivité radiale de la graisse (dans la direction perpendiculaire à la surface de la peau)

- $h1$: épaisseur de la couche de graisse; d : épaisseur de la peau

$$- s1 = K_{ya} + (K_y \cdot (h1+d)) \cdot R_m \cdot \tanh(K_y \cdot (h1+d))$$

$$- s2 = K_{ya} + (K_y \cdot (h1-d)) \cdot R_m \cdot \tanh(K_y \cdot (h1-d))$$

3) Système de détection

Le système de détection est défini dans le domaine des fréquences spatiales par une fonction de transfert [Farina et Merletti, 2001] qui filtre la distribution de potentiel à la surface de la peau pour donner une surface virtuelle où chaque point représente le potentiel

enregistré par une électrode placée en ce point. Après ce filtrage, on peut recueillir le potentiel enregistré par des électrodes placées en tout point de la surface. Dans le modèle développé, une électrode circulaire de 1cm de diamètre est utilisée, avec la fonction de transfert suivante:

$$\begin{cases} H(k_x, k_z) = 2 \frac{J_1(\sqrt{(ak_x)^2 + (bk_z)^2})}{\sqrt{(ak_x)^2 + (bk_z)^2}} & \text{si } (k_x, k_z) \neq (0,0) \\ H(k_x, k_z) = 1 & \text{si } (k_x, k_z) = (0,0) \end{cases} \quad (2.2)$$

avec J_1 : fonction de Bessel d'ordre 1

k_x, k_z : les fréquence spatiales selon les axes x et z

$2a, 2b$: les 2 axes de l'ellipse. Pour une électrode circulaire de rayon r, $a=b=r$.

Un signal est simulé en mode bipolaire. Les centres des 2 électrodes choisies sont distants de 2cm et placés symétriquement par rapport au point situé à mi-distance entre la jonction neuromusculaire et le tendon.

2.2.1.2 Adaptation du modèle SEMG

Afin d'avoir une utilisation plus flexible du modèle de SEMG, nous avons proposé de le diviser en 2 modules indépendants : un module concernant le schéma d'activation et un module de simulation du SEMG.

➤ Module du schéma d'activation

Le schéma d'activation présente comment recruter les unités motrices en fonction de la consigne de force. De plus, on obtient aussi grâce à ce schéma, les fréquences de décharge correspondant aux unités motrices actives. Ce schéma est utile pour estimer le SEMG, mais peut aussi être utilisé pour estimer la force musculaire. En effet, la force générée par un muscle est aussi initiée par les impulsions nerveuses, fonction de la fréquence de décharge. Nous avons alors extrait ce schéma du modèle initial pour l'adapter aux besoins de notre étude, qui est l'estimation de la force musculaire.

Dans la littérature, on peut trouver deux stratégies de recrutement selon la définition du seuil de recrutement des unités motrices: la première définit un incrément de force pour recruter chaque type d'UM (lentes ou rapides); la seconde utilise un incrément différent pour

recruter chaque UMi. L'incrément de force est exprimé par l'intervalle entre deux seuils de recrutement adjacents (SRi, Figure 2.2).

– Pour le Stratégie 1 [El Hajj Dib, 2006], le rapport de l'incrément de force entre l'UMR et l'UML est de 1,25. En effet, dans ce cas chaque UM comprend le même nombre de fibres et la force des UMRs est 1,25 fois plus importante que celle des UMLs [Trappe et coll., 2003].

– Pour le Stratégie 2 [Fuglevand et coll., 1993], le seuil de recrutement (SRi) de la ième UM, UMi, est défini sous la forme suivante :

$$SR_i = e^{\frac{\ln RR_i}{N}} \quad (2.3)$$

où RR est la plage de recrutement dans laquelle toutes les UM sont recrutées une par une, N est le nombre d'UM, et i est un index identifiant l'UM.

➤ Module de simulation du SEMG

Ce module comprend la géométrie du muscle, le volume conducteur et le système de détection. Il ne concerne que l'estimation du SEMG, et n'a pas d'influence sur la génération de la force. Il n'a donc pas été modifié par rapport à la version initiale décrite au-dessus.

2.2.2 Détermination de la force musculaire

Le modèle de SEMG précédent ne permet que le calcul d'un SEMG généré à partir d'une consigne de force donnée en entrée du modèle. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous proposons ici un perfectionnement de ce modèle pour déterminer la force musculaire générée réellement en sortie, et fonction de l'activation des UM du muscle en réponse à la consigne de force d'entrée.

2.2.2.1 Descriptions de l'algorithme

Pour estimer la force générée par un muscle, il faut d'abord savoir quelle est la force générée par chaque unité motrice active. En effet, la force musculaire est la somme des forces de toutes les unités motrices simultanément actives [Conwit et coll., 1999]. Dans des études de stimulation du muscle [Thomas et coll., 1991 ; Macefield et coll., 1996 ; Mateika et coll., 1998], quand une unité motrice est stimulée avec différentes fréquences de stimulation, la

force générée par cette unité motrice augmente avec l'augmentation de la fréquence de stimulation. Une régression est souvent faite pour cette phase d'augmentation curviligne (Figure 1.10). La pente de la régression linéaire fournit une mesure de la sensibilité de chaque unité au changement de la fréquence de stimulation [Macefield et coll., 1996]. Pour cela, nous avons proposé dans notre modèle d'utiliser une relation linéaire entre la force et la fréquence de décharge pour chaque unité motrice active. Donc, pour simuler la force musculaire, il est important d'estimer la pente entre la force de l'unité motrice et la fréquence de décharge.

2.2.2.2 Identification des variables de calcul

A partir de l'idée précédente, nous avons développé deux types de modèles selon la pente entre la force de l'unité motrice et la fréquence de décharge (F_d) :

➤ Modèle 1 : pente=0. Il n'y a pas de relation entre F_d et la force de l'UM. Dès qu'une UM est recrutée, elle génère une force constante, quelle que soit F_d .

➤ Modèle 2 : pente>0. Il y a augmentation de la force avec l'augmentation de F_d . Cette situation semble plus proche de la réalité physiologique.

Dans cette première phase nous n'avons utilisé que la stratégie de recrutement 1 pour toutes les variantes des modèles, c'est à dire que le même incrément de force est nécessaire pour recruter toutes les UM de même type. Il n'y a donc que deux seuils de recrutement : SRL et SRR, associés au recrutement des UMLs et UMRs respectivement.

1) Modèle 1

L'hypothèse utilisée pour le Modèle 1, est donc que la force d'une UM est toujours constante quelle que soit F_d . Du fait du nombre de fibres identique utilisé pour toutes les UM, ainsi que de par la définition du rapport de force entre une fibre rapide et une fibre lente utilisé dans le modèle de l'EMG, on peut considérer que le rapport des forces générées par les deux types d'UM est de 1,25. Donc, quand une UM (lente ou rapide) est recrutée pour un niveau de force donné en entrée du modèle, elle devient active et génère une force constante (1 ou 1,25 unité(s) de force) jusqu'à son dé-recrutement. La force de sortie du muscle (SF), est estimée par la somme des forces des UM actives à chaque instant.

2) Modèle 2

On suppose dans ce groupe de modèles, qu'il existe une relation linéaire positive entre la force d'une UM et F_d , avec une pente >0 (Figure 2.3.a). Quand le niveau de force de consigne, P , dépasse le seuil de recrutement de l'UMi (SR_i), cette UM est recrutée (Figure 2.3.b) et sa F_d est déterminée par la relation F_d -Force du muscle (Figure 2.3.a). On peut appliquer cette relation de la même manière pour les UM recrutées plus tôt qu'elle. Si la pente α_i entre la force de l'UMi et la F_{di} est connue pour toutes les UM, on peut obtenir la force de chaque UMi active. La force générée par le muscle (SF) sera estimée par la somme des forces des UMi actives. Dans la suite, trois algorithmes différents sont décrits et utilisés pour calculer les pentes α_i .

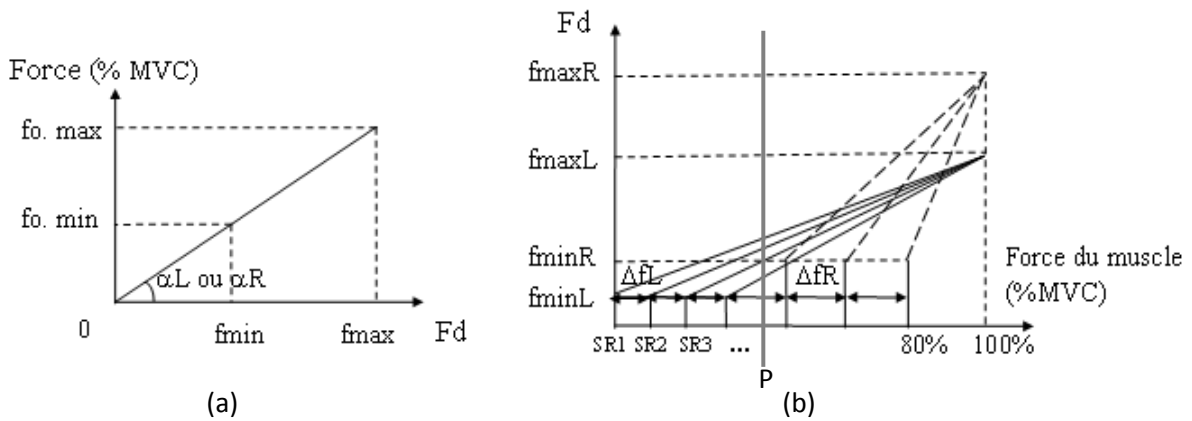


Figure 2.3 Relation Force- F_d de l'UM (a) et Relation F_d -Force du muscle (b) dans le Modèle 2

a) Modèle 2.1

On suppose qu'il existe uniquement deux pentes (α_L pour les UM lentes et α_R pour les UM rapides) pour toutes les UM de chaque type Lente ou Rapide. Deux niveaux de forces particuliers sont choisis pour calculer les deux pentes α_L et α_R grâce aux Equations 2.4. On considère ici que toutes les UM sont recrutées au niveau de force 80% MVC, et que toutes les UM déchargent avec F_d maximale pour le niveau de force 100% MVC (Ces deux conditions sont toujours respectées pour tous nos modèles).

$$\begin{cases} nL \cdot f_{\max L} \cdot \alpha_L + nR \cdot f_{\max R} \cdot \alpha_R = 100\% & 100\% \text{ MVC} \\ \sum_{i=1}^{nL} f_{Li} \cdot \alpha_L + \sum_{i=1}^{nR} f_{Ri} \cdot \alpha_R = 80\% & 80\% \text{ MVC} \end{cases} \quad (2.4)$$

où, nL (ou nR) représente le nombre d'UM lentes (ou rapides) et fLi (ou fRi) représente la Fd de la i ème UM lente (ou rapide) au niveau de force 80% MVC respectivement. Les seules inconnues sont, pour un muscle donné, αL et αR qu'il est donc facile d'extraire de ces deux équations.

b) Modèle 2.2

On suppose ici qu'il y a pour chaque UM_i une valeur de pente α_i spécifique. Si le nombre d'UM total dans le muscle est N , il y a donc N valeurs de α_i inconnues. Selon le schéma Fd -force du muscle, on obtient N équations correspondant aux N niveaux de force particuliers de recrutement, pour calculer les N valeurs α_i (Equations 2.5). Les autres paramètres peuvent être calculés comme précédemment.

$$\left\{ \begin{array}{l} fd_{11} \cdot \alpha_1 = \Delta fL \\ fd_{12} \cdot \alpha_1 + fd_{22} \cdot \alpha_2 = 2 \cdot \Delta fL \\ fd_{13} \cdot \alpha_1 + fd_{23} \cdot \alpha_2 + fd_{33} \cdot \alpha_3 = 3 \cdot \Delta fL \\ \dots \\ fd_{1N} \cdot \alpha_1 + fd_{2N} \cdot \alpha_2 + \dots + fd_{NN} \cdot \alpha_N = 100\% \end{array} \right. \quad (2.5)$$

où, la fd_{ij} ($i \in [1, N], j \in [1, N]$) indique la Fd de l' UM_i au niveau de force SR_j , qui est la somme des j premiers incréments ΔfLi ou ΔfRi . α_i représente la pente α de l' UM_i , et N représente le nombre d'UM.

c) Modèle 2.3

Comme dans le Modèle 2.1, il n'y a dans le Modèle 2.3 que deux pentes αL et αR à déterminer (Figure 2.4). Par contre, cette fois-ci, les deux valeurs de pente doivent satisfaire aux N niveaux de force qui permettent de recruter les N UM successivement.

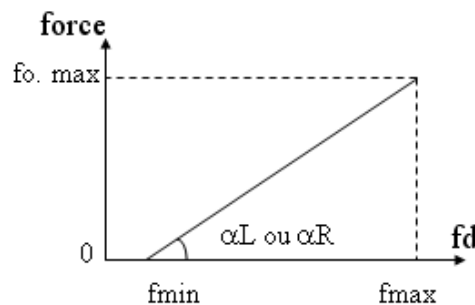


Figure 2.4 Relation force- Fd dans le Modèle 2.3

Puisque la force de sortie (SF) n'est pas toujours exactement égale à la force de consigne d'entrée (P), on considère ici qu'une fois qu'une UM (l'UMi) est recrutée, sa contribution pour la force de sortie (SF) est égale à 1 ou 1,25 unité(s) de force, mais le seuil de recrutement de chaque UMi, SRi, ainsi que l'incrément de force nécessaire entre deux recrutements successifs, ne sont plus fixes. Pour cela, à part SR₁ et SR_N qui sont connus (SR₁=0 et SR_N=80%MVC), N équations sont établies itérativement pour obtenir toutes les autres valeurs du SRi ainsi que les pentes αL et αR:

- Si l'UMi est lente,

$$A(n-1) = \alpha_L (f_{\max L} - f_{\min L}) \sum_{i=1}^{n-1} \frac{SR_n - SR_i}{100 - SR_i} ; \quad (2.6)$$

- Si l'UMi est rapide,

$$A(N_L - 1) + 1,25A(n - N_L) = \alpha_L (f_{\max L} - f_{\min L}) \sum_{i=1}^{N_L} \frac{SR_n - SR_i}{100 - SR_i} + \alpha_R (f_{\max R} - f_{\min R}) \sum_{j=N_L+1}^{n-1} \frac{SR_n - SR_j}{100 - SR_j} \quad (2.7)$$

où, N_L (ou N_R), fmaxL (ou fmaxR) et fminL (ou fminR) représentent le nombre et les Fds maximale et minimale des UM lentes (ou rapides) respectivement. Le paramètre constant A

indique une unité de force, égale à $\frac{80}{1 \cdot (N_L - 1) + 1,25 \cdot N_R} \%MVC$.

Du fait de la non-linéarité de ces équations, il faut utiliser une méthode d'optimisation pour les résoudre. Il peut alors y avoir un problème de convergence. Pour minimiser ce risque, on utilise comme valeur initiale les valeurs de pente αL et αR obtenues à partir du Modèle 2.1. La convergence dépend aussi du nombre d'équations. Par conséquent, il faut faire attention à limiter le nombre d'équations, c'est-à-dire à limiter le nombre d'UM dans le muscle créé. Cette méthode sera donc plus adaptée à des petits muscles (peu d'UM).

2.2.3 Procédure de simulation

Trois niveaux de consigne P(t) sinusoïdales, de période 1s et de valeurs maximales 20%, 50% et 80% MVC, sont d'abord utilisés pour les 4 différents modèles décrits ci-dessus. Nous avons simulé un muscle comprenant 350 UM lentes et 400 UM rapides. Nous avons

simulé simultanément la force SF et l'EMG. Afin de juger quantitativement si le modèle reproduit bien une force de consigne (P) imposée en entrée, nous avons calculé le pourcentage d'erreur quadratique moyenne (root mean square percent error, RMS%, Equation 2.8) [Istemic et coll., 2007], ainsi que le coefficient de corrélation (R) entre la consigne P(t) et la force simulée SF(t) pour les 3 niveaux de commande 20%, 50% et 80% MVC.

$$RMS\% = \frac{RMS(SF(t) - P(t))}{RMS(P(t))} \cdot 100 \quad (2.8)$$

Puis, le meilleur modèle parmi ces 4 modèles est ensuite utilisé pour les deux tests suivants :

➤ Comparaison de la stratégie de recrutement

Deux stratégies de recrutement ont été respectivement utilisées dans ce modèle. Afin de comparer l'effet de ces deux stratégies sur la force générée par le modèle, nous avons simulé 5 muscles différents, chaque muscle se composant de 350 UM lentes et 400 UM rapides. Mais les positions des UM dans le muscle sont différentes entre les 5 muscles. La consigne P(t) est sinusoïdale de période 1s avec des valeurs maximales de 20%, 50% et 80% MVC.

➤ Comparaison de la durée de la consigne

Trois durées de consigne sinusoïdale (0,5s, 1s et 2s) ont été utilisées pour ce test, réalisé avec la stratégie de recrutement 1, pour 5 muscles différents simulés. Chaque muscle se compose de 350 UM lentes et 400 UM rapides. La valeur maximale de la consigne P(t) est 20%, 50% et 80% MVC.

2.3 Résultats

2.3.1 Comparaison des modèles

La Figure 2.5 présente un exemple d'entrée P(t) et des sorties, SF(t) et EMG(t), des Modèle 1 (Figure 2.5.a), 2.1 (Figure 2.5.b) et 2.2 (Figure 2.5.c). L'ajout de la relation entre la force et la Fd d'une UM, permet d'obtenir une force générée SF(t) plus proche de la consigne P(t) avec les Modèles 2.1 et 2.2 qu'avec le Modèle 1.

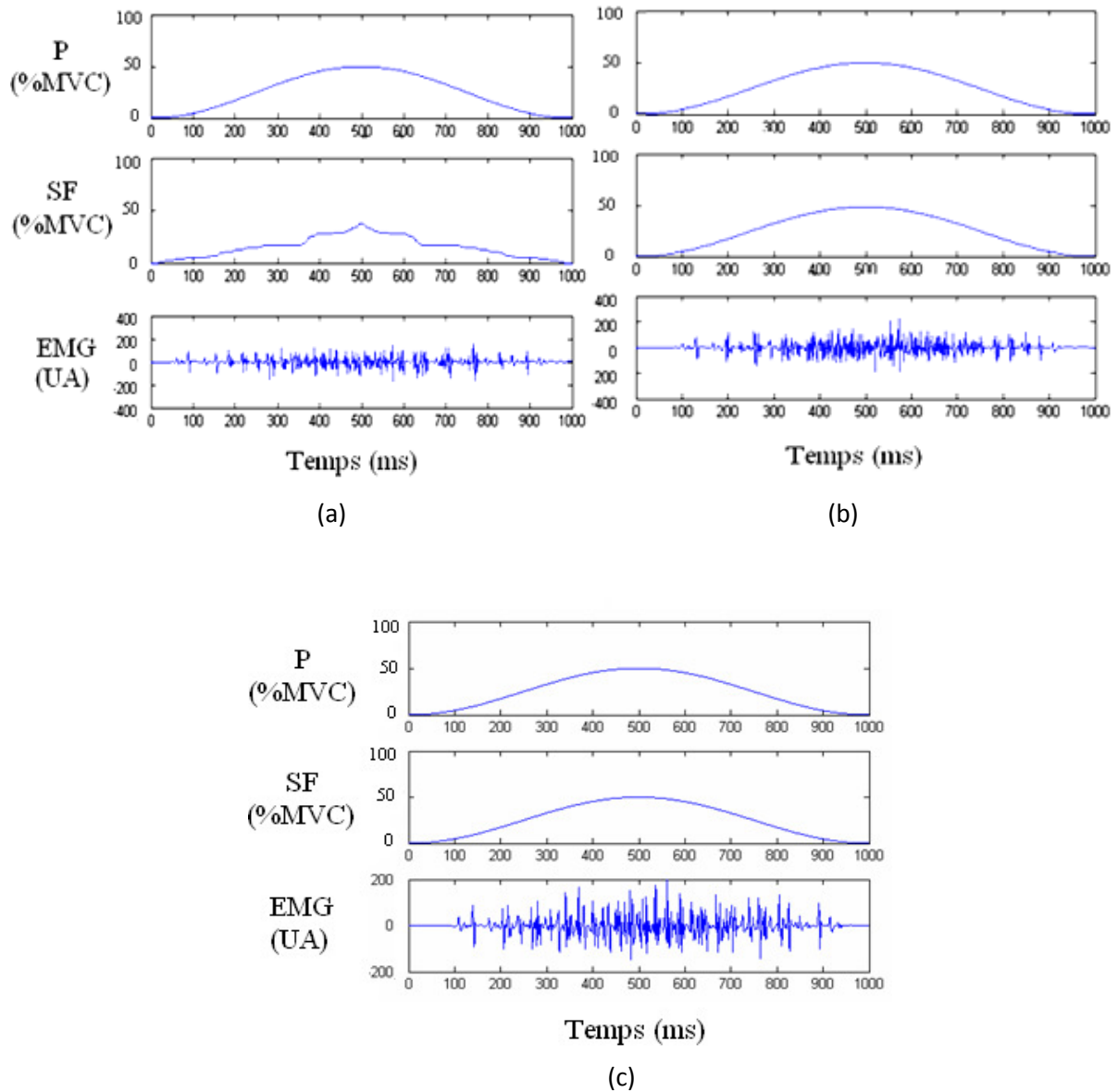


Figure 2.5 Exemple de P, SF et EMG dans le Modèle 1 (a), le Modèle 2.1 (b) et le Modèle 2.2 (c) (50% MVC)

Du fait de la limite du nombre d'UM pour le Modèle 2.3, nous n'avons pas pu obtenir de résultats convergents pour le nombre d'UM initialement choisi, soit 750 UM. Nous n'avons obtenu de convergence que pour un nombre d'UM beaucoup plus faible (50 UM lentes + 50 UM rapides). Le résultat final pour le niveau 50% MVC présente une grande différence par rapport de la consigne P(t) (Figure 2.6).

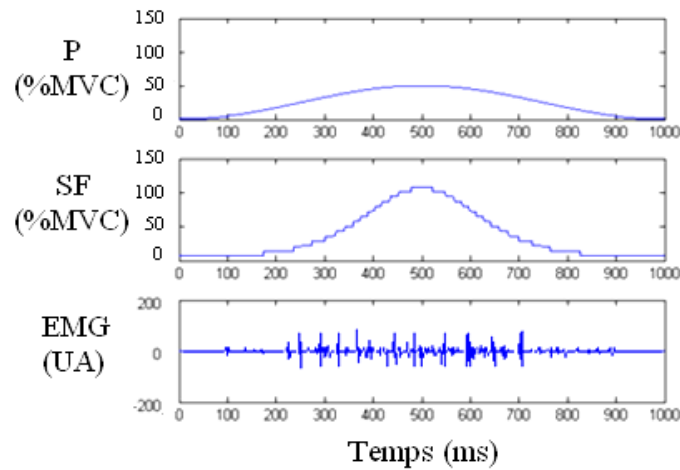


Figure 2.6 Exemple de P, SF et EMG dans le Modèle 2.3 (50% MVC)

Le Tableau 2.1 montre l'erreur RMS (RMS%) et le coefficient de corrélation (R) entre la consigne $P(t)$ et la force simulée $SF(t)$ pour les 3 niveaux de commande 20%, 50% et 80% MVC et un muscle de 750 UM. Parmi les 3 modèles utilisables pour ce muscle, le Modèle 2.2 possède la plus petite erreur RMS% et une très bonne corrélation ($R = 0,9994-0,9999$). C'est donc le meilleur modèle, que nous allons utiliser pour les comparaisons suivantes.

RMS%	Modèle 1	Modèle 2.1	Modèle 2.2
20% MVC	50%	13%	5,3%
50% MVC	29%	11%	4,9%
80% MVC	20%	6,7%	4,7%

R	Modèle 1	Modèle 2.1	Modèle 2.2
20% MVC	0,9014	0,9546	0,9994
50% MVC	0,9238	0,9634	0,9998
80% MVC	0,9359	0,9703	0,9999

Tableau 2.1 RMS% et R pour les 3 modèles avec 3 niveaux de commande et un muscle de 750 UM.

2.3.2 Comparaison des deux stratégies de recrutement

Les deux stratégies de recrutement ont donc été utilisées avec le Modèle 2.2. Le Tableau 2.2 montre le temps de calcul total (temps total de simulation pour les trois niveaux de consigne) pour chaque muscle. La simulation de la stratégie de recrutement 1 a pris moins de temps que celle de la stratégie de recrutement 2. Bien que testées sur les mêmes muscles, les deux stratégies ont montré des évolutions différentes de la valeur α_i avec le recrutement des unités motrices (Figure 2.7): la valeur α_i diminue avec le recrutement, pour la stratégie de recrutement 1, tandis qu'elle augmente principalement mais avec une petite phase de diminution à la fin, pour la stratégie de recrutement 2. Mais la valeur α_i est toujours plus importante pour les unités motrices rapides que pour les unités motrices lentes dans la stratégie de recrutement 2. De plus, il n'y a pas de différence significative de l'erreur de RMS et du coefficient de corrélation (R) entre ces deux stratégies ($p > 0,05$) (Tableau 2.3).

Temps de calcul (min)	Stratégie de recrutement 1	Stratégie de recrutement 2
Muscle 1	58,2	80,5
Muscle 2	63,9	75,9
Muscle 3	65,6	79,5
Muscle 4	58,8	81,1
Muscle 5	62,2	72,0

Tableau 2.2. Temps de calcul total (en minute) pour chaque muscle (temps total de simulation pour les trois niveaux de consigne)

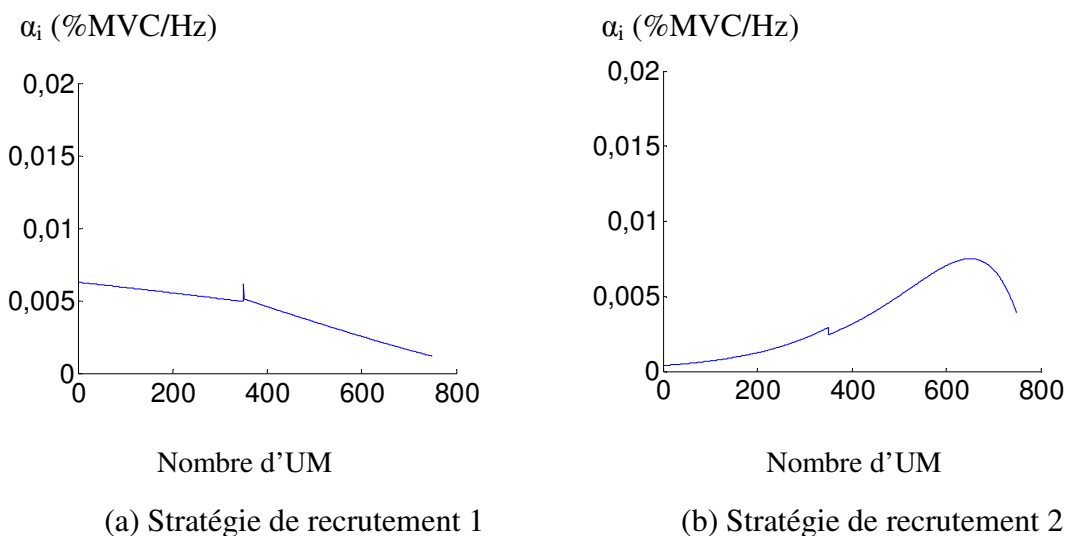


Figure 2.7 α_i dans deux stratégies de recrutement (pour le niveau de consigne de 80%MVC)

RMS%	Stratégie de recrutement 1	Stratégie de recrutement 2
20% MVC	5,34±0,13%	5,28±0,12%
50% MVC	4,86±0,11%	4,98±0,09%
80% MVC	4,73±0,10%	4,84±0,09%

R	Stratégie de recrutement 1	Stratégie de recrutement 2
20% MVC	0,9993±8,366E-05	0,9993±9,563E-05
50% MVC	0,9997±3,452E-05	0,9998±1,326E-05
80% MVC	0,9999±6,874E-06	0,9999±2,849E-06

Tableau 2.3 RMS% et R dans les 2 stratégies de recrutement avec 3 niveaux de commande pour 5 muscles de 750 UM

2.3.3 Influence de la durée de la consigne

Trois durées de consigne sinusoïdale (0,5s, 1s et 2s) ont été respectivement utilisées avec le Modèle 2.2. Il n'y a pas de différence pour l'erreur de RMS et le coefficient de corrélation (R) entre ces trois durées de consigne, pour les trois niveaux de force ($p>0,05$) (Tableau 2.4).

RMS%	0,5s	1s	2s
20% MVC	5,61±0,16%	5,32±0,15%	5,26±0,13%
50% MVC	4,87±0,12%	4,85±0,13%	4,92±0,13%
80% MVC	5,06±0,12%	4,71±0,12%	4,97±0,11%

R	0,5s	1s	2s
20% MVC	0,9992±8,364E-05	0,9993±9,271E-05	0,9993±7,302E-05
50% MVC	0,9997±3,479E-05	0,9997±3,582E-05	0,9997±6,536E-05
80% MVC	0,9999±9,352E-06	0,9999±7,816E-06	0,9999±8,415E-06

Tableau 2.4 RMS% et R pour les trois durées de consigne et les 3 niveaux de commande pour 5 muscles simulés de 750 UM.

2.4 Discussion

2.4.1 Comparaison des modèles

Pour coupler l'EMG de surface et la force générés par un muscle et analyser leur relation, pour une force donnée, quatre modèles ont été développés à partir d'un modèle d'EMG de surface. Le Tableau 2.5 présente une synthèse des caractéristiques de ces modèles concernant le recrutement d'UM (incrément de force) et la relation Force-Fd des UM.

Le Modèle 1 est le plus simple des quatre. Tous les seuils de recrutement d'UM sont connus et fixés, parce que le rapport de $\Delta L/\Delta R$ est égal à 1/1,25. Si on néglige la relation Force-Fd des UM, avec ce modèle, l'erreur entre SF (force en sortie) et P (consigne de force en entrée) est grande. Une relation linéaire Force-Fd pour les UM est supposée pour les trois modèles du groupe de Modèles 2. Dans ces modèles, la pente α_i doit dans un premier temps être calculée. Les Modèles 2.1 et 2.3 possèdent seulement deux valeurs de pente, α_L et α_R , pour les deux types d'UM considérées. Dans le Modèle 2.1, les deux α ne sont estimés que par deux niveaux des forces particuliers (80% et 100% MVC). Dans le Modèle 2.3, les deux valeurs doivent satisfaire aux N niveaux de force qui permettent de recruter les N UM successivement. Du fait d'un incrément de force variable dans le Modèle 2.3, il faut utiliser une méthode d'optimisation pour déduire les valeurs α_i et les seuils de recrutement, ce qui pose un problème de convergence et limite le nombre d'UM utilisable pour ce modèle. Au contraire, dans le Modèle 2.2, il y a N valeurs α_i inconnues qui peuvent être calculées par N niveaux de force particuliers. Les résultats de la simulation montrent que le Modèle 2.2 génère une force simulée la plus proche possible de la consigne. Il offre donc une bonne capacité à reproduire la force de consigne à partir des phénomènes physiologiques impliqués dans le recrutement des unités motrices.

	Muscle : Incrément de force (Δ) *	UM : Force-Fd
Modèle 1	Fixe	Indépendant
Modèle 2.1	Fixe	Linéaire (α_L et α_R)
Modèle 2.2	Fixe	Linéaire (α_i)
Modèle 2.3	Variable ($\Delta \downarrow$)	Linéaire (α_L et α_R)

Tableau 2.5 Synthèse des 4 modèles. (* Si Δ est fixe, le rapport de $\Delta L/\Delta R$ est égal à 1/1,25. Si Δ est variable, il peut être calculé par la force sortie $\Sigma f_o = n \times 1$ ou $n \times 1,25$ (Modèle 2.3))

2.4.2 Comparaison des deux stratégies de recrutement

Dans la littérature, nous avons trouvé qu'il existe deux stratégies de recrutement pour le schéma d'activation du muscle. La stratégie de recrutement 1 a été utilisée dans le modèle EMG initial [El Hajj Dib, 2006], et représente une simplification de la stratégie de recrutement 2. Elle présente l'avantage d'un temps de calcul réduit (Tableau 2.2). De plus, il n'y a pas de différence significative sur les résultats simulés entre ces deux stratégies, en ce qui concerne la génération de la force. Le modèle testé peut générer une force simulée précise, quelle que soit la stratégie utilisée (Tableau 2.3). La stratégie 1 peut donc être utilisée dans une phase d'optimisation et de mise au point des algorithmes.

Par contre, en ce qui concerne le recrutement des unités motrices, l'évolution de la valeur α_i est différente pour les deux stratégies de recrutement (Figure 2.7). Avec la stratégie de recrutement 1, la valeur α_i des UM lentes est plus importante que celle des UM rapides. En revanche, avec la stratégie de recrutement 2, α_i est plus grande pour toutes les UM rapides que pour les UM lentes. Pour choisir la stratégie la plus proche des phénomènes physiologiques, il faut comparer ces valeurs avec les données expérimentales. Macefield et coll. [Macefield et coll., 1996] ont fait une étude sur les propriétés contractiles des UM pour l'extenseur des orteils humains avec stimulation intraneurale. Ils ont présenté dans leurs résultats la relation existant entre la fréquence de stimulation et la force générée, pour deux UM individuelles (Figure 2.8). Selon la valeur de la force générée, on peut considérer l'UM de la Figure 2.8.A, appelée l'UM1, comme une UM rapide, et l'UM à la Figure 2.8.C, appelée l'UM2, comme une UM lente. En effet, la valeur maximale de la force générée est plus importante pour l'UM1 que pour l'UM2. En partant de cette classification des UM, nous pouvons conclure que la pente de la régression linéaire de la relation force-fréquence est plus importante pour l'UM1 (7,8 mN/Hz) que pour l'UM2 (3,6 mN/Hz). C'est-à-dire que la pente est plus importante pour l'UM rapide que pour l'UM lente. Cette conclusion peut nous aider à juger la validité de l'évolution de la valeur α_i en fonction du recrutement des UM, car, dans notre modèle, la valeur α_i représente aussi la pente entre la force et la fréquence de décharge. Ainsi, puisque la stratégie de recrutement 2 est capable d'engendrer une valeur α_i qui est plus grande pour les UM rapides que pour les UM lentes, il semble que la stratégie de recrutement 2 soit plus proche de la réalité physiologique.

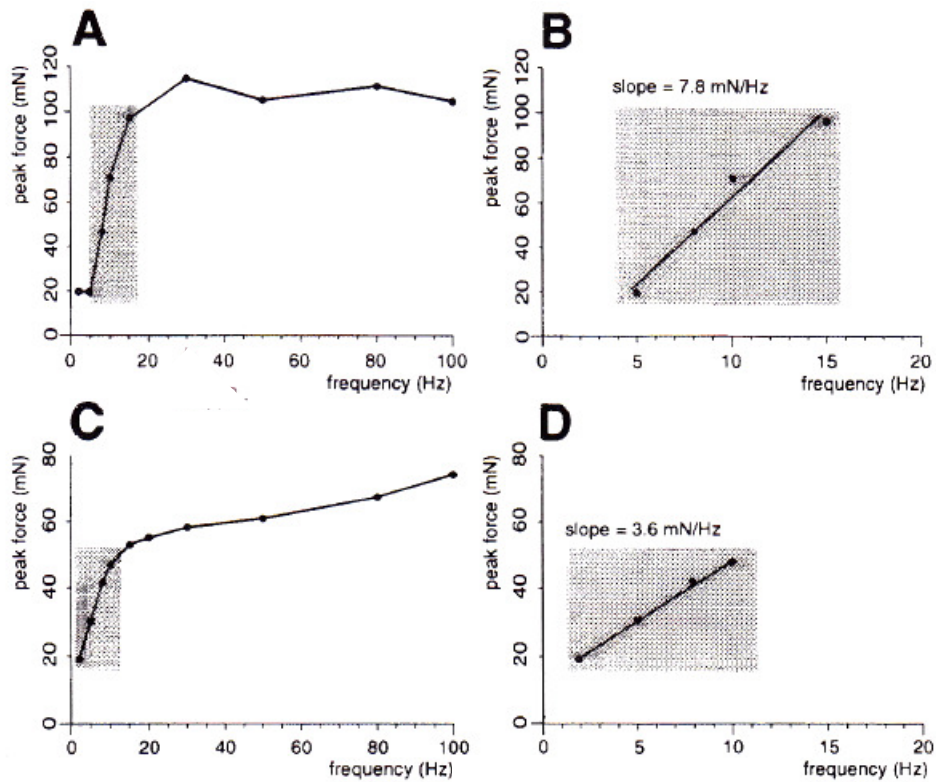


Figure 2.8 A et C : relation entre la fréquence de stimulation et la force générée pour 2 unités motrices. Zones ombrées : région escarpée dans les courbes de force-fréquence. B et D : régression linéaire dans les régions escarpées des relations force-fréquence présentées en A et C. Valeurs 'Slope' : pente des régressions linéaires dans les régions escarpées. (d'après Macefield et coll., 1996)

2.4.3 Influence de la durée de la consigne

Nous n'avons pas noté d'influence de la durée de consigne sur la qualité de la force simulée, quel que soit le niveau de consigne testé. Notre modèle est donc capable de produire un bon résultat simulé pour plusieurs durées de consigne, au moins pour des valeurs inférieures à 2s. Nous n'avons pas testé de valeur plus élevée pour des raisons de temps de simulation.

2.5 Conclusion

Nous avons développé une nouvelle méthode de simulation de la force musculaire à partir d'un modèle d'EMG existant, afin de coupler l'EMG et la force générés par un muscle et d'analyser leur relation. Dans ce but, un modèle EMG existant a été adapté et divisé en

deux modules indépendants : un module centré sur le schéma d'activation et un module centré sur la simulation de l'EMG de surface. Ensuite, nous avons défini et testé quatre modèles en utilisant deux relations entre la force et la fréquence de décharge des UM (supposée linéaire de pente α_i) : Modèle 1 (pente=0), Modèle 2 (pente>0). Puis, une consigne sinusoïdale a été appliquée en entrée de chaque modèle. Nous avons calculé le pourcentage d'erreur quadratique moyenne (Root Mean Square percent error) ainsi que le coefficient de corrélation entre force de consigne et force simulée, pour 3 niveaux de consigne. Parmi les 4 modèles développés, le Modèle 2.2 possède la plus petite erreur et la meilleure corrélation. Il a donc été choisi pour faire deux tests : l'un sur le choix de la stratégie de recrutement et l'autre sur l'influence de la durée de la consigne. Nous avons observé que ni la stratégie de recrutement ni la durée de la consigne n'influencent la précision de la force simulée. Mais la stratégie de recrutement peut influencer l'évolution de la pente α_i en fonction de l'effort demandé. En conséquence, nous allons analyser plus profondément ces deux stratégies de recrutement dans la suite de ce travail.

Chapitre 3

Etude de la sensibilité du modèle EMG-Force

3.1 Introduction

Dans le Chapitre 2, nous avons modélisé le recrutement des unités motrices pour une consigne de force donnée, à l'aide d'un schéma d'activation et de la géométrie du muscle. Le signal EMG et la force musculaire correspondants ont été simultanément simulés sur la base des paramètres physiologiques des UM actives (Figure 3.1).

Comme dans tout modèle, un des points critiques et importants pour obtenir un résultat simulé s'accordant bien avec la relation expérimentale, est la sélection des valeurs des paramètres physiologiques d'entrée du modèle. La littérature propose de multiples débats concernant les paramètres d'entrée de notre modèle, par exemple, la fréquence de décharge maximale des UM [Enoka et Fuglevand 2001], la plage de recrutement (niveau de force pour lequel toutes les UM sont recrutées) [De Luca et coll., 1982 ; Moritz et coll., 2005], le nombre d'UM [Hamilton et coll., 2004].

Toutefois, la variabilité et l'incertitude sur les paramètres utilisés dans ces modèles induisent des difficultés pour l'évaluation de leurs performances. Étant donné le temps de calcul excessif nécessaire pour modéliser le comportement de toutes les UM d'un muscle, les simulations sont souvent limitées à l'examen de l'influence des changements d'un paramètre sur les résultats simulés [Jones et coll., 2002 ; Keenan et coll., 2005; Zhou et Rymer, 2004]. Par contre, la validation complète des modèles demande une étude multivariées pour analyser les effets combinés de la variation de plusieurs paramètres. En conséquence, dans ce chapitre, nous proposons d'évaluer la robustesse et la sensibilité de notre modèle EMG-Force, avec deux stratégies de recrutement, en utilisant la méthode de Monte Carlo.

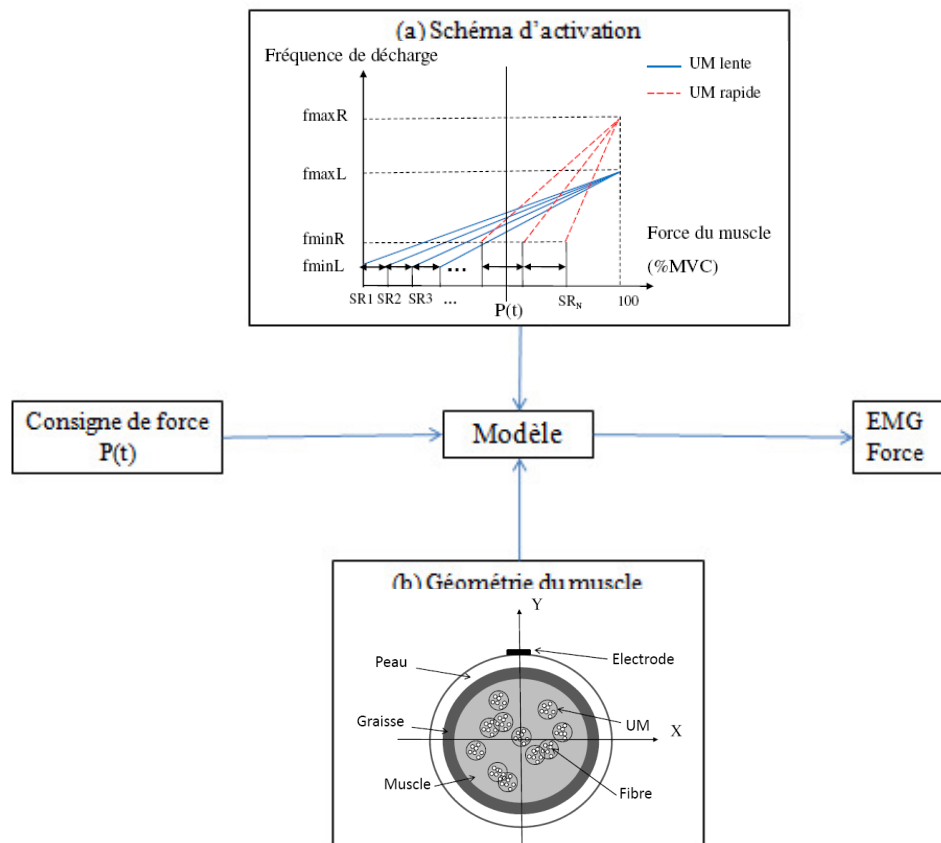


Figure 3.1 Description du modèle EMG-force. (a) Schéma d'activation (f_{maxR} , f_{minR} , f_{maxL} , f_{minL} : fréquences de décharge minimale et maximale des UMR et des UML respectivement ; SR : seuil de recrutement ; MVC : contraction volontaire maximale). (b) Géométrie du muscle.

3.2 Définition des paramètres variables

3.2.1 Définition des variables du schéma d'activation

Le schéma d'activation que nous utilisons est rappelé Figure 3.1.a. Il détermine le nombre d'UM actives et leur fréquence de décharge en fonction de la consigne de force d'entrée $P(t)$. Le seuil de recrutement SR , est le niveau de force nécessaire pour recruter une nouvelle UM.

L'incrément de force est exprimé par l'intervalle entre deux seuils de recrutement adjacents (SR_i , Figure 3.1.a). Selon la définition de l'incrément de force, deux stratégies de recrutement, présentés Chapitre 2, sont utilisées pour tester la robustesse du modèle :

- Stratégie de recrutement 1 : même incrément de force pour recruter un type d'UM (lentes ou rapides) et rapport de 1,25 entre ces deux types ;

- Stratégie de recrutement 2 : incrément différent pour recruter chaque UM.

Dans le cadre de notre étude de robustesse, nous allons identifier les plages de variation de chacune des variables suivantes :

➤ Plage de recrutement : Il s'agit du niveau de force pour lequel toutes les UM sont recrutées (Figure 3.1.a, SR_N). La plage de recrutement est différente pour les différents muscles. Par exemple, la plage du muscle « adductor pollicis » est environ 50% MVC, tandis que celle du biceps est environ 80% MVC [Kukulka et Clamann, 1981]. Généralement, des valeurs comprises entre 30% et 90% MVC sont choisies comme plage initiale de ce paramètre [Keenan et Valero-Cuevas, 2007].

➤ Fréquences de décharge minimale et maximale : Dans le muscle humain, la fréquence de décharge minimale varie en général entre 7 et 23 Hz, et la fréquence de décharge maximale entre 14 et 50 Hz [Erim et coll., 1996; Moritz et coll., 2005]. Dans notre modèle, deux types d'UM (UML et UMR) sont pris en compte. Chaque type d'UM a ses fréquences de décharge minimale et maximale spécifiques. Puisque les motoneurons innervant les fibres rapides montrent des post-hyperpolarisations plus courtes que ceux qui innervent les fibres lentes [Gardiner, 1993], les fréquences de décharge minimale et maximale des UMR sont définies avec des valeurs plus importantes que celles des UML.

➤ Coefficient de variation de l'intervalle inter-impulsion (IPI) : L'intervalle inter-impulsion est l'inverse de la fréquence de décharge. Sa répartition est modélisée par une fonction aléatoire avec une distribution Gaussienne, et un coefficient de variation ($CV=100*(\text{Ecart type} / \text{moyenne}) \%$) variant entre 0,1 et 0,3 [Merletti et Parker, 2004].

Toutes les plages initiales de variation utilisées pour les paramètres du schéma d'activation sont synthétisées Tableau 3.1.

Paramètre musculaire	Plage initiale
Plage de recrutement	30 – 90 %MVC
Coefficient de variation d'IPI	0,1 – 0,3
Fréquence décharge min de l'UML	7 – 23 Hz
Fréquence décharge min de l'UMR	7 – 23 Hz
Fréquence décharge max de l'UML	14 – 50 Hz
Fréquence décharge max de l'UMR	14 – 50 Hz

Tableau 3.1 Plages initiales des paramètres du schéma d'activation

3.2.2 Définition des variables géométriques

Connaissant la fréquence de décharge des UM, il convient de déterminer l'activité électrique du muscle à partir de la géométrie du muscle (Figure 3.1.b). Dans le cadre de notre étude de robustesse, les paramètres spécifiques étudiés sont :

- Répartition spatiale des UM et des fibres musculaires : Pour simuler le signal EMG de surface, les UM sont uniformément distribuées dans la section transversale du muscle; les fibres musculaires se situent dans la section de chaque UM avec une distribution uniforme. Suite à la variété du nombre d'UML, d'UMR et de fibres observées pour différents muscles dans une UM, une grande plage de variation doit être possible pour chaque paramètre, afin de simuler des muscles les plus variés possible (Tableau 3.2).

- Longueur des fibres : Elle est supposée varier entre 4 et 16 cm.

- Vitesse de conduction : La vitesse de conduction des fibres musculaires est variable de 3 à 4 m/s [Farina et coll., 2000] avec un écart type de 0,5.

Toutes les plages initiales de variation des paramètres géométriques étudiés sont indiquées Tableau 3.2.

Paramètre musculaire	Plage initiale
Vitesse de conduction des fibres lentes	3 – 4 m/s
Vitesse de conduction des fibres rapides	3 – 4 m/s
Nombre d'UML	250 - 600
Nombre d'UMR	250 - 600
Nombre de fibres dans une UM	30 - 100
Longueur de la fibre	4 – 16 cm

Tableau 3.2 Plages initiales des paramètres de la géométrie du muscle

3.3 Méthode d'analyse

3.3.1 Méthode de Monte Carlo

La méthode de Monte Carlo utilise des simulations exhaustives et répétées, où une valeur spécifique pour chaque paramètre indépendant d'un modèle est tirée aléatoirement à partir d'une plage de valeurs donnée, puis la sortie est calculée. Afin d'éviter de faire trop de simulations inutiles et de réduire le temps de calcul, un critère de convergence est adoptée

dans notre simulation. Ce critère est que le nombre de simulations effectuées est suffisant pour produire des estimations stables des paramètres statistiques sur les distributions obtenues en sortie. En d'autres termes, le critère de convergence certifie que de nouvelles simulations n'apportent pas d'autres informations, car elles ne modifient plus les résultats déjà obtenus. Les simulations de Monte Carlo convergentes sont un moyen de calcul établi pour étudier les grandes plages de paramètres.

Dans notre étude, compte tenu de notre modèle et des plages de variation trouvées dans la littérature, douze paramètres de notre modèle sont explorés pour analyser leurs influences. Tous les paramètres sont indiqués dans les Tableaux 3.1 et 3.2 avec leur plage initiale. Pour chaque simulation de Monte Carlo, une série de valeurs de ces paramètres est définie par un échantillonnage aléatoire à partir des distributions uniformes de chaque paramètre, dont les plages initiales proviennent des données expérimentales de la littérature.

3.3.2 Critères de cohérence

Pour choisir les simulations dont les résultats se rapprochent des données expérimentales, nous avons besoin de critères de cohérence, qui peuvent être utilisés pour indiquer la correspondance entre la simulation et l'expérimentation.

3.3.2.1 Critère de la relation force/variabilité de force

Pour une contraction isométrique à force constante, la variabilité de la force est corrélée à la force moyenne [Enoka et coll. 1999 ; Moritz et coll. 2005 ; Slifkin et Newell, 2000], c'est-à-dire que la variabilité de la force augmente en fonction de la force moyenne (Figure 3.2). Jones et Wolpert [Jones et coll., 2002] ont rapporté une régression linéaire de pente 1,05, dans la représentation bilogarithmique de la variabilité de la force (écart-type de la force) en fonction de la force moyenne. De ce fait, dans notre étude, une pente comprise entre 0,75 et 1,25 sera jugée acceptable pour cette relation extraite de nos simulations [Keenan et Valero-Cuevas, 2007].

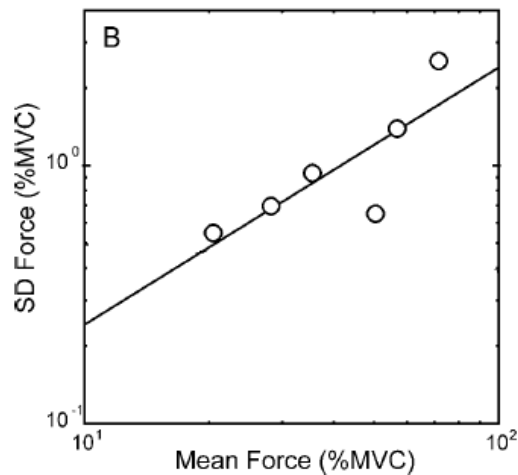


Figure 3.2 Relation force/variabilité de force pour un sujet (d'après Jones et coll., 2002). La ligne représente la régression bilogarithmique.

3.3.2.2 Critère de la relation EMG/force

L'amplitude de l'EMG augmente aussi en fonction de la force. La relation EMG/force a été estimée, soit linéaire, soit non-linéaire, pour des contractions à force constante. Nous pouvons cependant faire une régression linéaire pour exprimer cette cohérence positive (Figure 3.3). Une pente calculée pour la régression linéaire entre l'EMG et la force, inférieure à 1,05, sera sélectionnée dans notre étude [Keenan and Valero-Cuevas, 2007].

Ainsi, ces deux premiers critères forment une région de tolérance pour les contractions à force constante.

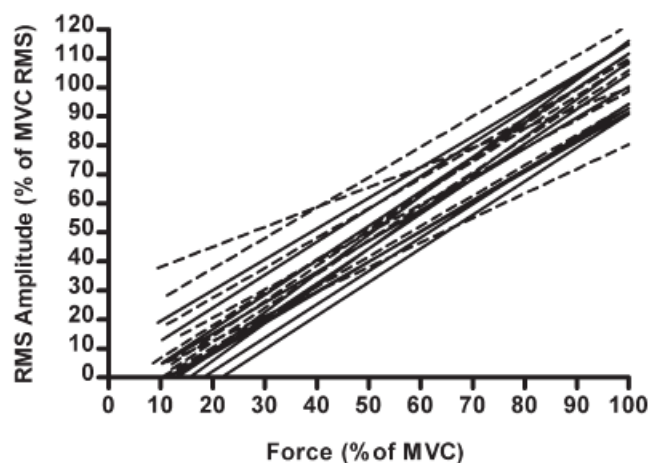


Figure 3.3 Relation EMG/force pour le biceps des sujets contrôle (lignes solides) et des patients (lignes pointillées) (d'après Boe et coll. 2008)

3.3.2.3 Critère de l'erreur RMS (erreur moyenne quadratique)

Les deux critères précédents sont adaptés pour des contractions à force constante. De fait, ils ne sont applicables qu'à une consigne de force constante. Pour simuler des contractions isométriques avec une force variable, nous avons besoin d'un nouveau critère. Dans notre modèle EMG-Force, nous considérons deux forces normalisées par leurs valeurs de MVC respectives : la consigne de force (entrée du modèle, $P(t)$) et la force générée (sortie du modèle, $SF(t)$). L'hypothèse est que la force générée doit suivre la consigne de force. Le degré de similarité entre ces deux forces peut être donc être considéré comme un nouveau critère. Ainsi, l'erreur RMS entre ces deux forces est calculée pour chaque simulation.

Ce nouveau critère est proposé pour être utilisé avec une consigne de force variable. Mais il faut d'abord déterminer un seuil d'erreur RMS acceptable. Ce seuil sera fixé de telle manière que le plus de simulations possibles, satisfaisant au nouveau critère, soient dans la région de tolérance déterminée par les deux critères précédents. L'efficacité du nouveau critère sera évaluée par son taux de succès : rapport entre le nombre de simulations satisfaisant aux trois critères et le nombre de simulations satisfaisant au nouveau critère.

3.3.3 Procédure de simulation

Deux groupes de simulations sont effectués dans notre étude, l'un avec une consigne constante et l'autre avec une consigne variable. Le Groupe 1 comprend deux séries de simulations, tandis que le Groupe 2 comprend deux types de consigne variable (consigne sinusoïdale et consigne triangulaire) (Figure 3.4). De plus, deux stratégies de recrutement sont testées pour chaque condition de simulation.



Figure 3.4 Plan de simulation

3.3.3.1 Groupe 1 – consigne constante

Dans le Groupe 1, la consigne est de deux secondes et comprend 3 phases (0,3 s de phase ascendante, 1,4 s de phase constante et 0,3 s de phase descendante) (Figure 3.5). Quatre niveaux de force constante (20%, 50%, 80% et 100% MVC) sont simulés pour une série de paramètres échantillonnés à partir des plages initiales. Les moyennes de la force et du signal SEMG rectifié sont calculées pendant une fenêtre d'une seconde (1s) située au milieu de la phase constante de la consigne (Figure 3.5). L'écart type de la force dans cette période d'une seconde est considéré comme la variabilité de la force.

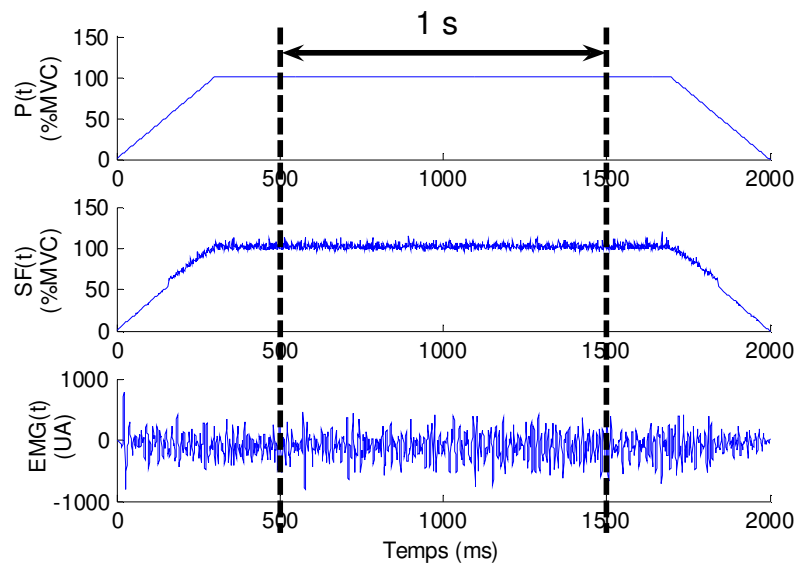


Figure 3.5 Simulation pour une consigne avec un plateau de 100% MVC (3 phases : 0,3 s de phase ascendante, 1,4 s de phase constante et 0,3 s de phase descendante).

Pour juger de la convergence de notre simulation, les moyennes et les coefficients de variation glissants en fonction de la simulation, sont calculés sur les amplitudes du signal EMG et de la force, de la manière suivante (Figure 3.6) :

- Quand la première simulation (Simulation 1) est finie, les moyennes du signal EMG et de la force sont calculées sur 1s au milieu de la consigne, et marquées comme EMG1 et Force1 respectivement.
- Quand la Simulation 2 est finie, l'EMG2 et la Force2 sont obtenus de la même manière. Puis, la moyenne et le coefficient de variation de l'EMG pour ces deux simulations (EMG1 et EMG2) sont calculés et marqués E_{moy2} et E_{coef2} respectivement. De plus, la moyenne et le coefficient de variation de la force sont aussi calculés et marqués F_{moy2} et F_{coef2} respectivement.

➤ Quand la Simulation 3 est finie, nous pouvons obtenir l'EMG3 et la Force3. La moyenne et le coefficient de variation de l'EMG et de la force sont calculés pour ces trois simulations, et marqués E_{moy3} , E_{coef3} , F_{moy3} et F_{coef3} respectivement. Ils sont calculés de cette manière jusqu'à la dernière simulation.

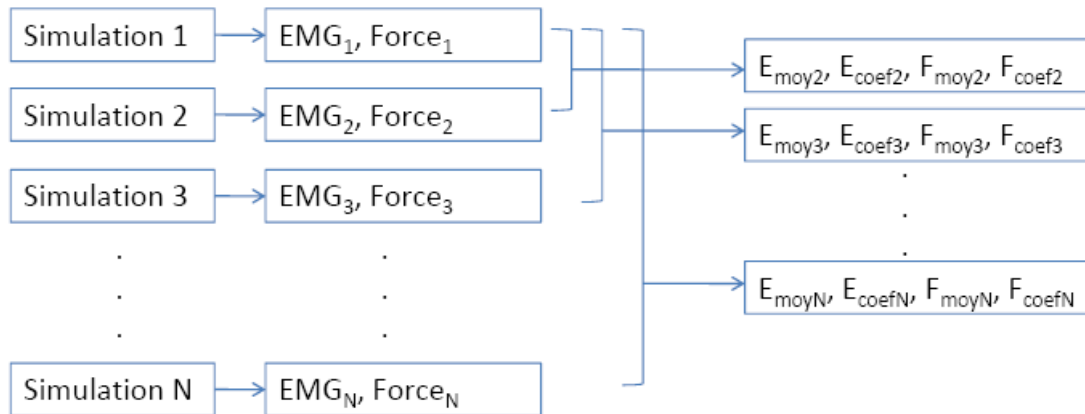


Figure 3.6 Calcul des moyennes et des coefficients de variation glissants des amplitudes du signal EMG et de la force

Les paramètres E_{moyi} , E_{coefi} , F_{moyi} et F_{coefi} sont tous des paramètres glissants. Si B_i représente un parmi ces quatre paramètres, le changement relatif de B_i s'exprime par:

$$\Delta B_i = \frac{B_i - B_{i-1}}{B_{i-1}} \quad (i=2, \dots, N) \quad (3.1)$$

N représente le nombre total de simulations à l'instant donné. La trace de ΔB_i en fonction des simulations représente l'évolution de ΔB_i (Figure 3.7). Si ΔB_i est toujours inférieur à 2% à partir de la M_{eme} simulation, pour $\frac{N - M}{N} \times 100\% \geq 20\%$, nous considérons que les simulations convergent et nous pouvons alors arrêter les simulations. En d'autres termes, la convergence est déclarée quand ΔB_i est inférieur à 2% pour les derniers 20% de simulations [Santos et Valero-Cuevas, 2006; Valero-Cuevas et coll., 2003]. Cette condition doit être satisfaite pour les quatre paramètres glissants. Notez que chaque simulation de Monte Carlo exige la convergence pour chacun des quatre niveaux de consigne.

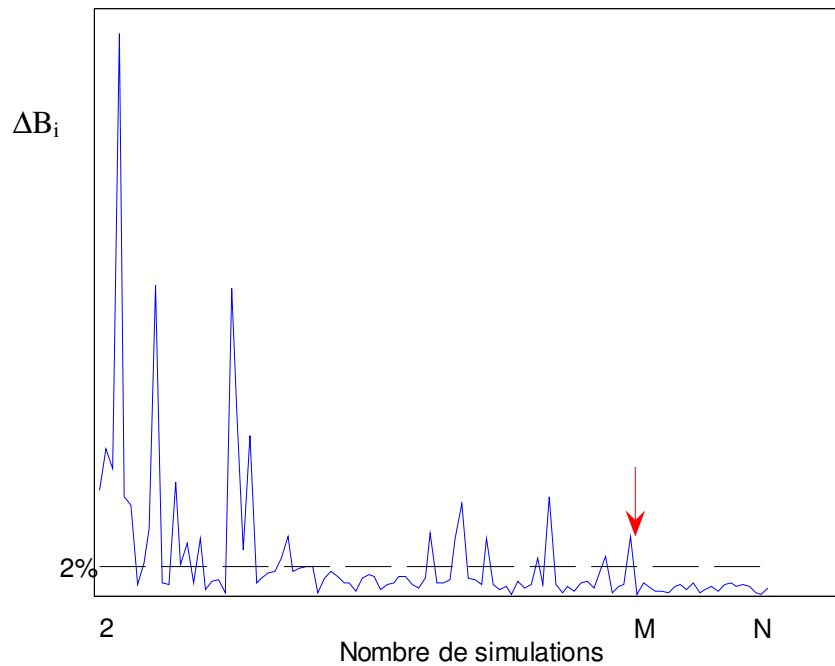


Figure 3.7 Critère de convergence

Une fois que les simulations convergent, les simulations obtenues forment la Série 1. Les 2 premiers critères sont employés pour juger de la correspondance des relations EMG/force et force/variabilité de la force entre la simulation et l'expérimentation. Le seuil du nouveau critère est aussi déterminé à l'aide des deux premiers critères. Les plages de paramètres sont alors précisées en ne conservant que les simulations qui respectent ces trois critères.

Pour améliorer encore les plages obtenues par cette première étape, nous avons refait des simulations (Série 2) en utilisant comme plages d'entrée initiales pour les tirages de Monte Carlo, les plages obtenues à partir de la Série 1. Les simulations s'arrêtent de la même manière lorsqu'elles satisfont au critère de convergence. Les plages de paramètres obtenues par la Série 2 sont considérées comme les valeurs optimales du Groupe 1.

3.3.3.2 Groupe 2 – consigne sinusoïdale et consigne triangulaire

Ce groupe de simulation comprend deux types de consigne, la consigne sinusoïdale et la consigne triangulaire (Figure 3.8). La consigne sinusoïdale est de deux secondes avec une valeur maximale de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC. La consigne triangulaire est symétrique et dure deux secondes (1s d'augmentation et 1s de diminution) avec une valeur maximale de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC.

Les sorties de ces deux types de consigne sont traitées de la manière suivante. Le signal EMG rectifié est lissé par un filtre de Butterworth passe-bas d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 8 Hz, pour obtenir son enveloppe [Buchanan et coll., 2004]. Les coefficients de corrélation entre l'enveloppe de l'EMG et de la force générée $SF(t)$ sont extraits comme paramètres glissants (C_i) de la consigne variable. Leur changement relatif est représenté par ΔC_i . La convergence est alors déclarée quand C_i est inférieur à 2% pour les derniers 20% de simulations et pour les quatre niveaux de consigne.

Les simulations utilisant ces deux types de consigne sont effectuées à partir des plages de paramètres musculaires optimales du Groupe 1, obtenues à partir de la Série 2. Le critère de l'erreur RMS défini pour le Groupe 1 est utilisé pour vérifier si les plages optimales sont stables pour la consigne sinusoïdale (ou la consigne triangulaire), par rapport à celles obtenues pour la consigne de force constante.

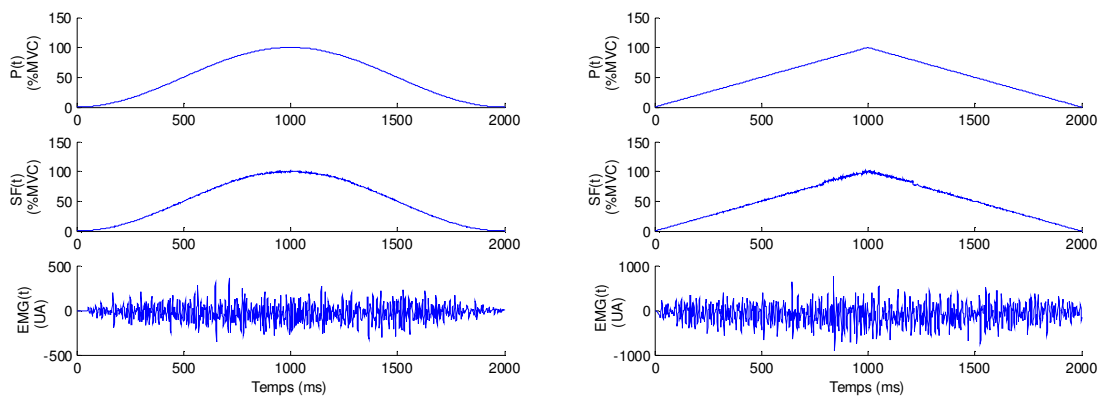


Figure 3.8 Simulation pour une consigne sinusoïdale (gauche) ou triangulaire (droite) avec une valeur maximale 100% MVC.

3.4 Résultats

3.4.1 Groupe 1

La première série de simulation de Monte Carlo (Série 1) converge après 109 simulations, avec la Stratégie 1, et après 61 simulations avec la Stratégie 2. Les relations entre la variabilité de force et la force normalisées, et celles entre le signal EMG et la force normalisées, sont montrées Figures 3.9 et 3.10 respectivement. Pour sélectionner le plus possible de simulations satisfaisant aux deux premiers critères (Figure 3.11), avec les deux

stratégies de recrutement, une erreur RMS inférieure à 3% est déterminée comme seuil de validité pour le nouveau critère (3^{ème} critère). Dans l'intervalle des valeurs de l'erreur RMS considérées comme satisfaisante, 35 simulations sur 109 sont sélectionnées avec la Stratégie de recrutement 1, et 18 sur 61 simulations sélectionnées avec la Stratégie de recrutement 2. Toutefois, il est à remarquer qu'il n'y a que 15 simulations respectant les trois critères avec la stratégie 1 (taux de succès : $15/35=42,9\%$) et 18 simulations avec la stratégie 2 (taux de succès : $18/18=100\%$).

La deuxième série de simulations est ensuite effectuée à partir des plages de paramètres sélectionnées par ces trois critères (Tableau 3.3). La convergence est obtenue après 160 simulations, avec la Stratégie de recrutement 1, et 169 simulations, avec la Stratégie 2. Les relations entre la variabilité de force et la force, et entre le signal EMG normalisé et la force, sont montrées Figures 3.12 et 3.13 respectivement. Comme précédemment, 83 simulations sont sélectionnées suivant le nouveau critère, dont uniquement 26 simulations correspondent aux trois critères avec la Stratégie de recrutement 1 (taux de succès : $26/83=31,3\%$) (Figure 3.14). Pour la Stratégie de recrutement 2, 138 simulations répondent au nouveau critère et 133 simulations correspondent aux trois critères (taux de succès : $133/138=96,4\%$) (Figure 3.14).

Les plages de paramètres musculaires optimales sélectionnées par ces trois critères pour le Série 2 sont montrées Tableau 3.3.

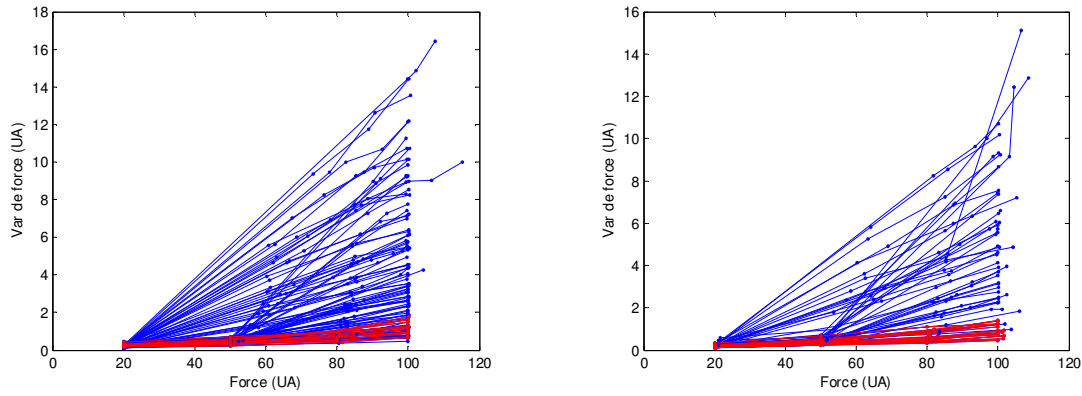


Figure 3.9 Relations entre la variabilité de force et la force pour la Série 1 de simulations (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2 ; Courbes rouges : simulations sélectionnées par les 3 critères).

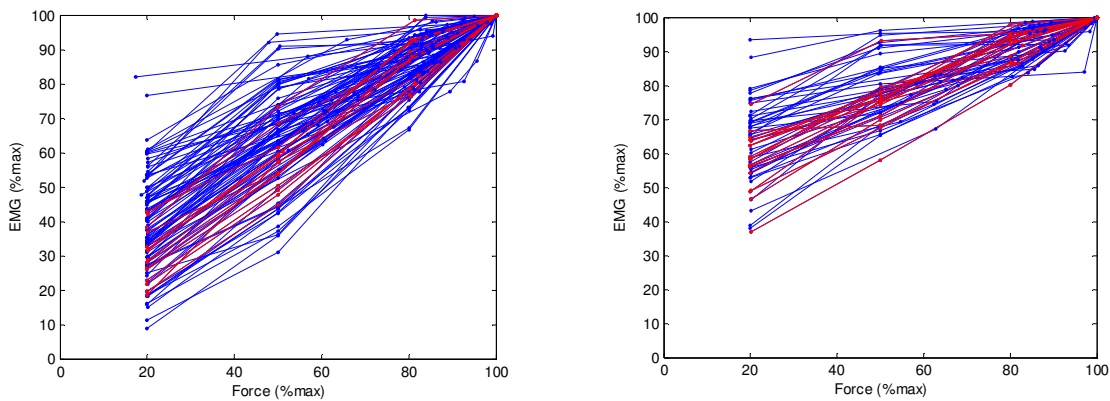


Figure 3.10 Relations entre le signal EMG normalisé et la force pour la Série 1 de simulations (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2 ; Courbes rouges : simulations sélectionnées par les 3 critères).

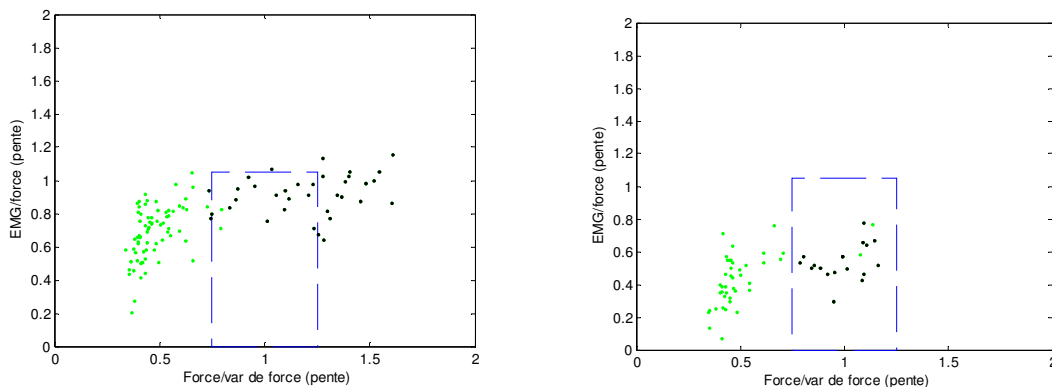


Figure 3.11 Représentation des 3 critères pour la Série 1 (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2). (Cadre bleu : relations EMG/force et force/variabilité de force ; Points noirs : simulations sélectionnées par le 3ème critère (erreur RMS))

Paramètres musculaires	Stratégie 1		Stratégie 2	
	Plage optimale pour la Série 1	Plage optimale pour la Série 2	Plage optimale pour la Série 1	Plage optimale pour la Série 2
Plage de recrutement	47 – 89 %MVC	53 – 83 %MVC	70 – 89 %MVC	71 – 89 %MVC
Vitesse de conduction (L)	3,0 – 3,9 m/s	3,0 – 3,9 m/s	3,0 – 3,8 m/s	3,0 – 3,8 m/s
Vitesse de conduction (R)	3,2 – 4,0 m/s	3,2 – 4,0 m/s	3,0 – 4,0 m/s	3,0 – 4,0 m/s
Nombre d’UML	290 - 550	290 - 540	250 - 590	250 - 590
Nombre d’UMR	260 - 590	260 - 580	250 - 570	250 - 570
Nombre de fibres par UM	38 - 100	42 - 100	33 - 100	34 - 100
Coefficient de variation d’IPI	0,13 – 0,28	0,13 – 0,28	0,1 – 0,3	0,1 – 0,3
Longueur de la fibre	4 – 14 cm	4 – 14 cm	6 – 16 cm	6 – 16 cm
fminL	7 – 18 Hz	7 – 18 Hz	7 – 20 Hz	7 – 20 Hz
fminR	9 – 23 Hz	11 – 23 Hz	8 – 23 Hz	8 – 23 Hz
fmaxL	15 – 45 Hz	15 – 41 Hz	14 – 41 Hz	14 – 41 Hz
fmaxR	25 – 50 Hz	25 – 50 Hz	27 – 48 Hz	27 – 48 Hz

Tableau 3.3 Plages optimales pour les Série 1 et 2 de simulation, avec une consigne de plateau constante et les deux stratégies de recrutement (L, R : fibres lente et rapide ; fmaxR, fminR, fmaxL, fminL : fréquences de décharge minimale et maximale des UMR et des UML respectivement).

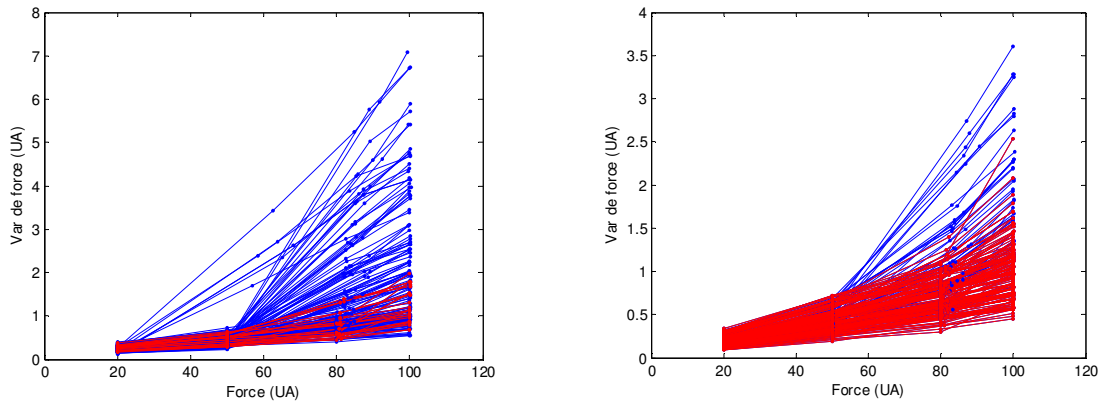


Figure 3.12 Relations entre la variabilité de force et la force, pour la Série 2 de simulations (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2 ; Courbes rouges : simulations sélectionnées par les 3 critères).

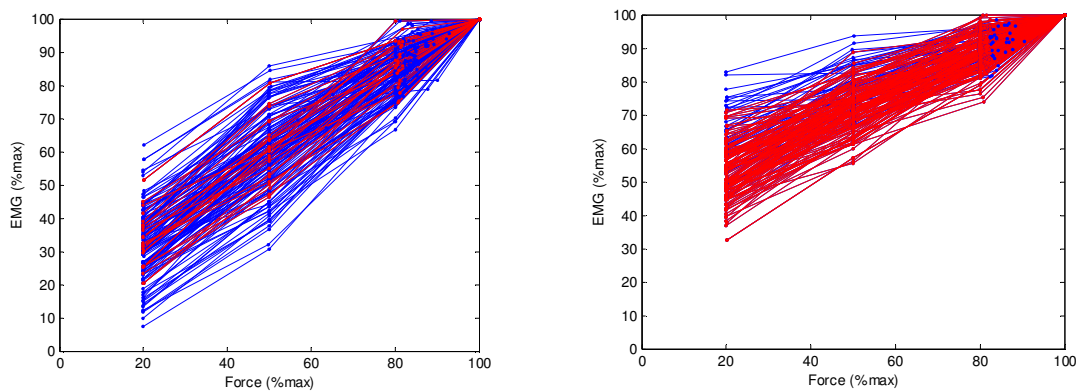


Figure 3.13 Relations entre le signal EMG normalisé et la force, pour la Série 2 de simulations (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2 ; Courbes rouges : simulations sélectionnées par les 3 critères).

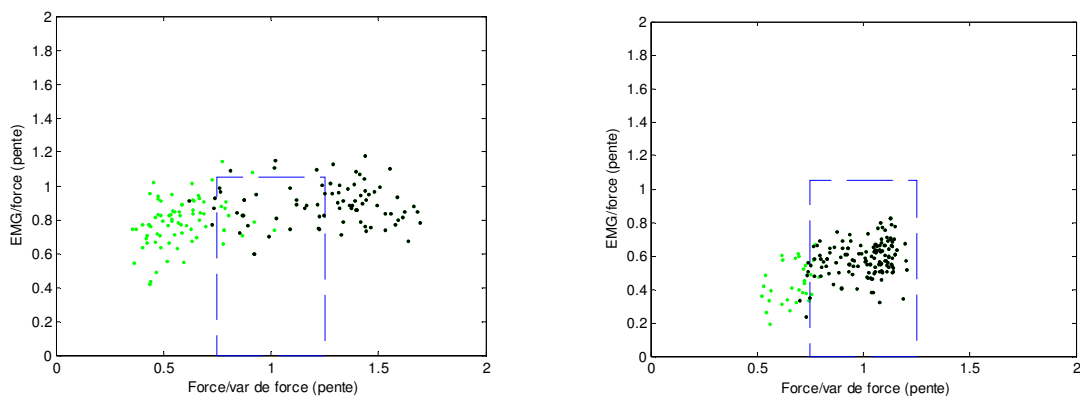


Figure 3.14 Représentation des 3 critères pour la Série 2 (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2). (Cadre bleu : relations EMG/force et force/variabilité de force ; Points noirs : simulations sélectionnées par le 3ème critère (erreur RMS))

3.4.2 Groupe 2

Les plages de paramètres optimales du modèle obtenues à partir du Groupe 1 (après 2 séries) sont considérées comme les plages d'entrée pour le Groupe 2 de simulations.

Pour la consigne sinusoïdale, la convergence est obtenue après 57 simulations, avec la Stratégie de recrutement 1, et après 32 simulations, avec la Stratégie 2. Pour le nouveau critère, il y a 34 simulations sélectionnées avec la stratégie 1 et 29 simulations sélectionnées avec la stratégie 2. La Figure 3.15 présente la relation entre l'erreur RMS et le niveau de force de la consigne sinusoïdale.

L'erreur RMS maximale est associée au niveau de force 80% MVC avec les deux stratégies. Les erreurs à 80%MVC sont plus importantes pour la stratégie 1 que pour la stratégie 2. Toutes les plages optimales pour les simulations sinusoïdales sont montrées Tableau 3.4.

Pour la consigne triangulaire, la convergence arrive après 15 simulations, avec la stratégie 1, et après 68 simulations, avec la stratégie 2. Par rapport au nouveau critère, il y a 4 simulations sélectionnées pour la stratégie 1 et 63 simulations sélectionnées pour la stratégie 2. La Figure 3.16 présente la relation entre l'erreur RMS et le niveau de force de consigne pour la consigne triangulaire. L'erreur RMS maximale est associée au niveau de force 80% MVC avec les deux stratégies. Les erreurs à 80% MVC sont plus importantes avec la stratégie 1 qu'avec la stratégie 2. Toutes les plages optimales pour les simulations triangulaires sont montrées Tableau 3.5.

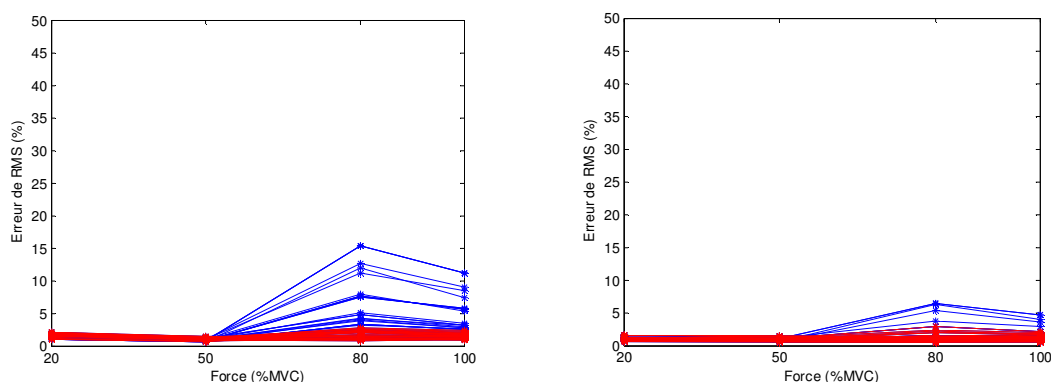


Figure 3.15 Relations entre l'erreur RMS et le niveau de force de consigne pour chaque simulation pour la consigne sinusoïdale (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2 ; Courbe rouge : simulations sélectionnées par le critère de l'erreur RMS).

Paramètres musculaires	Plage optimale pour la Stratégie 1	Plage optimale pour la Stratégie 2
Plage de recrutement	60 – 83 %MVC	72 – 89 %MVC
Vitesse de conduction (L)	3,0 – 3,7 m/s	3,0 – 3,8 m/s
Vitesse de conduction (R)	3,2 – 4,0 m/s	3,1 – 4,0 m/s
Nombre d'UML	290 - 530	250 - 590
Nombre d'UMR	280 - 550	250 - 540
Nombre de fibres par UM	46 - 100	36 - 99
Coefficient de variation d'IPI	0,15 – 0,28	0,1 – 0,3
Longueur de la fibre	4 – 14 cm	6 – 15 cm
fminL	7 – 17 Hz	7 – 20 Hz
fminR	11 – 22 Hz	9 – 23 Hz
fmaxL	15 – 40 Hz	14 – 41 Hz
fmaxR	28 – 50 Hz	27 – 48 Hz

Tableau 3.4 Plages optimales pour les simulations avec la consigne sinusoïdale et les deux stratégies de recrutement (f_{maxR} , f_{minR} , f_{maxL} , f_{minL} : fréquences de décharge minimale et maximale des UMR et des UML respectivement).

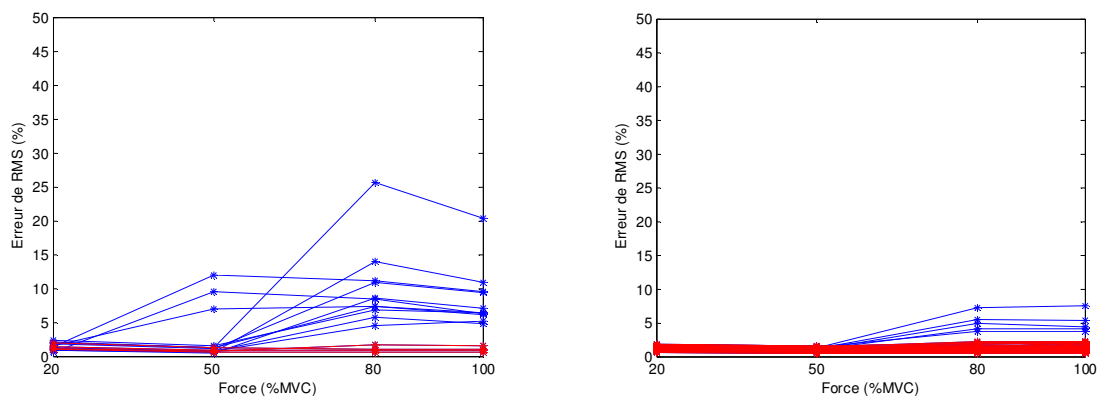


Figure 3.16 Relations entre l'erreur RMS et le niveau de force commandée pour chaque simulation pour la consigne triangulaire (Gauche : Stratégie 1 ; Droite : Stratégie 2 ; Courbe rouge : simulations sélectionnées par le critère de l'erreur RMS).

Paramètres musculaires	Plage optimisé dans Stratégie 1	Plage optimisé dans Stratégie 2
Plage de recrutement	59 – 80 %MVC	72 – 89 %MVC
Vitesse de conduction (L)	3,1 – 3,8 m/s	3,0 – 3,7 m/s
Vitesse de conduction (R)	3,4 – 3,8 m/s	3,1 – 4,0 m/s
Nombre d’UML	336 - 521	255 - 587
Nombre d’UMR	329 - 529	251- 570
Nombre de fibres par UM	44 - 93	36 - 100
Coefficient de variation d’IPI	0,13 – 0,24	0,1 – 0,3
Longueur de la fibre	4 – 14 cm	6 – 16 cm
fminL	8 – 17 Hz	7 – 20 Hz
fminR	11 – 22 Hz	9 – 23 Hz
fmaxL	26 – 41Hz	14 – 40 Hz
fmaxR	37 – 45 Hz	27 – 48 Hz

Tableau 3.5 Plages optimales pour des simulations avec la consigne triangulaire et les deux stratégies de recrutement (f_{maxR} , f_{minR} , f_{maxL} , f_{minL} : fréquences de décharge minimale et maximale des UMR et des UML respectivement).

3.5 Discussion

Nous avons employé la méthode de Monte Carlo pour évaluer la robustesse et la sensibilité de notre modèle EMG-Force, avec deux stratégies de recrutement et une consigne de force constante puis variable.

3.5.1 Introduction d’un nouveau critère

La validation complète d’un modèle demande une étude multivariable pour analyser les effets combinés des changements des divers paramètres d’entrée. La méthode de Monte Carlo a donc été appliquée pour générer des simulations multivariées et explorer exhaustivement et simultanément la sensibilité du modèle aux variations des neuf paramètres physiologiques utilisés pour définir le modèle [Keenan et Valero-Cuevas, 2007]. Deux critères correspondants à deux relations mises en évidence par des études expérimentales (EMG/force et force/variabilité de force), ont été définis pour valider les simulations et définir

les plages optimales pour les paramètres d'entrée du modèle. Mais ces deux critères ne sont applicables qu'à une consigne de force constante.

Un nouveau moyen d'étude de la convergence et un critère de validation ont été proposés pour une consigne de force variable (sinusoïdale ou triangulaire). L'étude de la convergence, définie pour une consigne sinusoïdale ou triangulaire, peut aussi être utilisée pour d'autres consignes non constantes, car le coefficient de corrélation multiple glissant peut être calculé pour chaque type de consigne variable. Pour valider notre nouveau critère de cohérence, nous avons comparé ses performances à celles des deux premiers critères extraits des relations expérimentales d'EMG/force et de force/variabilité de la force, à force constante. Ce nouveau critère s'est montré plus sélectif que les deux premiers et a donné des résultats plus cohérents avec ceux des 2 autres critères, quand la stratégie 2 était utilisée pour la simulation.

3.5.2 Choix de la stratégie de recrutement

Nous avons testé 2 stratégies de recrutement dans notre étude. Nous avons remarqué que :

Avec la stratégie 2, les simulations respectant le nouveau critère satisfont bien les trois critères pour le Groupe 1 de simulations, car le taux de succès est toujours supérieur à 95% pour les 2 séries de simulation. Ainsi, ce nouveau critère est capable de remplacer les deux autres critères dans cette situation à consigne de force constante. Les plages de paramètres optimales pour le Groupe 1 sont stables, avec une consigne sinusoïdale ou triangulaire, car les plages optimales obtenues pour le Groupe 2 ressemblent à celles du Groupe 1. Grâce à l'ajout de ce nouveau critère, les plages de paramètres optimales deviennent stables plus vite et peuvent être appliquées pour plusieurs types de consigne.

Par contre, les plages de paramètres optimales sont toujours instables avec la stratégie 1. Peu de simulations arrivent à satisfaire aux 3 critères dans le groupe 1, avec la stratégie 1. Dans ce cas, le nouveau critère ne reflète donc pas bien l'information portée par les deux critères basés sur des connaissances expérimentales. En raison de la divergence due à ce nouveau critère, les plages de paramètres optimales sont différentes pour des consignes différentes.

En conséquence, les plages optimales des paramètres d'entrées sont plus stables, pour plusieurs situations de simulation, avec la stratégie 2 qu'avec la stratégie 1. Ceci pourrait être

expliqué par le fait que la stratégie 2 se rapproche plus de la réaliste physiologique et est donc à même de donner des simulations plus réalistes et cohérentes que la stratégie 1, pour différentes types de consignes. Elle reflète mieux les capacités d'adaptation du système neuromusculaire.

3.5.3 Plage de stabilité des paramètres du modèle

Parmi tous les paramètres du modèle, la plage de recrutement d'UM ainsi que la fréquence de décharge maximale des UMR et des UML, influencent beaucoup la sortie du modèle, et ce pour les deux stratégies de recrutement (Tableau 3.6). Nous déduisons donc que le modèle est très sensible aux paramètres liés au motoneurone. Ceci est en accord avec des résultats obtenus par un autre modèle EMG-Force [Keenan and Valero-Cuevas, 2007], avec lequel les auteurs ont aussi obtenu une influence plus importante des plages de fréquence de décharge maximale et de la plage de recrutement, parmi neuf paramètres testés.

Ces paramètres sont d'autant plus critiques qu'ils varient beaucoup selon le sujet et le muscle. De plus, il est aussi difficile de mesurer directement ces paramètres chez l'homme *in vivo* à cause de la nécessité de mesure invasive. Ce point représente donc la limitation actuelle de notre approche. En conséquence, pour la validation expérimentale, nous prendrons les valeurs optimales de la plage en faisant l'hypothèse qu'ils représentent correctement la physiologie musculaire.

3.6 Conclusion

Le but de ce travail était d'étudier la sensibilité du modèle aux différents paramètres physiologiques d'entrée. Dans un premier temps, nous avons effectué un premier groupe de simulations avec une consigne de force constante. Deux critères existants et un nouveau critère, déduit de notre modèle, ont été utilisés pour obtenir des paramètres optimaux. Ce nouveau critère est proposé pour être aussi valable pour une consigne de force variable. Ensuite, pour tester notre modèle avec une consigne variable, un deuxième groupe de simulations a été réalisé avec deux types de consigne variable (sinusoïdale et triangulaire). Les résultats ont été validés en utilisant le nouveau critère et les paramètres musculaires optimaux du premier groupe de simulations. Enfin, une comparaison des résultats a été faite entre les deux groupes de simulations et avec deux stratégies de recrutement.

Pour définir la plage optimale des paramètres du modèle, nous avons proposé :

- Une approche paramétrique complète testant la robustesse et la cohérence du modèle ;
- L'introduction d'un critère de cohérence pour des consignes de force variables.

Pour la suite de notre étude, nous choisissons les plages de paramètre optimales obtenues avec la Stratégie de recrutement 2 et la consigne de force triangulaire résumées dans le Tableau 3.6.

Paramètres musculaires	Plage initiale	Plage optimale choisie	Réduction de la plage (Optimale/ Initiale)
Plage de recrutement	30 – 90 %MVC	72 – 89 %MVC	28,3%
Vitesse de conduction (L)	3 – 4 m/s	3,0 – 3,7 m/s	70,0%
Vitesse de conduction (R)	3 – 4 m/s	3,1 – 4,0 m/s	90,0%
Nombre d'UML	250 - 600	255 - 587	94,9%
Nombre d'UMR	250 - 600	251- 570	91,1%
Nombre de fibres par UM	30 - 100	36 - 100	91,4%
Coefficient de variation d'IPI	0,1 – 0,3	0,1 – 0,3	100%
Longueur de la fibre	4 – 16 cm	6 – 16 cm	83,3%
fminL	7 – 23 Hz	7 – 20 Hz	81,3%
fminR	7 – 23 Hz	9 – 23 Hz	87,5%
fmaxL	14 – 50 Hz	14 – 40 Hz	72,2%
fmaxR	14 – 50 Hz	27 – 48 Hz	58,3%

Tableau 3.6 Plages optimales et réduction des plages obtenues avec la Stratégie de recrutement 2 et la consigne de force triangulaire (f_{maxR} , f_{minR} , f_{maxL} , f_{minL} : fréquences de décharge minimale et maximale des UMR et des UML respectivement).

Chapitre 4

Evaluation expérimentale du modèle EMG-Force

4.1 Introduction

Après avoir obtenu les valeurs optimales pour les paramètres de notre modèle EMG-force, nous disposons d'une plage de paramètres qui permet de minimiser la variabilité de la relation EMG-force. Maintenant, il est nécessaire d'évaluer le degré de réalisme du modèle en le confrontant à des données expérimentales.

Sur l'être humain, pour des raisons évidentes d'éthique, l'évaluation de la force musculaire ne peut pas être réalisée in vivo par des capteurs de force insérés dans le tendon, mais plutôt en quantifiant la force de réaction fournie aux charges externes [Disselhorst-Klug et coll., 2009]. Nous choisissons la flexion du coude pour faire cette évaluation, parce que la situation isométrique ici n'est pas très complexe et principalement deux muscles, biceps et brachioradialis, s'associent d'une façon synergique [Disselhorst-Klug et coll., 2009].

La Figure 4.1 présente un schéma de la rotation de l'avant-bras autour du coude lors de la contraction du biceps. Dans les contractions isométriques, la position et la longueur du muscle ne changent pas. Le moment de force total sur l'avant-bras peut être considéré comme nul, $\tau_{muscle} + \tau_{charge} = 0$, où τ_{muscle} est le moment de force généré par le biceps, et τ_{charge} est le moment de force de réaction pour la charge enregistrée. En termes de leurs valeurs absolues, $|\tau_{muscle}| = |\tau_{charge}|$. Pour un angle du coude (α) de 90° , les valeurs absolues des moments de force sont $r_{muscle} F_{muscle} = r_{charge} F_{charge}$, d'où r_{muscle} est la distance entre le coude et le point d'insertion du biceps sur l'avant-bras, F_{muscle} est la force générée par le biceps, r_{charge} est la longueur de l'avant-bras, et F_{charge} est la force de réaction, c'est-à-dire, la force mesurée sur la main. De même, quand un sujet fait sa force maximale dans le même angle, cette équation

devient $r_{muscle} F_{muscleMAX} = r_{charge} F_{chargeMAX}$. Si la première équation est divisée par la deuxième, la relation entre ces deux forces normalisée est obtenue, c'est-à-dire, le moment de force est normalisé par sa valeur maximale pour un angle donné. Puisque r_{muscle} et r_{charge} sont constants pour chaque angle du coude, la valeur normalisée de F_{muscle} est égale à celle de F_{charge} . Donc, la force mesurée et la force musculaire normalisées sont comparables. Pour cela, nous allons proposer dans ce chapitre un protocole expérimental et des méthodes de traitement du signal permettant cette comparaison.

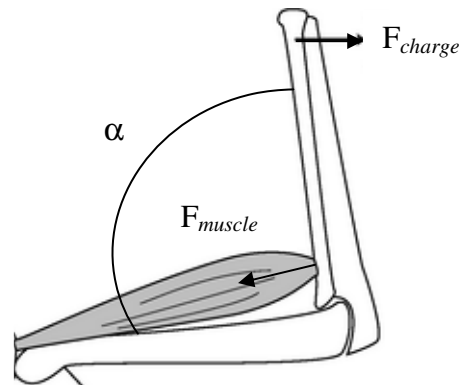


Figure 4.1 Schéma de la contraction du biceps (F_{charge} : force de réaction ; F_{muscle} : force générée par le biceps ; α : angle du coude)

4.2 Expérimentation

4.2.1 Recueil du signal EMG et du signal de force

4.2.1.1 Sujets

Nous avons choisi le muscle du biceps et effectué une série d'exercices isométriques du bras droit avec différents niveaux de force et angles du coude. Nous avons sélectionné dix sujets droitiers, cinq hommes et cinq femmes, qui ont participé à ce test. Aucun sujet n'avait de problème neuromusculaire. Leurs caractéristiques sont présentées Tableau 4.1:

Age (an)	Taille (cm)	Poids (kg)
25,8±2,0	172,6±9,0	68,1±13,6

Tableau 4.1 Caractéristiques des sujets

4.2.1.2 Mise en place de l'expérimentation

1) Pose des électrodes de surface

Lorsqu'on utilise des électrodes de surface pour mesurer l'activité SEMG du muscle choisi, l'impédance des tissus joue un grand rôle. Si elle est élevée, comme cela se rencontre au niveau des tissus adipeux, des peaux grasses et sales, d'une kératinisation cutanée ou d'une peau sénile, elle atténue le signal et accroît le niveau des bruits parasites. Préalablement à la pose des électrodes, il faut préparer la peau du sujet pour obtenir une résistance inter-électrode inférieure à 10 k Ω , en suivant les trois étapes suivantes :

- Rasage des poils dans la zone d'intérêt;
- Frottement avec une pâte abrasive pour éliminer la couche cornée de l'épiderme ;
- Dégraissage à l'aide d'un mélange composé d'acétone et d'alcool.

L'activité EMG a été enregistrée au moyen d'une électrode double de surface Noraxon (Noraxon Dual Electrode) formée de deux électrodes Ag/AgCl d'un diamètre de 10 mm. A l'aide de ses collerettes autocollantes, les électrodes enduites de gel conducteur hypoallergénique sont fixées de façon bipolaire, en dérivation longitudinale sur le biceps du bras droit (Figure 4.2), et avec une distance inter-électrode de 20 mm. Une électrode de référence est placée dans une zone électriquement neutre : le coude.



Figure 4.2 Position des électrodes sur le biceps. L'électrode de référence est sur le coude.

2) Enregistrement du signal EMG

Le sujet est allongé sur un lit ergonomique (Figure 4.3). Son bras droit est posé horizontalement sur ce lit afin d'éviter tout mouvement indésirable. Son avant-bras droit effectue les contractions isométriques dans le plan sagittal, à plusieurs niveaux de force et avec différentes valeurs d'angle du coude. La main droite est reliée par une poignée à un capteur de force. Grâce à une poulie, la force horizontale générée par le sujet est convertie en force verticale pour être mesurée par le capteur de force.

Un oscilloscope est posé devant le sujet pour deux objectifs : (1) montrer la consigne à suivre : niveau de force exigé ou forme de force souhaité (cette dernière étant alors générée par un générateur de signal); (2) visualiser la force générée par le sujet (feedback visuel). Une erreur de $\pm 5\%$ entre la consigne et la force générée est acceptée dans tous les exercices.

Pour bien vérifier et maintenir l'angle du coude lors d'une contraction isométrique, un goniomètre flexible (Flexible 2D Goniometer, Biometrics LTD UK) est collé avec le ruban adhésif double face sur la surface du bras et de l'avant-bras droit le long de l'os. Une erreur de $\pm 5\%$ de l'angle de consigne est acceptée dans notre exercice.

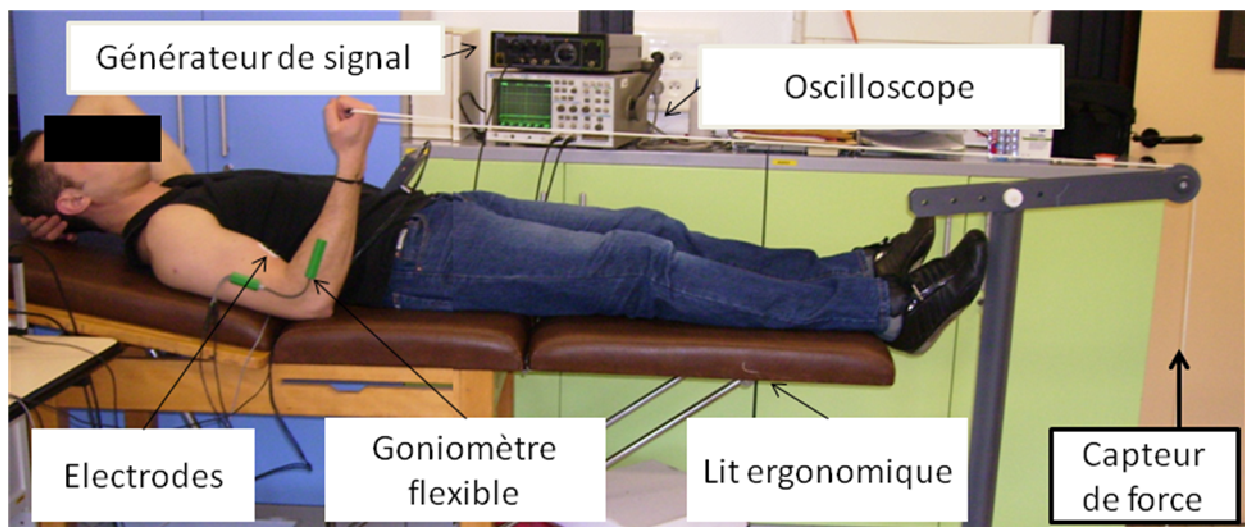


Figure 4.3 Position du sujet et mise en place des dispositifs pour l'expérimentation.

Le signal EMG de surface du biceps est recueilli via un système de transmetteur portable (TeleMyo 2400T G2 transmitter, Noraxon), combiné avec un récepteur (TeleMyo 2400R G2 receiver, Noraxon) par une technologie WiFi. Ce système comprend des

amplificateurs (de gain allant de 500 à 4000) et des filtres passe-bande (10-500 Hz pour l'EMG de surface).

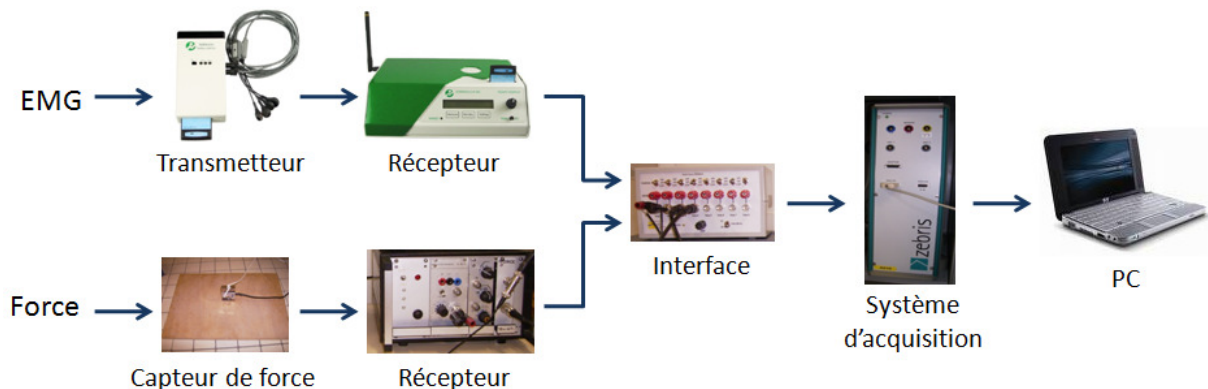


Figure 4.4 Chaîne d'acquisition du signal EMG et du signal de force.

Tous les dispositifs sont synchronisés avant le test. Un PC associé à un système d'acquisition (CMS-HS system, Zébris) permet d'enregistrer simultanément tous les signaux mécaniques et électriques à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz (Figure 4.4).

4.2.1.3 Protocole expérimental

Les contractions isométriques ont été réalisées à trois angles du coude : 60°, 90° et 120°, avec 0° considéré comme la pleine extension du coude. L'ordre des angles du coude pour chaque sujet était aléatoire. Un intervalle de repos de 5 min était permis entre les différents angles du coude pour éviter la survenue de fatigue. A chaque angle du coude, les sujets ont réalisé les trois mêmes épreuves successivement.

1) Contraction maximale volontaire (MVC):

Le sujet devait faire trois fois une contraction isométrique volontaire maximale. La MVC était calculée comme étant la force maximale générée durant ces trois contractions. Chaque contraction comprend une force constante de 5 s et un intervalle de repos de 3 min entre les contractions. Après le test de la MVC, le sujet s'est ensuite reposé pendant 5 min pour récupérer.

2) Contraction isotonique:

La contraction isotonique a consisté en une contraction dont la force est constante. Après une période d'entraînement, trois niveaux de force (20%, 50% et 80% MVC) ont été

réalisés dans un ordre aléatoire afin d'empêcher un biais systématique en raison des effets de l'ordre ou de la fatigue. Il y a eu trois essais de 5 s de force constante pour chaque niveau de force, encadrées d'une seconde de montée de l'effort, pour sa stabilisation, et d'une seconde de relâchement. Les essais étaient répétés si la force mesurée n'était pas entre $\pm 5\%$ de la valeur de consigne. Le contrôle de la force se faisait visuellement sur l'écran de l'oscilloscope. Un intervalle de repos de 3 min était alloué entre les essais ou les niveaux de force.

3) Contraction anisotonique :

Suite aux contractions isotoniques, le sujet devait faire des contractions anisotoniques, c'est-à-dire, des contractions de force variable. Chaque consigne de force de 2 s, générée par le générateur du signal et visualisée à l'oscilloscope, comporte deux phases linéaires symétriques, une phase ascendante (1 s) et une phase descendante (1 s), avec la valeur maximale au milieu de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC. Pour assurer la reproductibilité des contractions, un entraînement du sujet avant l'exercice proprement dit, s'est avéré indispensable. Le contrôle de la force s'est fait aussi sur l'écran de l'oscilloscope. Après l'entraînement, trois essais ont été faits pour chaque niveau de force respectivement (20%, 50%, 80% ou 100% MVC). Un intervalle de repos de 3 min était permis entre les essais ou les niveaux de force.

4.2.2 Traitement des signaux

4.2.2.1 Contraction isotonique

Les signaux EMG et force recueillis pendant une fenêtre d'une seconde au milieu de la durée de toute la contraction (entre la 3^{ème} et la 4^{ème} seconde à partir du début de la contraction, Figure 4.5) sont pris en compte dans notre analyse. En effet, cette fenêtre de données évite le dépassement initial ou le déclin final, et représente en général une portion stable de la force.

La moyenne de la force est calculée dans la fenêtre définie ci-dessus pour chaque contraction. Puis, la moyenne de trois essais pour un même angle du coude et un même niveau de force est utilisée pour l'analyse statistique. Pour comparer les résultats expérimentaux et simulés, toutes les forces sont normalisées par la MVC de chaque sujet et de chaque angle de coude.

Le signal EMG recueillis dans cette fenêtre d'une seconde est traité en utilisant trois méthodes d'analyse présentées ci-dessous.

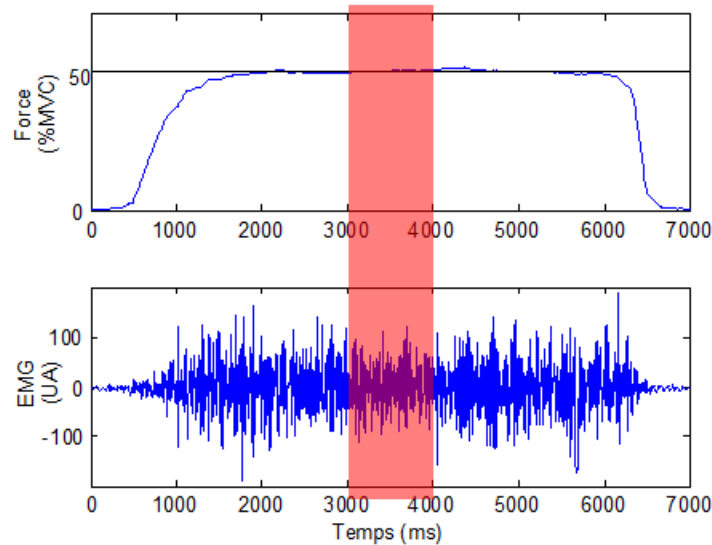


Figure 4.5 Signaux EMG et force recueillis dans une contraction isotonique à 50%MVC (Rectangle rouge : fenêtre d'une seconde au milieu de la contraction, c'est-à-dire, ici entre la 3ème et la 4ème seconde à partir du début de la contraction).

1) Domaine temporel

Le signal EMG est quantifié dans le domaine temporel par sa moyenne quadratique (RMS) en calculant la racine de la moyenne des carrés :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-T/2}^{t+T/2} (x(t))^2 \cdot dt} \quad (4.1)$$

où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, T est l'intervalle de temps (1 s).

Cet indicateur nous permet de quantifier l'amplitude de l'EMG sur un intervalle de temps fixe en éliminant la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires. Pour comparer des résultats expérimentaux et simulés, toutes les valeurs RMS sont normalisées par la valeur RMS de la MVC de chaque sujet obtenue pour chaque angle de coude.

2) Domaine fréquentiel

La transformée de Fourier (TF) est un outil classique de traitement du signal. En analysant le contenu spectral du signal, cette FT permet de dévoiler et de représenter dans le domaine fréquentiel des caractéristiques que la simple représentation temporelle ne permet pas de percevoir. Son expression mathématique est la suivante:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (4.2)$$

où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, $X(f)$ est sa transformée de Fourier.

Un indicateur fréquentiel, la fréquence médiane (FMD), est dérivé de la transformée de Fourier à l'aide de la formule suivante :

$$\int_0^{FMD} P(f)df = \int_{FMD}^{\infty} P(f)df \quad (4.3)$$

où $P(f)$ est densité spectrale de puissance (DSP).

Dans notre analyse, la fréquence médiane du signal EMG est calculée à partir du spectre de puissance (DSP), estimé en utilisant la méthode de Welch (cf § 1.2.2).

3) Domaine spectral

Dans notre analyse, deux pentes sont extraites des spectres DSP expérimentaux des signaux EMG à partir de la fréquence "maximale" f_0 (cf § 1.2.2): la pente gauche est définie comme la pente de régression linéaire dans les basses fréquences (avant f_0) et la pente droite définie comme la pente de régression linéaire dans les hautes fréquences (après f_0) (cf figure 1.15). Ces deux pentes sont quantifiées pour chaque niveau de force et chaque angle du coude.

4.2.2.2 Contraction anisotonique

Pour bien comparer les signaux EMG et force recueillis pour les contractions anisotoniques, qui comprennent deux phases d'une seconde, il faut tout d'abord définir les bouffées d'EMG à analyser. Toutes ces bouffées sont synchronisées par rapport à l'instant où la force devient maximale. Puis on revient 1000 points en arrière pour marquer le début de la bouffée. On prend ensuite 2000 points à partir de ce point de début pour obtenir une bouffée

totale qui comprend les informations intéressantes (Figure 4.6). On obtient donc des bouffées synchronisées de même durée, égale à 2000 points (2 s).

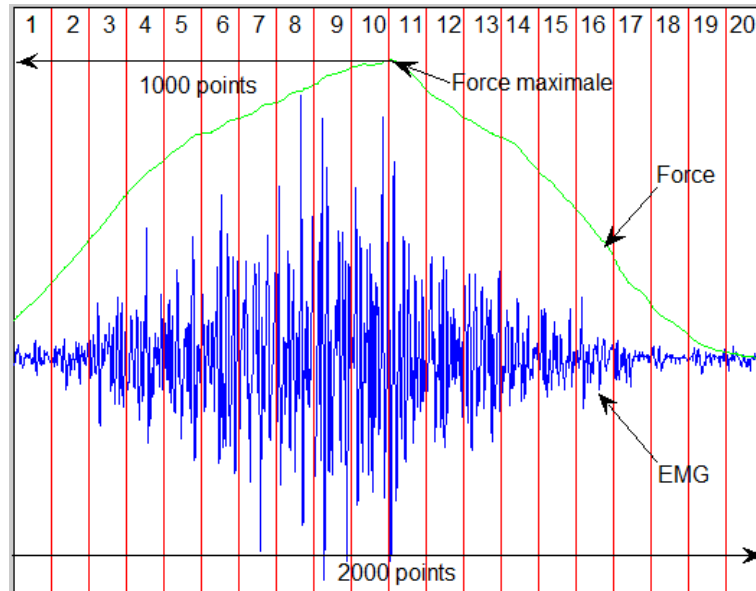


Figure 4.6 Définition d'une bouffée et des différentes zones

Puisque la force est variable dans les contractions anisotoniques, nous avons traité les signaux de deux manières différentes afin d'explorer les caractéristiques des signaux, ainsi que la relation entre la force et les paramètres de l'EMG, dans chaque phase.

1) Analyse classique

Cette partie du traitement de l'EMG s'appuie sur la transformée de Fourier. Cette transformation permet de décrire la répartition des composantes fréquentielles du signal $x(t)$ sans nous renseigner sur les instants de l'apparition de celles-ci. Les renseignements fréquentiels obtenus le sont ainsi au détriment de la description temporelle explicite du signal. Cette méthode ne convient donc pas à tous les types de signaux, notamment aux signaux non-stationnaires. Par contre, si un signal non-stationnaire peut être divisé en sous-intervalles, ou fenêtres, où la stationnarité ou la quasi-stationnarité locale existe, la transformée de Fourier peut être encore utilisée pour chaque fenêtre. Des largeurs de fenêtre plus courtes permettent une bonne résolution en temps, mais une faible résolution de fréquence ; les largeurs de fenêtre plus longues permettent une bonne résolution de fréquence, mais une faible résolution en temps. En général, la largeur de fenêtre acceptée est d'environ 250 ms pour un signal EMG

typique [Hostens et coll., 2004; Merletti et coll., 1992]. Mais dans une étude pour les contractions en rampe et les contractions balistiques Ricard et coll. [Ricard et coll., 2005], ont choisi une fenêtre de $104,6 \pm 5,5$ ms pour les contractions en rampe et une fenêtre de $51,6 \pm 1,5$ ms pour les contractions balistiques. Puisque la force exigée dans notre test varie rapidement, nous avons pris un compromis entre ces valeurs et choisi une largeur de zone de 100 ms.

Pour estimer les variations de chaque bouffée en détail et comparer les signaux, à un instant donné dans différentes bouffées, on divise donc chaque bouffée en zones (Figure 4.6). Chaque zone possède 100 points et a donc une durée de 100 ms. Chaque phase de la bouffée comporte 10 zones respectivement, c'est-à-dire, les zones 1-10 dans la phase ascendante et les zones 11-20 dans la phase descendante.

La moyenne de la force est calculée dans chaque zone. Les mêmes paramètres du signal EMG que ceux présentés dans la contraction isotonique (RMS, FMD, pente gauche et pente droite dans la DSP logarithmique) sont aussi calculés pour chaque zone. On peut ainsi voir l'évolution dans une bouffée de chaque paramètre, qui est tracé en fonction de la zone.

2) Analyse instantanée

Dans notre travail, deux paramètres instantanés sont calculés pour analyser le signal EMG dans les contractions anisotoniques:

➤ **Fréquence médiane instantanée (FMDI)**

On calcule la fréquence médiane instantanée à partir de la transformée en ondelettes continues. L'ondelette mère que nous utilisons est l'ondelette de Morlet donnée par l'expression suivante :

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{t^2}{2}} e^{i5t} \quad (4.4)$$

Puis on calcule la valeur absolue du carré de la transformée en ondelettes continues pour obtenir le scalogramme $SCAL(t,f)$, qui donne la distribution d'énergie du signal dans le plan temps-fréquence.

A partir du scalogramme, on extrait une fréquence médiane instantanée (FMDI) selon la formule:

$$\int_0^{FMDI(t)} SCAL(t, f)df = \int_{FMDI(t)}^{\infty} SCAL(t, f)df \quad (4.5)$$

Les FMDI est calculés pour chaque bouffée définie. Un segment de 25 ms (25 échantillons) est ensuite sélectionné pour calculer une FMDI moyenne. Puis on analyse l'évolution de ce paramètre en fonction de la force dans les contractions.

➤ RMS instantané (RMSI)

L'énergie instantanée est égale au carré du signal :

$$EnI = |x(t)|^2 \quad (4.6)$$

Les valeurs de RMS sont calculées par la racine carrée de la moyenne des 25 énergies instantanées, c'est-à-dire, sur une fenêtre de 25 ms. Pour distinguer les valeurs de RMS obtenu par les deux manières ci-dessus, l'analyse classique et l'analyse instantanée, les valeurs calculées par la transformée en l'ondelette s'appellent RMS instantané (RMSI).

Le signal de force est traité de la même manière que la FMDI, et une moyenne de la force est calculée sur un segment de 25 ms. Par conséquent, pour chaque paramètre (RMSI, FMDI et force), on obtient alors 40 valeurs pour chaque phase de contraction (40 valeurs par seconde). On analyse la relation entre RMSI et force ou entre FMDI et force en traçant l'évolution de RMSI ou FMDI en fonction de la force dans chaque bouffée. La moyenne de trois essais pour un même angle du coude et un même niveau de force maximal est utilisée pour l'analyse statistique. Pour comparer des résultats expérimentaux et simulés, toutes les forces et RMSI sont normalisées par leur valeur respective de MVC pour chaque sujet et chaque angle de coude.

4.2.3 Analyse statistique

Un test paramétrique requiert un modèle à fortes contraintes (normalité des distributions, égalité des variances) pour lequel les mesures doivent avoir été réalisées dans une population qui a une distribution Gaussienne. Ces hypothèses sont d'autant plus difficiles à vérifier que les effectifs étudiés sont plus réduits. Puisqu'il n'y a que 10 sujets qui ont participé à notre expérimentation, le nombre des sujets ne satisfait pas la condition du test paramétrique. Des tests non paramétriques ont donc été choisis pour notre analyse statistique.

Dans le test statistique, un échantillon représente une partie extraite aléatoirement d'une population pour obtenir une évaluation de l'ensemble.

➤ Quand nous avons deux échantillons à comparer, le Test du Signe est utilisé s'ils sont appariés, tandis que le Test de Mann & Whitney est utilisé s'ils sont indépendants.

➤ Quand nous avons plus de deux échantillons à comparer, le Test de Friedman est utilisé s'ils sont appariés, et le Test de Kruskal et Wallis s'ils sont indépendants.

4.3 Simulation

4.3.1 Modélisation du biceps

Les paramètres physiologiques d'entrée de notre modèle EMG-Force ont été optimisés, dans le Chapitre 3, en utilisant trois critères pour les trois types de consigne de force. Les plages des paramètres optimales pour les simulations triangulaires sont considérées comme les plages des paramètres d'entrée de la simulation dont les résultats seront comparés aux données expérimentales. Mais, puisque les signaux réels sont recueillis à partir du biceps, et afin de pouvoir comparer au mieux les données simulées et expérimentales, certaines plages sont remplacées par les valeurs correspondantes trouvées dans la littérature pour le biceps (Tableau 4.2). Pour le biceps, toutes les UM sont recrutées à un niveau de force d'environ 80% MVC [Fuglevand et coll., 1993]; la moyenne de la vitesse de conduction des potentiels d'action le long de la fibre est de 3,62 m/s [Gydikov et Gantchev, 1989]; la longueur des fibres est environ 14 cm [An et coll., 1989]; le nombre de fibres dans une UM est estimé égal à 72 [Gath et Stalberg, 1981]; le biceps comprend approximativement 770 UM [Christensen, 1959]; le rapport de nombre entre les fibres lentes et les fibres rapides superficielles est 4:6 [Dahmane et coll., 2005]. Donc, on peut considérer qu'il y a 308 UM lentes ($770 \times 40\%$) et 462 UM rapides ($770 \times 60\%$). Dans la simulation, ces nouvelles valeurs sont utilisées comme valeurs moyennes des paramètres considérés, et l'écart type de chaque paramètre est pris égal à 5% de la valeur moyenne. La vitesse de conduction est plus importante pour les UMR que pour les UML. Après modification des paramètres, on peut vérifier que toutes les nouvelles valeurs appartiennent aux plages optimales, ce qui signifie que notre modèle s'adapte bien à la simulation des signaux du biceps.

Paramètres musculaires	Valeur moyenne
Plage de recrutement	80 %MVC
Vitesse de conduction	3,62 m/s
Nombre d'UML	308
Nombre d'UMR	462
Nombre de fibres per UM	72
Longueur de la fibre	14 cm

Tableau 4.2 Valeurs physiologiques du biceps

4.3.2 Simulation pour différents angles du coude

Dans notre expérimentation, nous avons fait des contractions pour trois angles du coude (60°, 90° et 120°), avec 0° considéré comme la pleine extension du coude. On peut noter que le biceps au repos est plus long pour un angle de 60° que pour un angle de 120°. Pour simuler les signaux générés pour ces trois différents angles, la longueur des fibres tirée aléatoirement pour la simulation est considérée comme la valeur à 90°. Puis, on doit modifier la longueur des fibres afin de simuler les signaux à 60° et 120°. Pour cela, une mesure de la longueur du biceps au repos est faite pour ces trois angles, pour les dix sujets qui ont participé à notre expérimentation. Le changement de la longueur du biceps entre 60° et 90° ou entre 120° et 90° est normalisé par la longueur du biceps à 90° pour chaque sujet. La moyenne des changements de longueur sur les dix sujets est montrée Tableau 4.3. Dans la simulation, on utilisera les valeurs moyennes (13,2% et -10,1%) et un écart-type de 5% de leur moyenne. Pour distinguer les angles expérimentaux et simulés, on représente par S60°, S90° et S120° les trois angles correspondants à la simulation.

	Entre 60° et 90°	Entre 120° et 90°
Changement normalisé (%)	13,2±8,3	-10,1±5,9

Tableau 4.3 Changement de la longueur du biceps en fonction des angles du coude

4.3.3 Simulation des différentes forces

Quand le muscle se contracte, sa section transverse augmente. Donc, la profondeur de la fibre musculaire augmente relativement à la position des électrodes en surface. Plus la force générée est importante, plus la fibre est profonde. Il y a une relation positive entre la variation de l'épaisseur du muscle et la force. Pour simuler les signaux générés pour les quatre niveaux

de force différents (20%, 50%, 80% et 100% MVC), on a besoin d'informations concernant le changement de l'épaisseur du muscle en fonction de la force. Nous avons donc utilisé une mesure de variations de la circonférence du bras lors de la contraction, grâce à une jauge à mercure positionnée autour du bras, pour les quatre niveaux de force et les dix sujets qui ont participé à notre expérimentation. Cette mesure nous permet en effet d'avoir une idée des variations du volume du muscle au cours de l'effort.

La jauge de mercure est un capteur qui permet de mesurer un changement de longueur et ceci en réalisant une fonction de transfert entre la longueur du tube à mercure et la résistance électrique du métal. Dans notre mesure, nous avons d'abord mesuré la circonférence du bras droit au repos, avec un mètre ruban, à trois angles de coude (60°, 90° et 120°), qui peut être considérée comme la mesure de référence. Ensuite, grâce à la jauge de mercure, située entre les deux électrodes de mesure de l'EMG du biceps, la circonférence, qui augmente du fait du gonflement du muscle contracté, est recueillie au cours de la contraction isométrique isotonique (20%, 50%, 80% ou 100% MVC) pour chaque angle. Cette variation, fonction de l'effort musculaire, est calculée en pourcentage de la circonférence de repos pour chaque angle. La Tableau 4.4 montre la moyenne des variations de la circonférence du bras sur les dix, sujets pour chaque angle et chaque niveau de force.

Variation normalisée (%)	20%MVC	50%MVC	80%MVC	100%MVC
60°	1,22±0,50	2,22±1,88	2,47±1,94	2,74±1,93
90°	1,65±1,03	2,04±1,05	2,47±1,14	2,95±1,38
120°	1,95±0,79	2,30±0,97	2,33±0,93	2,68±1,09

Tableau 4.4 Variation de la circonférence du bras pour trois angles du coude et quatre niveaux de force moyenné sur les 10 sujets.

Dans notre simulation, nous utiliserons la même variation normalisée pour l'épaisseur du biceps que celle mesurée pour la circonférence du bras lors d'une contraction, car c'est le biceps qui joue le rôle le plus important dans la variation de l'épaisseur du bras lors d'un effort de flexion.

Donc, lors d'une contraction simulée, l'évolution de l'épaisseur du muscle sera fonction de la consigne de force, avec une valeur de variation maximale dont la moyenne est tirée du Tableaux 4.4 et un écart-type de 5% de la moyenne.

4.3.4 Protocole de simulation

Nous avons créé 10 muscles avec les caractéristiques du biceps (Tableau 4.2) et les plages des paramètres optimales de la consigne triangulaire (Chapitre 3). Pour chaque muscle créé, deux groupes de simulations ont été faits de la manière suivante :

1) Contraction isotonique

Nous avons d'abord simulé les contractions isotoniques avec une consigne en plateau. Cette consigne de force de 2 s comporte trois phases : 0,3 s de phase ascendante, 1,4 s de plateau et 0,3 s de phase descendante). Quatre niveaux de plateau (20%, 50%, 80% et 100% MVC) sont simulés en prenant en compte les variations relatives de l'épaisseur du muscle (Tableau 4.4). Les signaux simulés dans ce cas sont considérés comme les signaux générés à un angle de $S90^\circ$. Ensuite, nous n'avons changé que la longueur du muscle, selon le Tableau 4.3, afin de simuler les signaux aux angles $S60^\circ$ et $S120^\circ$.

2) Contraction anisotonique

La simulation des contractions anisotoniques correspond à une consigne triangulaire symétrique de 2 s avec une valeur maximale au milieu de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC. Nous avons modifié l'épaisseur du muscle en fonction de la force et la longueur du muscle en fonction de l'angle de la même manière que pour la consigne en plateau.

Nous avons réalisé trois simulations pour chaque condition de simulation (4 niveaux de force \times 3 angles \times 2 types de consigne \times 10 muscles). Au total, 720 simulations ont été faites avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz.

4.3.5 Traitement du signal simulé

Pour la consigne en plateau (contraction isotonique), les signaux EMG et force générés pendant une fenêtre d'une seconde au milieu de toute la consigne (entre la 0,5ème et la 1,5ème seconde) sont pris en compte dans notre analyse, car la consigne dure 2 s et cette fenêtre de données évite le dépassement initial ou le déclin final, et représente une portion

stable de la force. Pour la consigne triangulaire (contraction anisotonique), tous les signaux de 2 s sont pris en compte. Nous avons traité ces signaux EMG et force simulés de la même manière que les signaux recueillis expérimentalement.

4.4 Résultats

4.4.1 Contraction isotonique

Pour chaque contraction isotonique expérimentale ou simulée, la moyenne de la force a été calculée sur une fenêtre d'une seconde au milieu de la contraction; quatre paramètres (RMS, FMD, pentes gauche et droite dans la DSP logarithmique) ont été aussi extraits de la même fenêtre pour les signaux EMG réels et simulés.

1) Force

L'évolution de la force mesurée expérimentalement en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes, est présentée pour les trois angles du coude Figure 4.7. La force mesurée est significativement plus importante pour les hommes que pour les femmes à tous les niveaux de force de consigne pour ces trois angles (Test de Mann & Whitney, $p < 0,05$). La force mesurée pour tous les sujets augmente significativement avec l'augmentation de la force de consigne pour les trois angles respectivement (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais il n'y a pas de différence significative entre ces trois angles pour chaque niveau de force de consigne (Test de Friedman, $p > 0,05$) (Figure 4.8). La Figure 4.9 montre la relation entre la force maximale (la force de MVC) et l'angle du coude. La force maximale semble plus importante à 90° qu'à 60° ou 120° , mais pas significativement (Test du Signe, $p > 0,05$). Pour bien comparer la force mesurée et la force simulée, toutes les forces sont normalisées par la MVC de chaque sujet et de chaque angle, et les valeurs normalisées sont présentées Tableau 4.5.

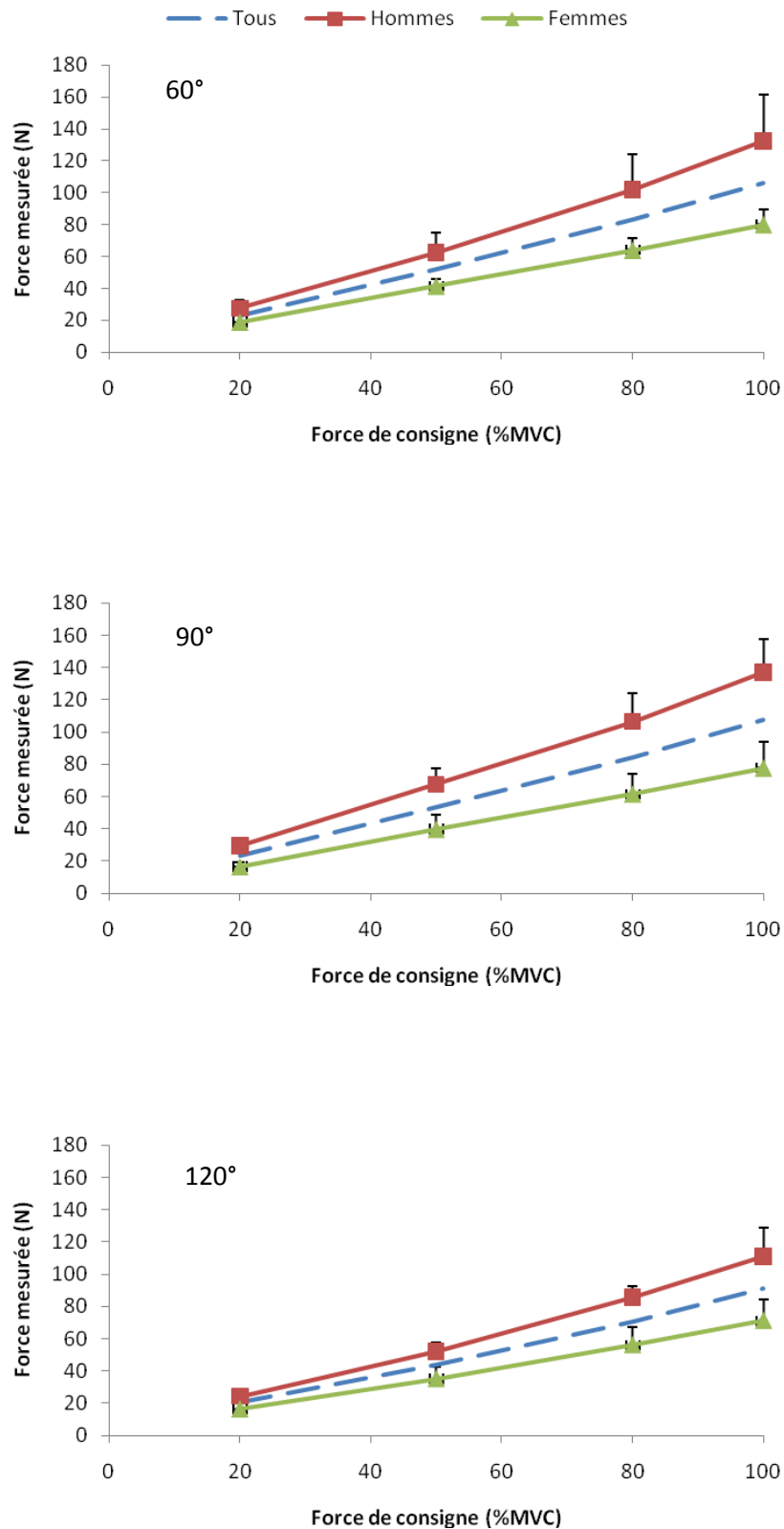


Figure 4.7 Force mesurée en fonction du niveau de force de consigne pour les hommes et les femmes pour les trois angles (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

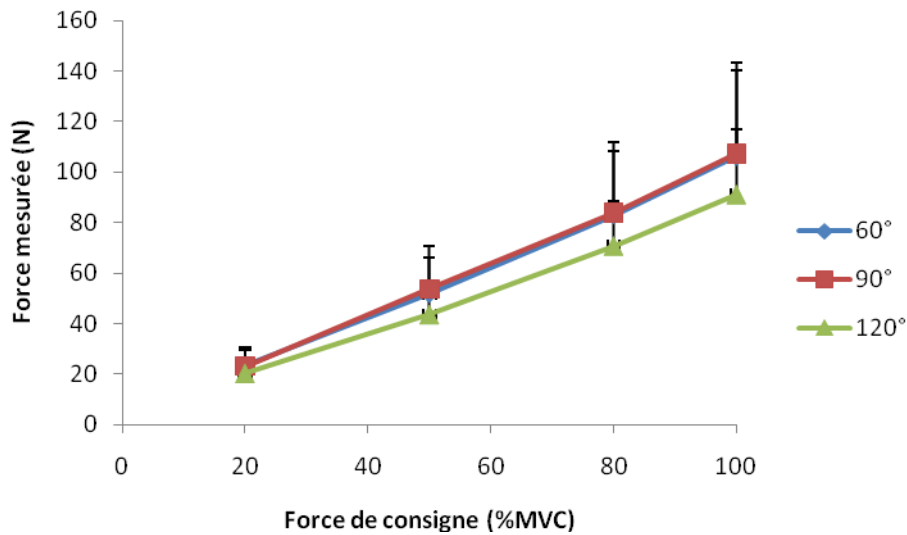


Figure 4.8 Relation entre la force mesurée et le niveau de force de consigne, moyennée sur tous les sujets, pour les trois angles.

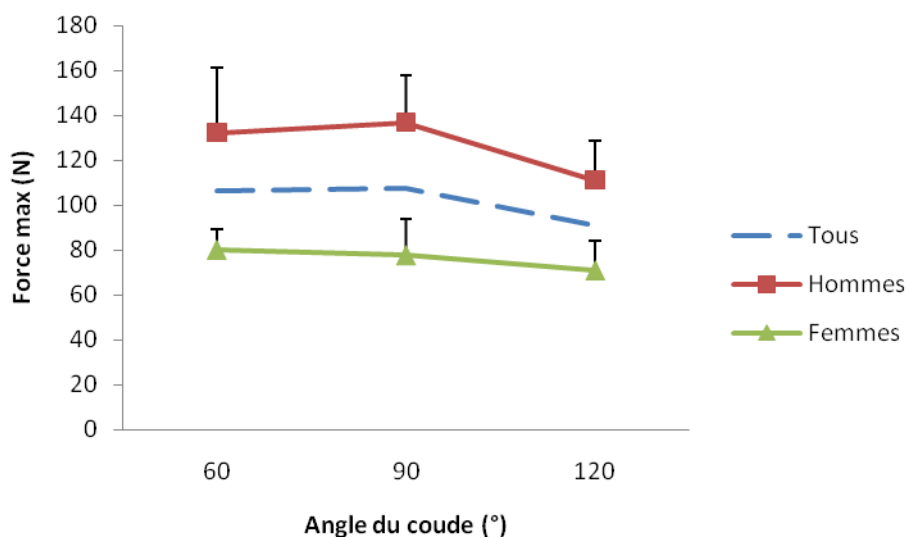


Figure 4.9 Relation entre la force maximale (la force de MVC) et l'angle du coude (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

Force mesurée (%MVC)	20% MVC	50% MVC	80% MVC	100% MVC
60°	20,3±0,5	49,7±2,2	78,7±2,7	96,4±1,3
90°	20,6±0,4	50,2±1,7	80,5±2,5	97,5±1,4
120°	20,4±2,6	49,8±1,8	78,6±2,5	96,5±1,4

Tableau 4.5 Force mesurée normalisée par la force de MVC.

Dans notre modèle, la force est estimée à partir d'une consigne de force qui est donnée en pourcentage de MVC. Donc, les forces simulées obtenues sont déjà normalisée en pourcentage de MVC. Toutes les valeurs de la force simulée en sortie du modèle sont présentées Tableau 4.6. L'erreur RMS entre la force simulée et la consigne, dans toutes les simulations, est inférieure à 3%, ce qui correspond au nouveau critère de validité que nous avons proposé pour l'optimisation de notre modèle.

Force simulée (%MVC)	20% MVC	50% MVC	80% MVC	100% MVC
S60°	20,2±0,2	50,3±0,2	80,6±0,6	99,5±0,5
S90°	20,2±0,1	50,1±0,2	80,6±0,7	99,9±0,1
S120°	20,1±0,2	50,1±0,1	80,5±0,6	99,6±0,3

Tableau 4.6 Force simulée normalisée en pourcentage de MVC.

2) Amplitude 'root mean square' (RMS)

L'évolution de l'amplitude RMS du signal EMG recueilli en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes, est présentée pour les trois angles du coude (Figure 4.10). La RMS est significativement plus importante pour les hommes que pour les femmes à tous les niveaux de force commandés sous ces trois angles (Test de Mann & Whitney, $p < 0,05$).

Pour tous les sujets (Figure 4.11) et toutes les simulations (Figure 4.12), la RMS augmente significativement avec l'augmentation de la force de consigne pour les trois angles (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais il n'y a pas de différence significative entre ces trois angles pour chaque niveau de force de consigne (Test de Friedman, $p > 0,05$).

Pour les données expérimentales, la RMS maximale semble plus importante à 90° qu'à 60° ou 120°, mais pas significativement (Test du Signe, $p > 0,05$) (Figure 4.13). On observe la même chose pour les résultats simulés (Figure 4.14).

Pour les expérimentations (Figure 4.15) et les signaux simulés (Figure 4.16), il y a une relation significative entre la RMS normalisée et le niveau de force pour les trois angles (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais pas de différence significative entre les angles pour toutes les forces de consignes (Test de Friedman, $p > 0,05$). C'est-à-dire que l'angle du coude n'a pas d'influence significative sur la relation entre la RMS normalisée et la force.

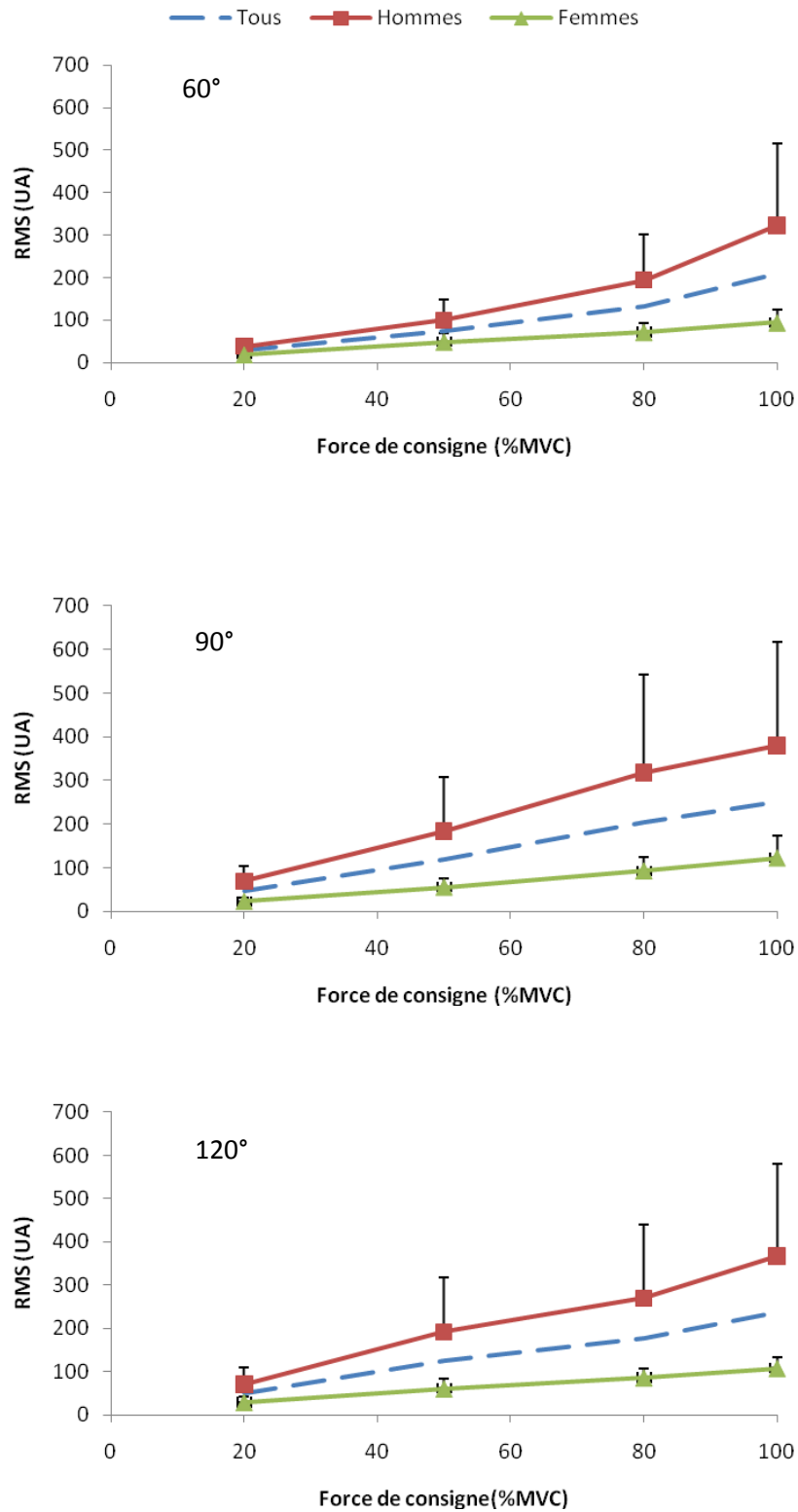


Figure 4.10 RMS en fonction du niveau de force de consigne pour les hommes et les femmes pour les trois angles (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

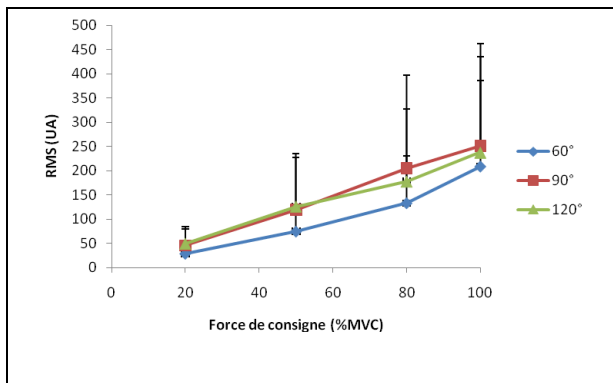


Figure 4.11 Relation entre la RMS et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et les trois angles.

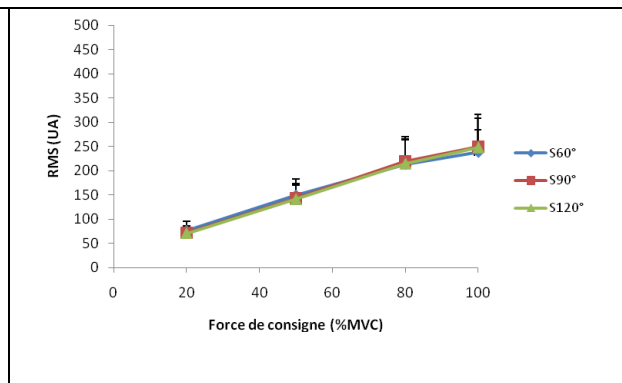


Figure 4.12 Relation entre la RMS et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.

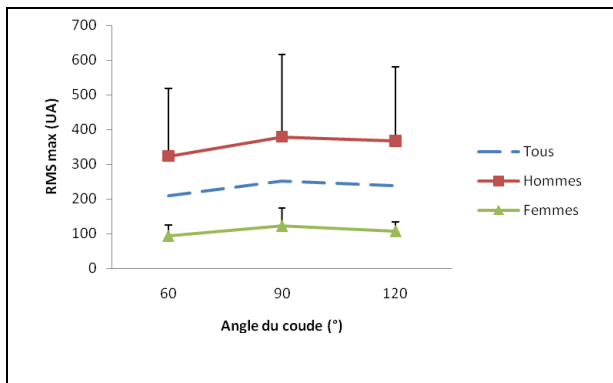


Figure 4.13 Relation entre la RMS maximale (RMS de la MVC) et l'angle du coude (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

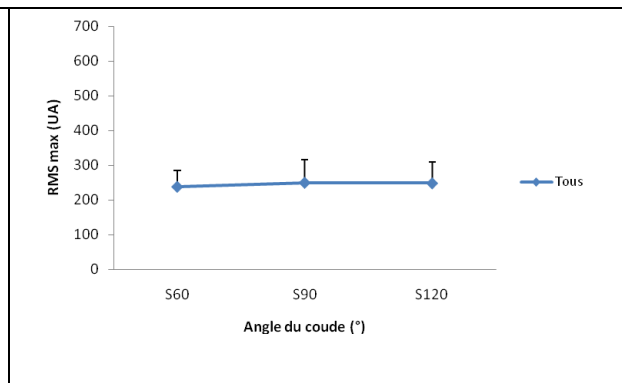


Figure 4.14 Relation entre la RMS maximale (RMS de la MVC) et l'angle simulé.

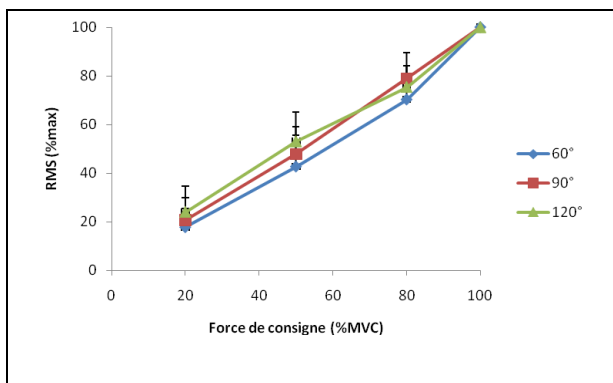


Figure 4.15 Relation entre la RMS normalisée et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et les trois angles.

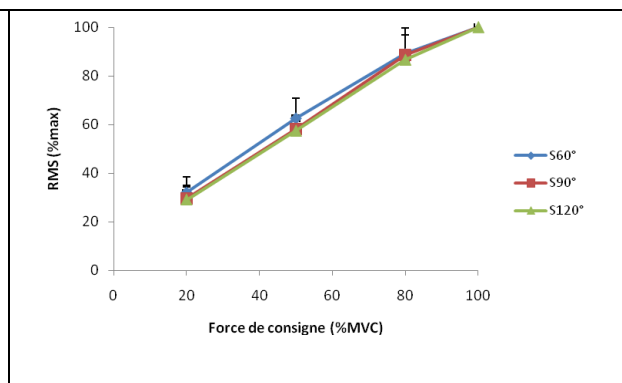


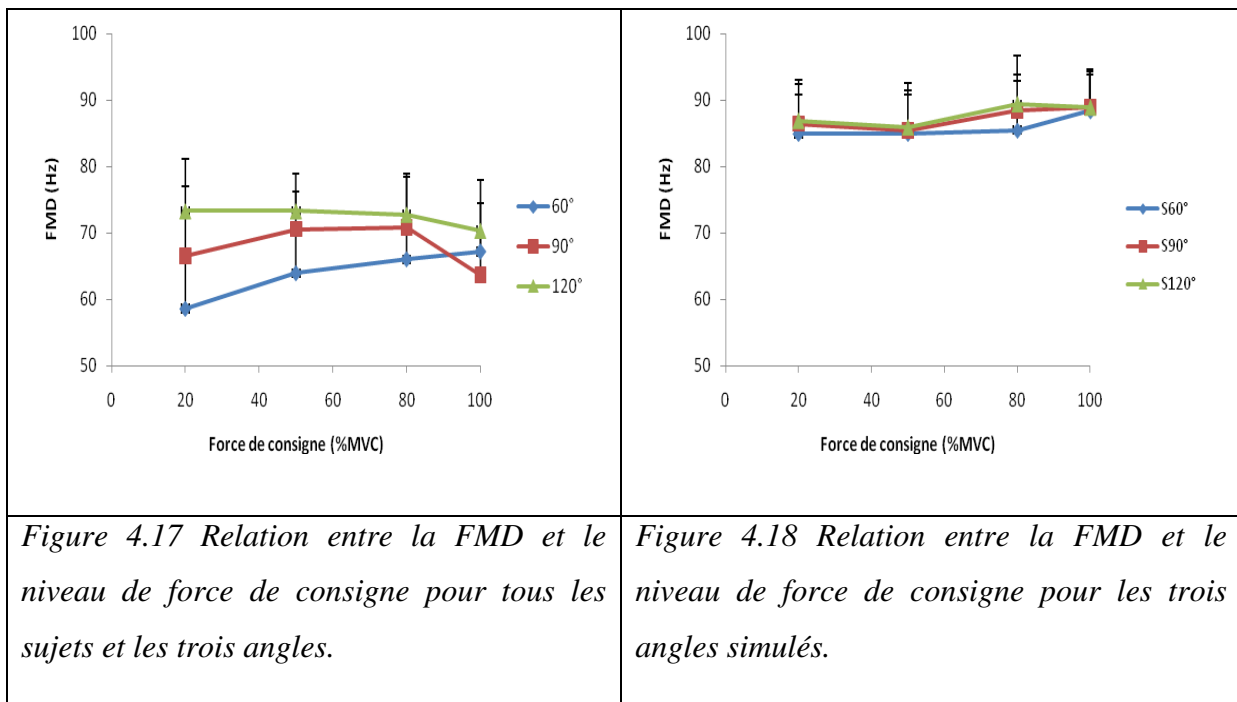
Figure 4.16 Relation entre la RMS normalisée et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.

3) Fréquence médiane (FMD)

Pour l'expérimentation, le niveau de force a une influence significative sur la FMD pour tous les sujets à 60° et 90° (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais pas significative à 120°. L'angle du coude a une l'influence significative sur la FMD pour chaque niveau de force de consigne (Test de Friedman, $p < 0,05$). Généralement la FMD décroît avec l'accroissement de la longueur du muscle (Figure 4.17).

Pour la simulation (Figure 4.18), Le niveau de force n'a pas de l'influence significative sur la FMD pour ces trois angles simulés (Test de Friedman, $p > 0,05$). L'angle n'a pas d'influence significative sur la FMD pour chaque niveau de force de consigne (Test de Friedman, $p > 0,05$), mais généralement la FMD décroît avec la diminution de l'angle, c'est-à-dire, l'accroissement de la longueur du muscle.

De plus, la relation entre la FMD du signal EMG recueilli et le niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes, est présentée pour les trois angles du coude (Figure 4.19). La FMD est plus importante pour les hommes que pour les femmes à tous les niveaux de force de consigne pour ces trois angles, mais pas significativement (Test de Mann & Whitney, $p > 0,05$).



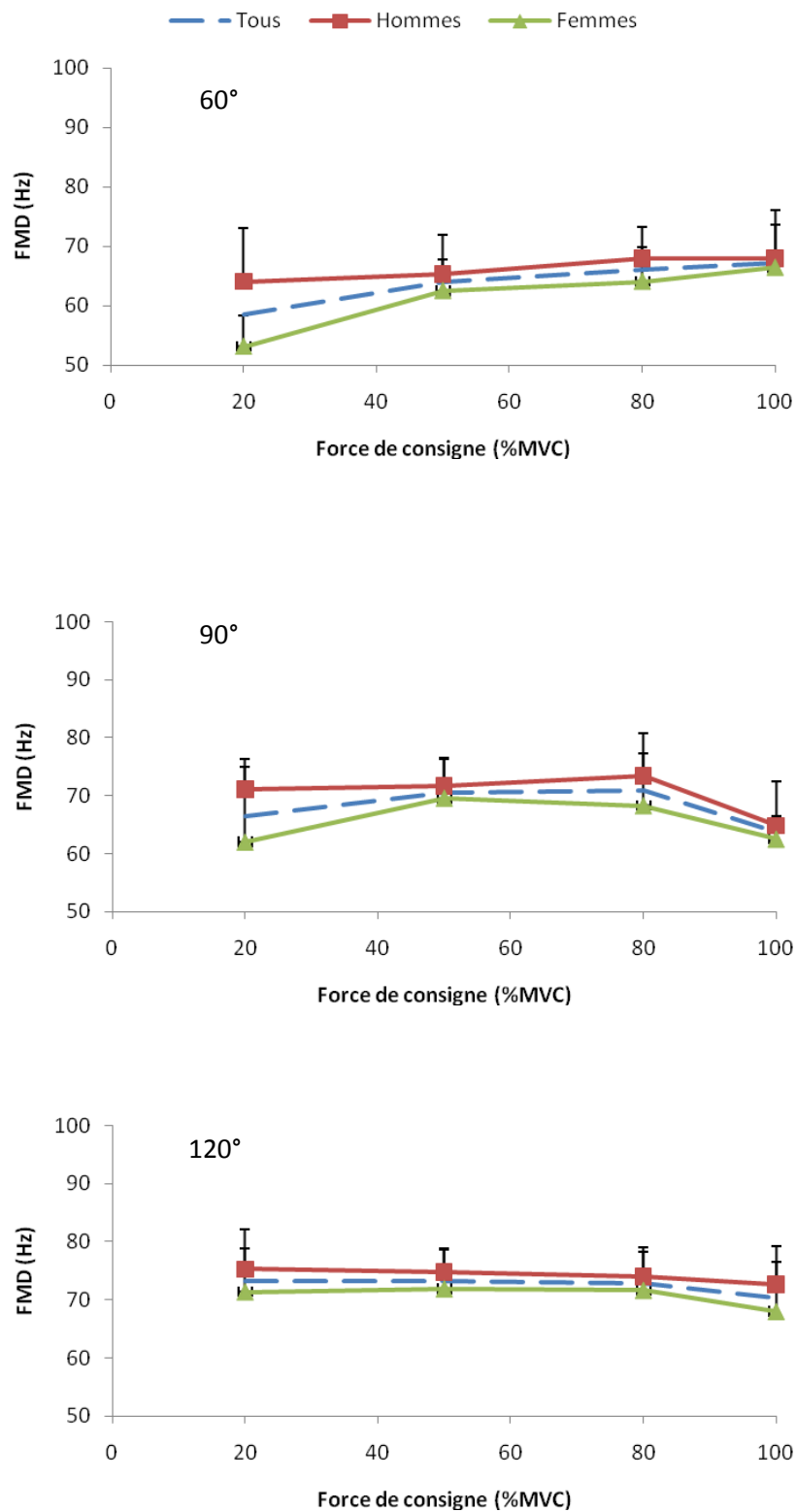


Figure 4.19 FMD en fonction du niveau de force de consigne pour les hommes et les femmes pour les trois angles (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

4) Pente gauche

La pente gauche, extraite de la DSP logarithmique du signal EMG recueilli, pour tous les sujets augmente significativement avec l'augmentation de la force de consigne à 90° (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais ne varie pas significativement à 60° et 120° (Figure 4.20). Par contre, pour la simulation (Figure 4.21), la pente gauche ne varie pas significativement avec l'augmentation de la force de consigne pour ces trois angles (Test de Friedman, $p > 0,05$), mais elle montre une tendance à l'augmentation à 90°. De plus, il n'y a pas de différence significative entre ces trois angles pour chaque niveau de force de consigne dans l'expérimentation et la simulation (Test de Friedman, $p > 0,05$).

De plus, l'évolution de la pente gauche en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes, est présentée pour les trois angles du coude (Figure 4.22). La différence de la pente gauche n'est pas significative entre les hommes et les femmes à tous les niveaux de force de consigne pour ces trois angles (Test de Mann & Whitney, $p > 0,05$).

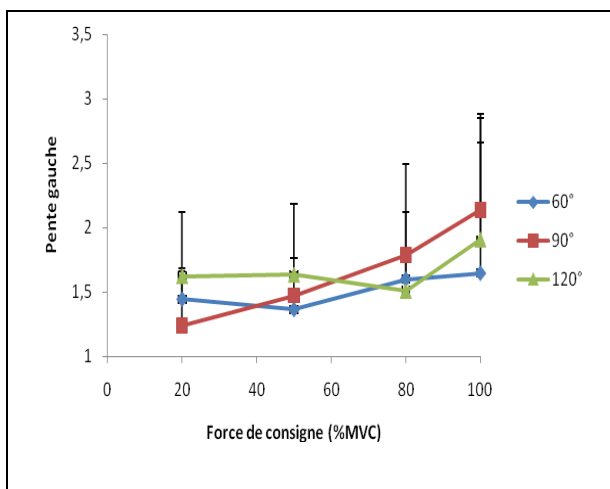


Figure 4.20 Relation entre la pente ganche et le niveau de force de consigne pour tous les sujets, pour les trois angles.

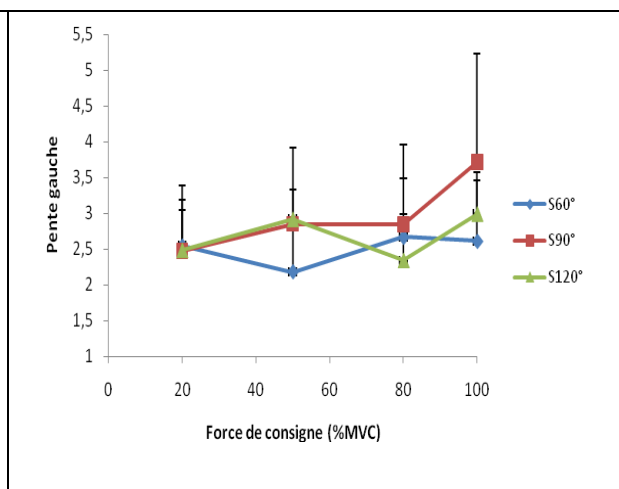


Figure 4.21 Relation entre la pente ganche et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.

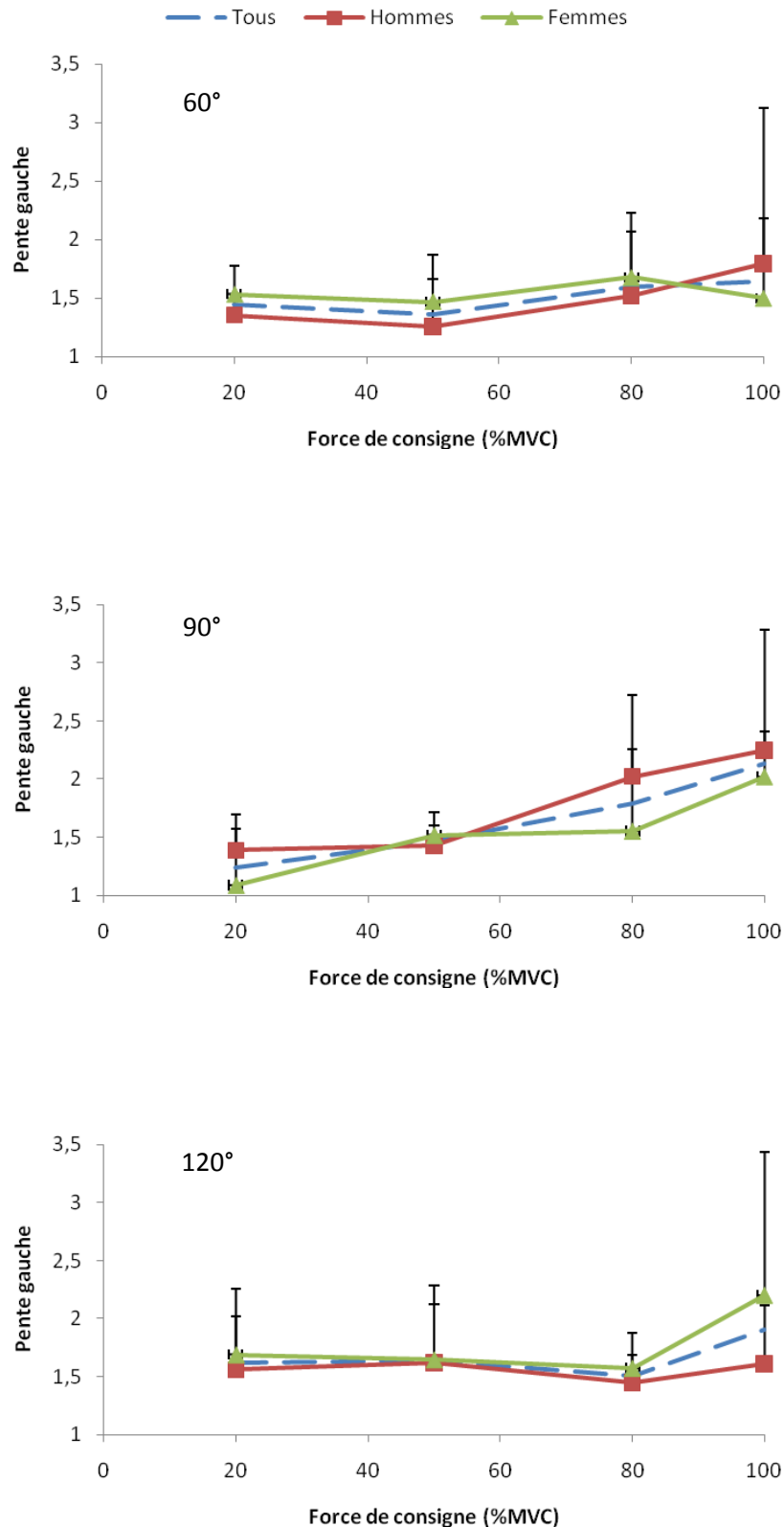


Figure 4.22 Pente gauche, extraite de la DSP logarithmique du signal EMG, en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes et pour les trois angles (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

5) Pente droite

La pente droite, extraite de la DSP logarithmique du signal EMG recueilli, pour tous les sujets diminue significativement avec l'augmentation de la force de consigne et pour les trois angles (Test de Friedman, $p < 0,05$). De plus, il n'y a pas de différence significative entre ces trois angles pour tous les niveaux de force de consigne, sauf pour 20% MVC (Test de Friedman, $p > 0,05$). A 20% MVC, la différence est significative entre 60° et 120° (Test du Signe, $p < 0,05$) (Figure 4.23).

Pour la simulation (Figure 4.24), la pente droite diminue significativement avec l'augmentation de la force de consigne à S60° (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais ne diminue pas significativement à S90° et S120° (Test de Friedman, $p > 0,05$). De plus, il n'y a pas de différence significative entre ces trois angles pour tous les niveaux de force de consigne (Test de Friedman, $p > 0,05$).

De plus, l'évolution de la pente droite en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes, est présentée pour les trois angles du coude (Figure 4.25). La différence de la pente droite n'est pas significative entre les hommes et les femmes pour tous les niveaux de force de consigne pour ces trois angles (Test de Mann & Whitney, $p > 0,05$).

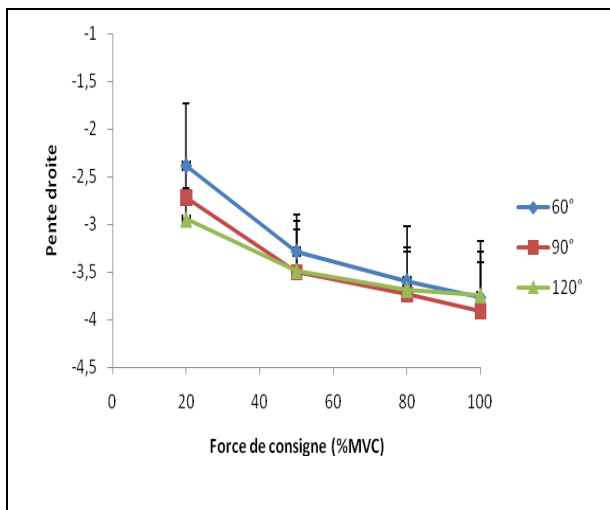


Figure 4.23 Relation entre la pente droite et le niveau de force de consigne pour tous les sujets et pour les trois angles.

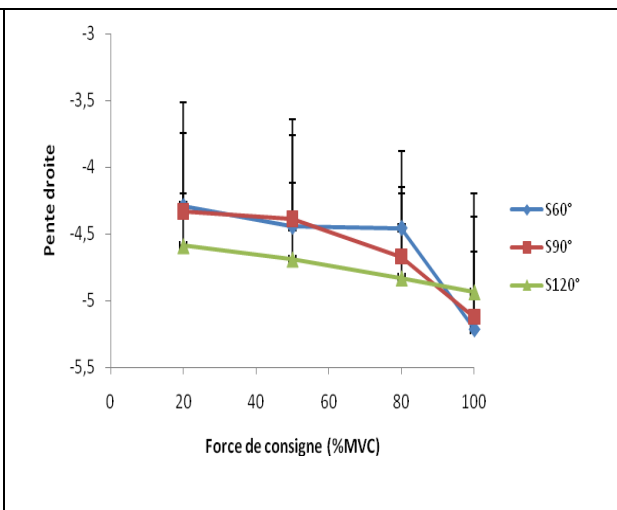


Figure 4.24 Relation entre la pente droite et le niveau de force de consigne pour les trois angles simulés.

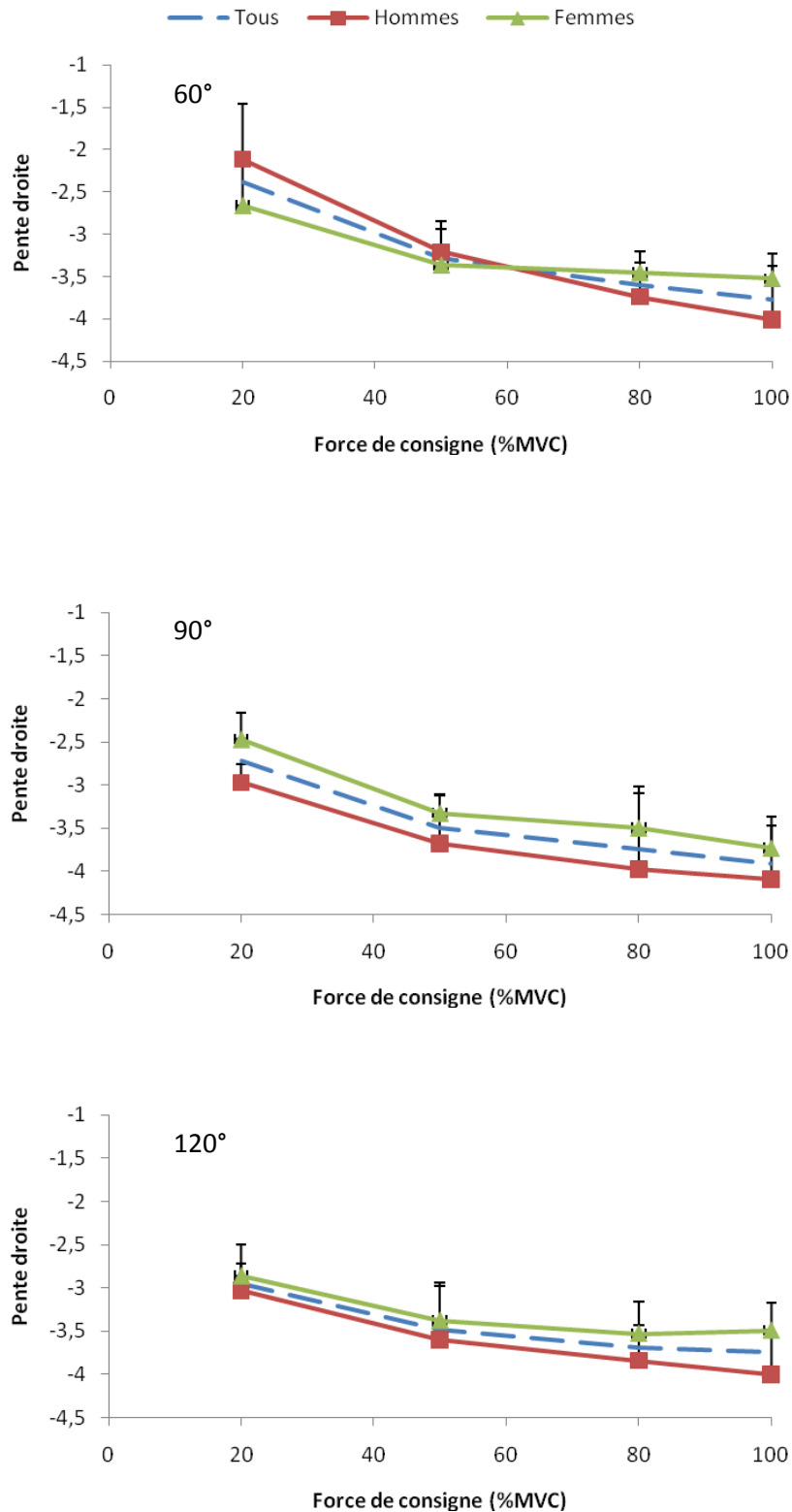


Figure 4.25 Pente droite, extraite de la DSP logarithmique du signal EMG, en fonction du niveau de force de consigne, pour les hommes et les femmes et pour les trois angles (La ligne pointillée représente la moyenne de tous les sujets).

4.4.2 Contraction anisotonique

Nous avons traité les signaux recueillis ou simulés dans les contractions anisotoniques de deux manières différentes : l'une est l'analyse classique et l'autre est l'analyse instantanée. Dans toutes ces analyses, la force et la RMS (ou la RMSI) sont normalisées par leur valeur respective de MVC.

4.4.2.1 Analyse classique

1) Force

L'évolution des forces expérimentales et simulées en fonction de la zone est présentée aux Figures 4.26 et 4.27 respectivement. Dans toutes les contractions expérimentales ou simulées, avec une valeur maximale de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC, pour les trois angles, la force augmente significativement dans la phase ascendante, et diminue significativement dans la phase descendante (Test de Friedman, $p < 0,05$). Le coefficient de corrélation (R) entre la force expérimentale et la force simulée dans chaque phase (phase ascendante : Zone 1-10 ; phase descendante : Zone 11-20) est calculé pour tous les niveaux de consigne et d'angle (Tableau 4.7). Les valeurs en sont toujours élevées, comprises entre 0,97 et 1.

2) RMS

L'évolution en fonction de la zone de la RMS des signaux EMG expérimentaux et simulés est présentée Figures 4.28 et 4.29 respectivement. Dans toutes les contractions expérimentales ou simulées avec une valeur maximale de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC, pour les trois angles, la RMS augmente significativement dans la phase ascendante, et diminue significativement dans la phase descendante (Test de Friedman, $p < 0,05$). Le coefficient de corrélation (R) entre la RMS expérimentale et la RMS simulée dans chaque phase (phase ascendante : Zone 1-10 ; phase descendante : Zone 11-20) est calculé pour tous les niveaux de consigne et d'angle (Tableau 4.8). Les valeurs sont là encore élevées (0,85-0,99).

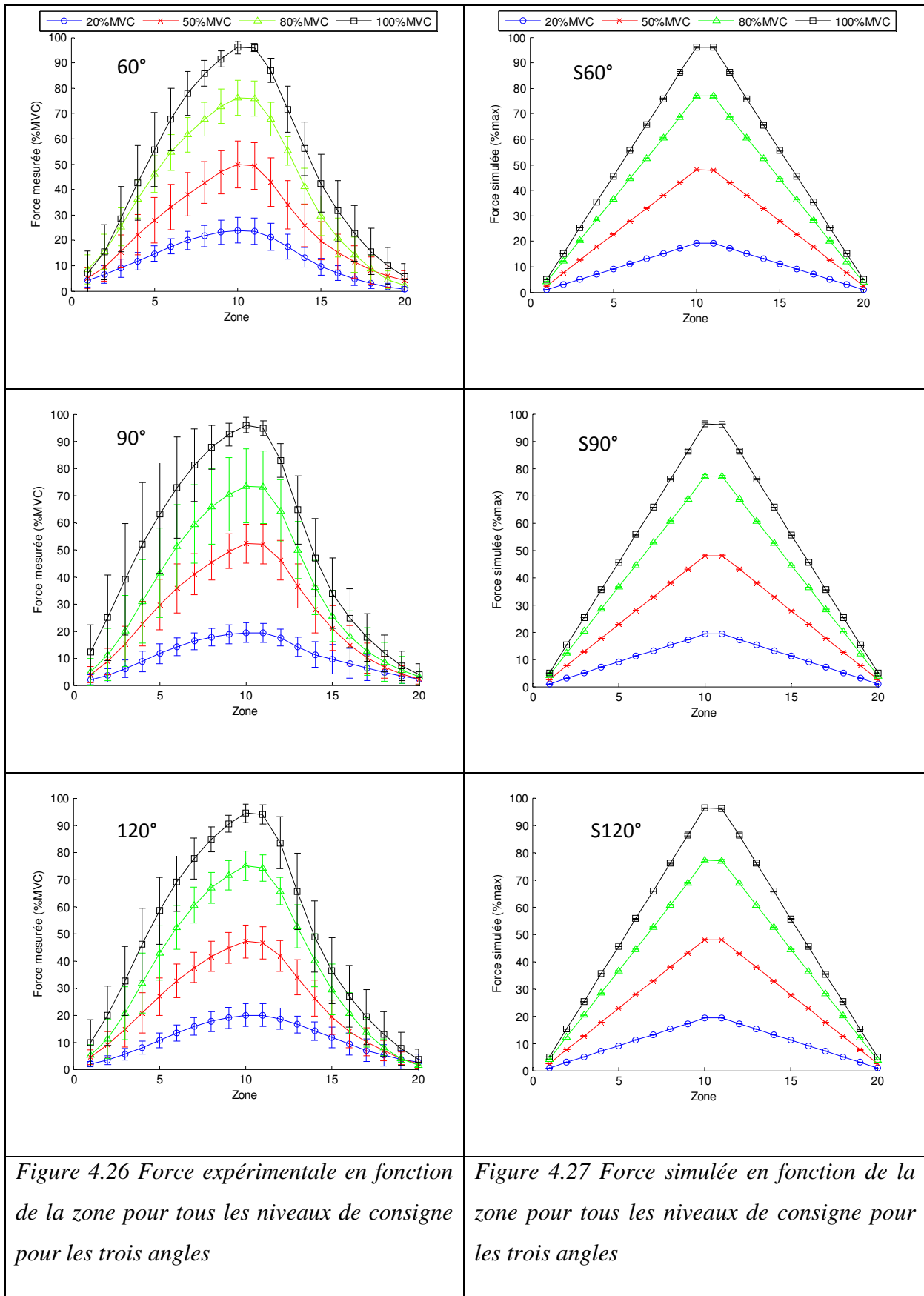


Figure 4.26 Force expérimentale en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne pour les trois angles

Figure 4.27 Force simulée en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne pour les trois angles

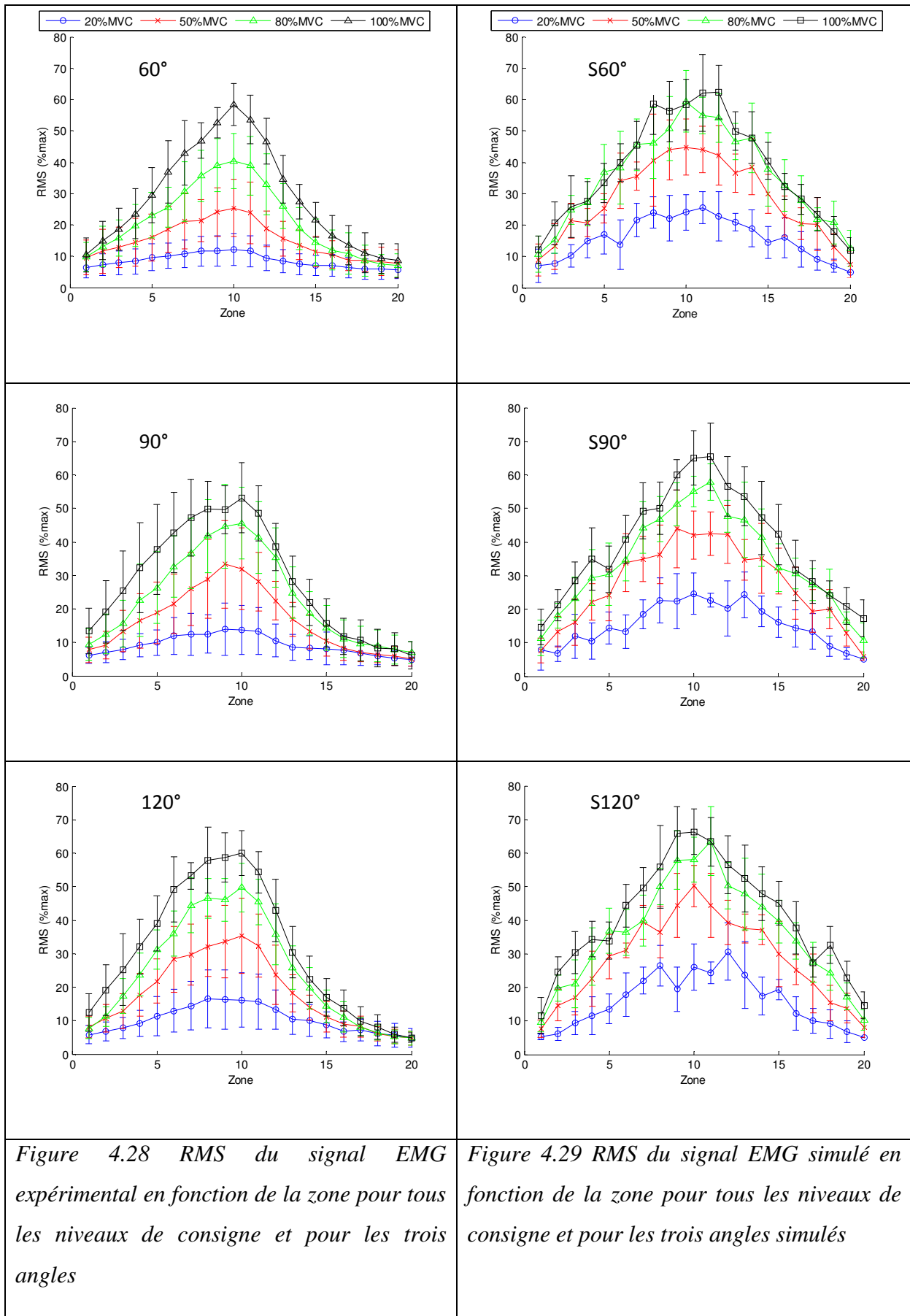


Figure 4.28 RMS du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles

Figure 4.29 RMS du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés

R	60°		90°		120°	
	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20
20%MVC	0,99*	0,98*	0,99*	0,99*	0,99*	0,99*
50%MVC	1,00*	0,97*	0,99*	0,98*	0,99*	0,98*
80%MVC	0,99*	0,98*	0,99*	0,97*	0,99*	0,98*
100%MVC	0,99*	0,98*	0,98*	0,97*	0,99*	0,98*

Tableau 4.7 Coefficient de corrélation (R) entre la force expérimentale et la force simulé dans chaque phase (Zone 1-10 : phase ascendante ; Zone 11-20 : phase descendante) pour tous les niveaux de consigne et d'angle (* représente une corrélation significative, $p < 0,05$).

R	60°		90°		120°	
	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20
20%MVC	0,96*	0,92*	0,92*	0,85*	0,97*	0,90*
50%MVC	0,99*	0,89*	0,98*	0,88*	0,97*	0,89*
80%MVC	0,98*	0,91*	0,99*	0,92*	0,96*	0,93*
100%MVC	0,98*	0,96*	0,95*	0,95*	0,96*	0,92*

Tableau 4.8 Coefficient de corrélation (R) entre la RMS du signal EMG expérimental et du signal EMG simulé dans chaque phase (Zone 1-10 : phase ascendante ; Zone 11-20 : phase descendante) pour tous les niveaux de consigne et d'angle (* représente une corrélation significative, $p < 0,05$).

3) FMD

L'évolution, en fonction de la zone, de la FMD des signaux EMG expérimentaux et simulés est présentée Figures 4.30 et 4.31 respectivement. Pour la phase ascendante, la FMD varie significativement pour les contractions expérimentales (ex : valeur maximale pour 100% MVC à 60°, valeur maximale pour 20%, 80% et 100% MVC à 90°) ainsi que pour les contractions simulées (ex : valeur maximale pour 50% MVC à S90°) (Test de Friedman, $p < 0,05$). Pour la phase descendante, la FMD varie significativement pour les contractions expérimentales (ex : valeur maximale pour 50% et 80% MVC à 60°, valeur maximale pour 80% et 100% MVC à 90°, valeur maximale pour 100% MVC à 120°) ainsi que pour les contractions simulées (ex : valeur maximale pour 100% MVC à S90°, valeur maximale pour 20%, 80% et 100% MVC à S120°) (Test de Friedman, $p < 0,05$). La FMD oscille

principalement entre 60 et 80 Hz pour les contractions expérimentales, et entre 80 et 100 Hz pour les contractions simulées.

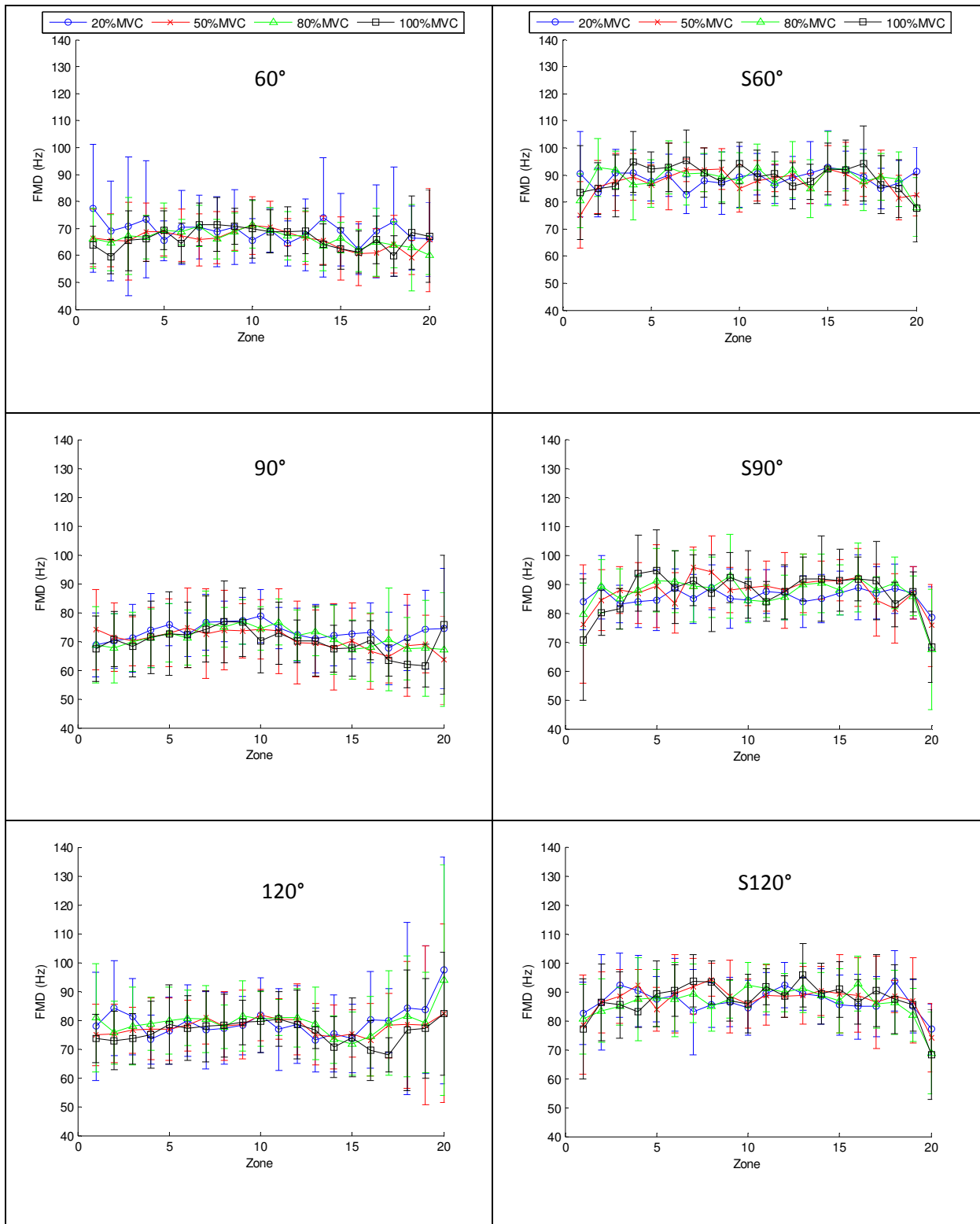


Figure 4.30 FMD du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles

Figure 4.31 FMD du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés

4) Pente gauche

L'évolution en fonction de la zone de la pente gauche de la DSP logarithmique des signaux EMG expérimentaux et simulés est présentée Figures 4.32 et 4.33 respectivement. Pour toutes les contractions expérimentales ou simulées et pour les trois angles, la pente gauche augmente significativement dans la phase ascendante (sauf pour les contractions expérimentales avec la valeur maximale de 20% MVC, pour les trois angles), et diminue significativement dans la phase descendante (Test de Friedman, $p < 0,05$). Le coefficient de corrélation (R) entre la pente gauche des signaux EMG expérimentaux et simulés dans chaque phase est calculé pour tous les niveaux de consigne et d'angle (Tableau 4.9). Ce tableau montre que la pente gauche de la DSP du signal EMG simulé est plus cohérente avec celle du signal EMG expérimental dans la phase ascendante que dans la phase descendante.

5) Pente droite

L'évolution en fonction de la zone de la pente droite de la DSP logarithmique des signaux EMG expérimentaux et simulés est présentée Figures 4.34 et 4.35 respectivement. Pour toutes les contractions expérimentales avec une valeur maximale de 20%, 50%, 80% ou 100% MVC et pour les trois angles, la pente droite diminue significativement dans la phase ascendante, et augmente significativement dans la phase descendante (Test de Friedman, $p < 0,05$). Dans toutes les contractions simulées pour les trois angles, mises à part deux petites phases de transition au début et à la fin (Zone 1-2 et Zone 19-20), la pente droite reste constante entre la Zone 3 et la Zone 18 (Test de Friedman, $p > 0,05$). Le coefficient de corrélation (R) entre la pente droite des signaux EMG expérimentaux et simulés dans chaque phase est calculé pour tous les niveaux de consigne et d'angle (Tableau 4.10). Ce tableau montre que la pente droite de la DSP du signal EMG simulé est plus cohérente avec celle du signal EMG expérimental dans la phase ascendante que dans la phase descendante.

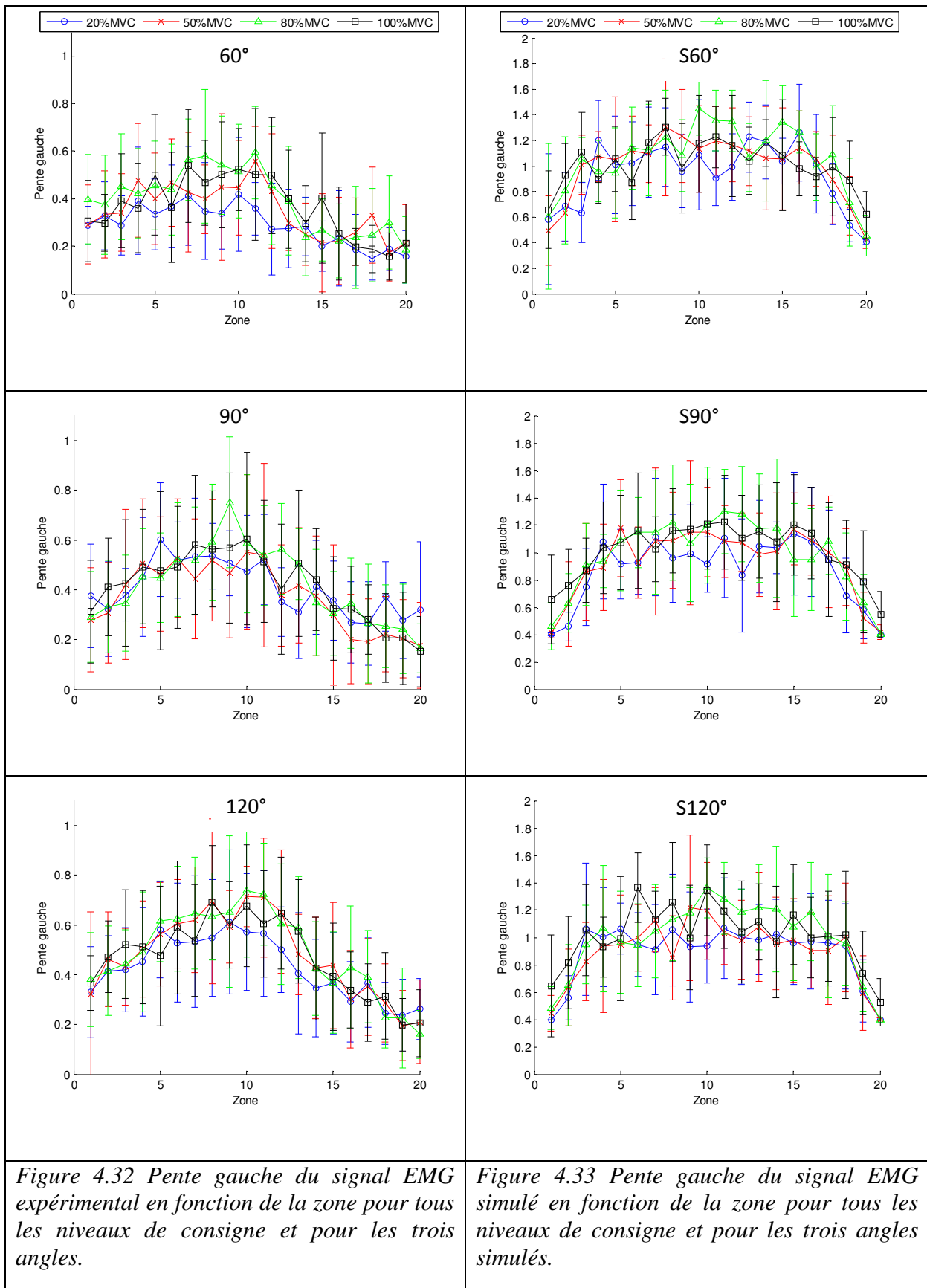


Figure 4.32 Pente gauche du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles.

Figure 4.33 Pente gauche du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés.

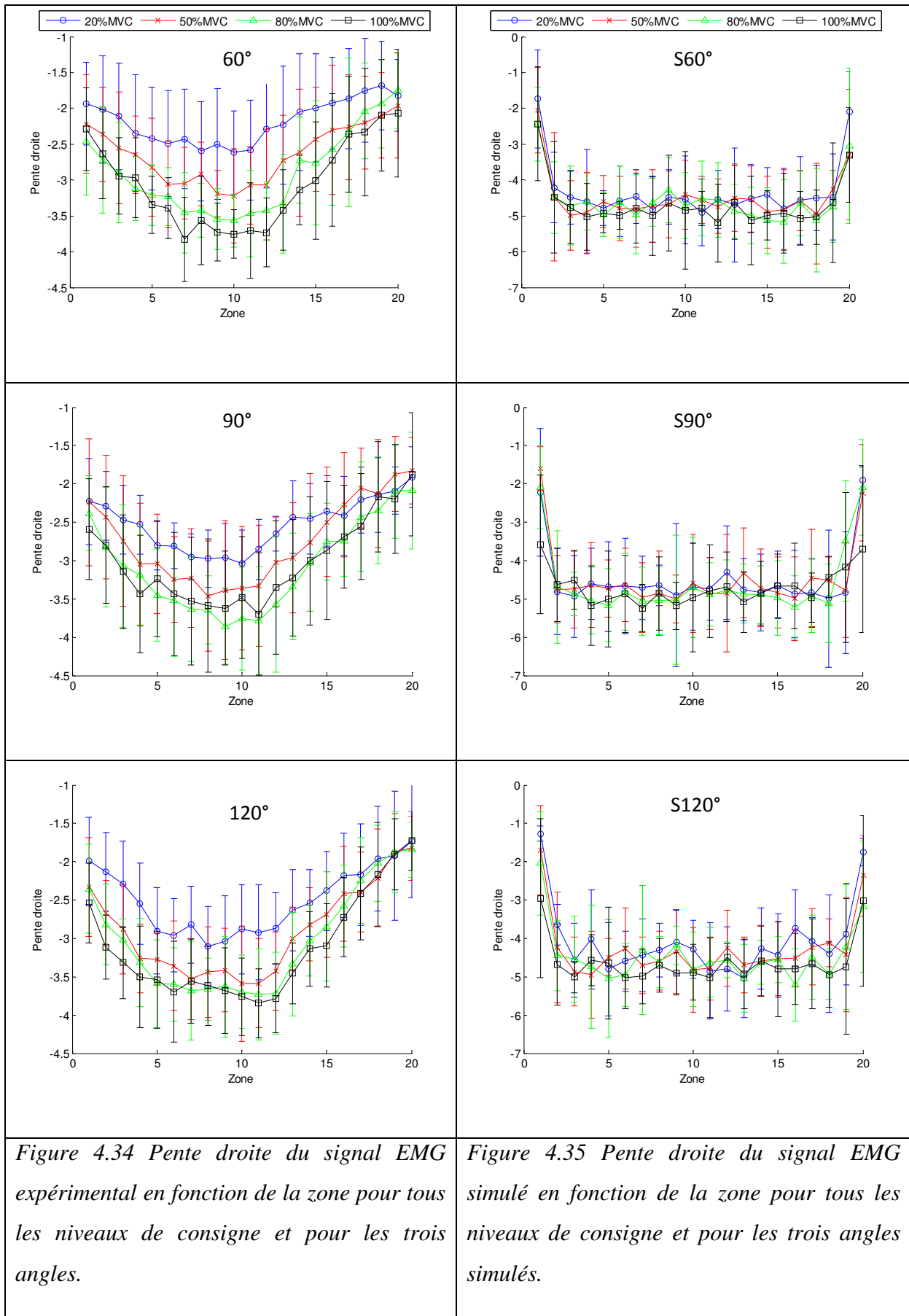


Figure 4.34 Pente droite du signal EMG expérimental en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles.

Figure 4.35 Pente droite du signal EMG simulé en fonction de la zone pour tous les niveaux de consigne et pour les trois angles simulés.

R	60°		90°		120°	
	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20
20%MVC	0,83*	0,51	0,77*	0,30	0,68*	0,61
50%MVC	0,78*	0,52	0,82*	0,51	0,79*	0,68*
80%MVC	0,71*	0,49	0,76*	0,85*	0,85*	0,83*
100%MVC	0,74*	0,71*	0,89*	0,82*	0,87*	0,71*

Tableau 4.9 Coefficient de corrélation (R) entre la pente gauche de la DSP logarithmique du signal EMG expérimental et du signal EMG simulé dans chaque phase (Zone 1-10 : phase ascendante ; Zone 11-20 : phase descendante) pour tous les niveaux de consigne et d'angle (* représente une corrélation significative, $p < 0,05$).

R	60°		90°		120°	
	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20	Zone 1-10	Zone 11-20
20%MVC	0,69*	0,37	0,52	0,45	0,68*	0,76*
50%MVC	0,54	0,41	0,67*	0,44	0,73*	0,58
80%MVC	0,65*	0,31	0,75*	0,53	0,75*	0,43
100%MVC	0,67*	0,44	0,86*	0,74*	0,86*	0,49

Tableau 4.10 Coefficient de corrélation (R) entre la pente droite de la DSP logarithmique du signal EMG expérimental et du signal EMG simulé dans chaque phase (Zone 1-10 : phase ascendante ; Zone 11-20 : phase descendante) pour tous les niveaux de consigne et d'angle (* représente une corrélation significative, $p < 0,05$).

4.4.2.2 Analyse instantanée

Grâce à l'analyse instantanée, deux paramètres instantanés du signal EMG, la FMDI et la RMSI, ont été calculés pour les contractions anisotoniques expérimentales et simulées. Nous avons alors étudié la relation entre la FMDI et la force ou entre la RMSI et la force, en traçant l'évolution de la FMDI ou du RMSI en fonction de la force pour chaque bouffée.

1) Relation entre la fréquence médiane instantanée (FMDI) et la force

Les Figures 4.36 et 4.37 présentent la relation entre la FMDI et la force pour une bouffée expérimentale et une bouffée simulée respectivement. La ligne rouge représente la ligne de régression correspondante. Elles montrent que la FMDI augmente avec l'augmentation de la force dans cette bouffée. La plupart des bouffées présentent le même type de résultat.

Le coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force et le nombre des corrélations significatives ($p < 0,05$) sont affichés Tableau 4.11 (pour toutes les contractions expérimentales) et Tableau 4.12 (pour toutes les contractions simulées). Etant donné qu'il y a 30 contractions dans chaque combinaison de niveau de force et d'angle, pour la plupart des contractions (15 à 29 sur 30 pour l'expérimentation, 13 à 30 sur 30 pour la simulation), il y a des corrélations positives significatives entre la FMDI et la force (R moyen=0,29-0,48 pour l'expérimentation, R moyen=0,19-0,50 pour la simulation). Le coefficient de corrélation augmente significativement avec l'augmentation de la valeur maximale de la consigne à 60° (Test de Friedman, $p < 0,05$), mais pas significativement à 90° et 120° pour l'expérimentation, tandis qu'il n'augmente pas significativement pour la simulation (Test de Friedman, $p > 0,05$). L'angle du coude n'a pas d'influence significative sur le coefficient de corrélation pour chaque niveau de consigne dans l'expérimentation et la simulation (Test de Friedman, $p > 0,05$).

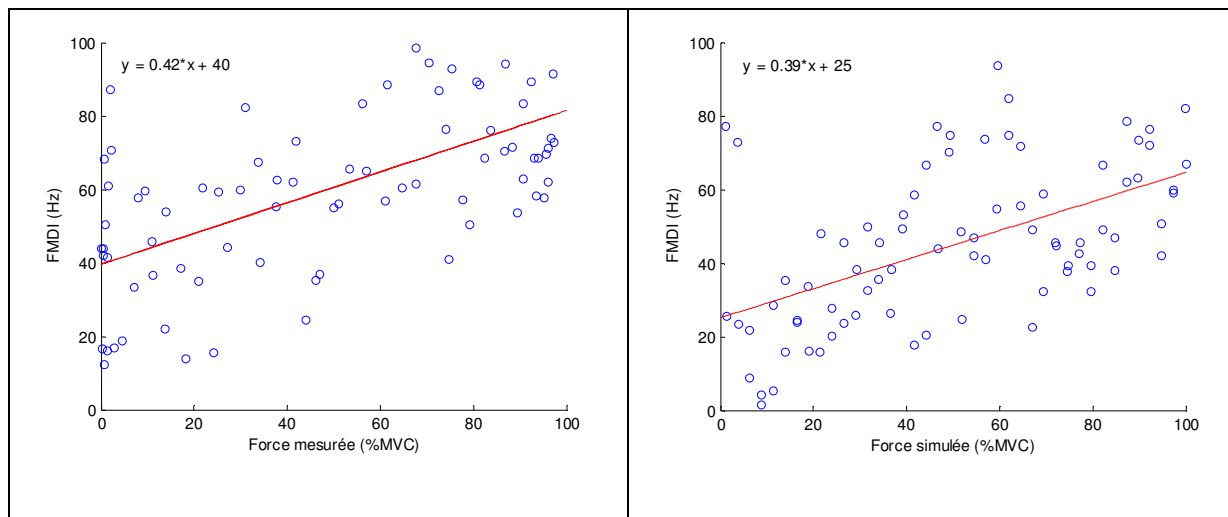


Figure 4.36 Relation entre la FMDI et la force pour une contraction anisotonique expérimentale avec une force maximale de 100% MVC

Figure 4.37 Relation entre la FMDI et la force pour une contraction anisotonique simulée avec une force maximale de 100% MVC

Quand les contractions avec corrélation non-significative sont exclues, le coefficient de corrélation (R) pour les contractions avec corrélation significative est présenté Figure 4.38

(pour l'expérimentation, R moyen=0,36-0,53) et Figure 4.39 (pour la simulation, R moyen=0,29-0,50).

R (Nb significative)	60°	90°	120°
20%MVC	0,29±0,10 (15)	0,33±0,08 (21)	0,32±0,08 (24)
50%MVC	0,39±0,09 (25)	0,44±0,16 (25)	0,43±0,10 (27)
80%MVC	0,44±0,09 (29)	0,46±0,17 (24)	0,44±0,12 (27)
100%MVC	0,44±0,13 (25)	0,48±0,18 (26)	0,44±0,16 (24)

Tableau 4.11 Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force ; nombre de corrélations significatives (Nb significative) ($p < 0,05$) pour toutes les contractions expérimentales (Le nombre total de contractions dans chaque combinaison de niveau de force et d'angle est 3 essais \times 10 sujets =30).

R (Nb significative)	S60°	S90°	S120°
20%MVC	0,19±0,09 (13)	0,30±0,15 (23)	0,32±0,12 (24)
50%MVC	0,39±0,19 (26)	0,36±0,21 (27)	0,32±0,18 (24)
80%MVC	0,43±0,14 (22)	0,47±0,17 (30)	0,46±0,18 (27)
100%MVC	0,44±0,17 (26)	0,50±0,17 (30)	0,46±0,18 (27)

Tableau 4.12 Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force ; nombre de corrélations significatives (Nb significative) ($p < 0,05$) pour toutes les contractions simulées (Le nombre total des contractions dans chaque combinaison de niveau de force et de l'angle est 3 simulations \times 10 muscles =30).

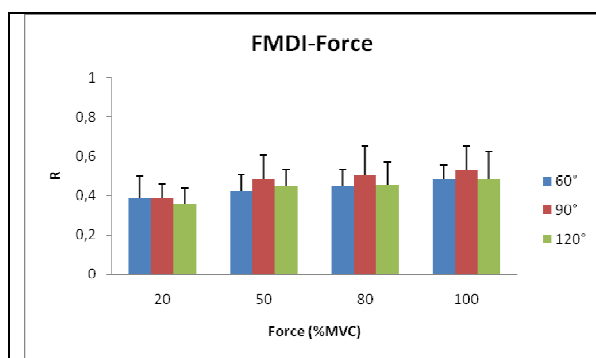


Figure 4.38 Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force seulement pour les contractions expérimentales avec corrélation significative ($p < 0,05$).

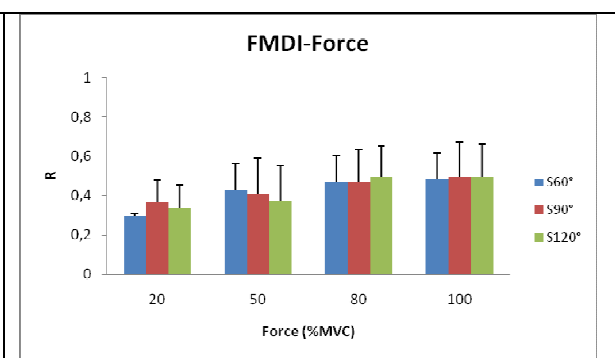


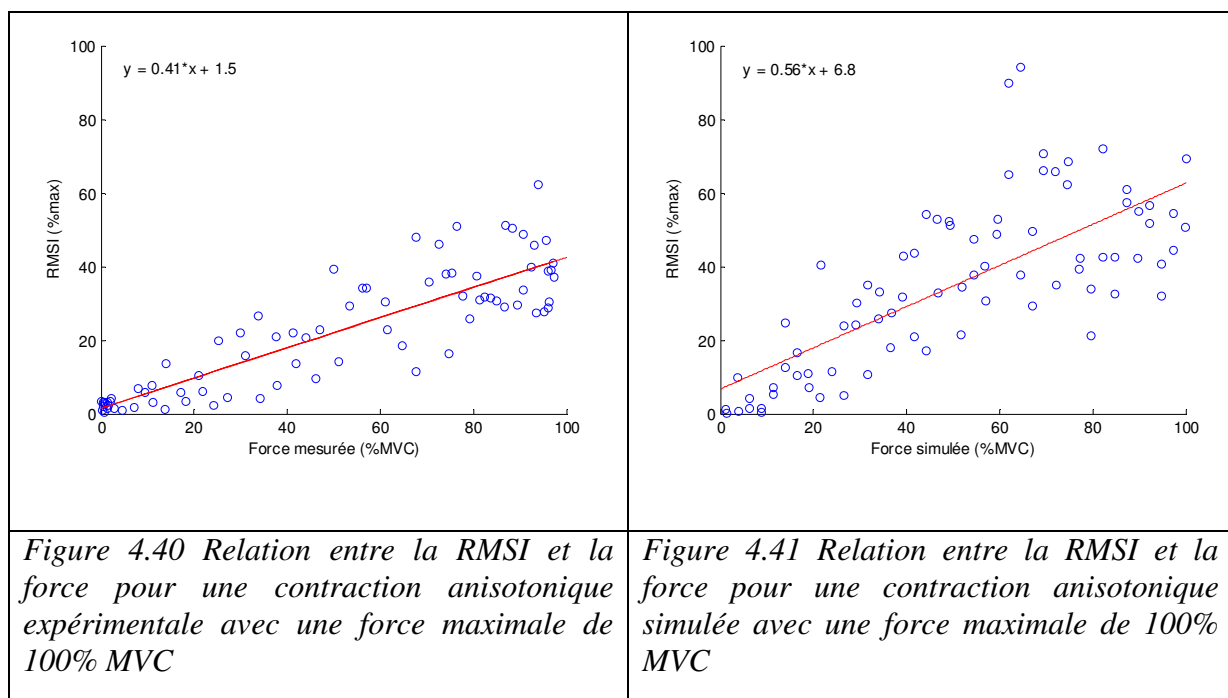
Figure 4.39 Coefficient de corrélation (R) entre la FMDI et la force seulement pour les contractions simulées avec corrélation significative ($p < 0,05$).

2) Relation entre l'amplitude RMS instantané (RMSI) et la force

Les Figures 4.40 et 4.41 présentent la relation entre la RMSI et la force pour une bouffée expérimentale et une bouffée simulée respectivement. La ligne rouge représente la droite de régression correspondante. Elles montrent que la RMSI augmente avec l'augmentation de la force dans ces bouffées. Toutes les bouffées présentent le même type de résultat.

Le coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force et le nombre de corrélations significatives ($p < 0,05$) sont affichés Tableau 4.13 (pour toutes les contractions expérimentales) et Tableau 4.14 (pour toutes les contractions simulées). Etant donné qu'il y a 30 contractions dans chaque combinaison de niveau de force et d'angle, on retrouve des corrélations positives significatives entre la RMSI et la force pour toutes les contractions réelles (30 sur 30, R moyen=0,53-0,85) et toutes les contractions simulées (30 sur 30, R moyen=0,47-0,71).

Pour l'expérimentation (Figure 4.42) et la simulation (Figure 4.43), le coefficient de corrélation augmente significativement avec l'augmentation de la valeur maximale de la consigne pour les trois angles (Test de Friedman, $p < 0,05$). En outre, l'angle n'a pas d'influence significative sur le coefficient de corrélation pour chaque niveau de consigne (Test de Friedman, $p > 0,05$).



R (Nb significative)	60°	90°	120°
20%MVC	0,53±0,17 (30)	0,62±0,13 (30)	0,70±0,06 (30)
50%MVC	0,70±0,13 (30)	0,78±0,08 (30)	0,80±0,04 (30)
80%MVC	0,80±0,05 (30)	0,82±0,06 (30)	0,84±0,03 (30)
100%MVC	0,82±0,05 (30)	0,82±0,04 (30)	0,85±0,03 (30)

Tableau 4.13 Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force ; nombre de corrélations significatives (Nb significative) ($p < 0,05$) pour toutes les contractions expérimentales (Le nombre total de contractions dans chaque combinaison de niveau de force et d'angle est 3 essais \times 10 sujets = 30).

R (Nb significative)	S60°	S90°	S120°
20%MVC	0,49±0,11 (30)	0,47±0,10 (30)	0,53±0,10 (30)
50%MVC	0,61±0,09 (30)	0,64±0,08 (30)	0,63±0,02 (30)
80%MVC	0,64±0,08 (30)	0,67±0,05 (30)	0,68±0,06 (30)
100%MVC	0,71±0,07 (30)	0,67±0,06 (30)	0,70±0,06 (30)

Tableau 4.14 Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force ; nombre de corrélations significatives (Nb significative) ($p < 0,05$) pour toutes les contractions simulées (Le nombre total de contractions dans chaque combinaison de niveau de force et d'angle est 3 simulations \times 10 muscles = 30).

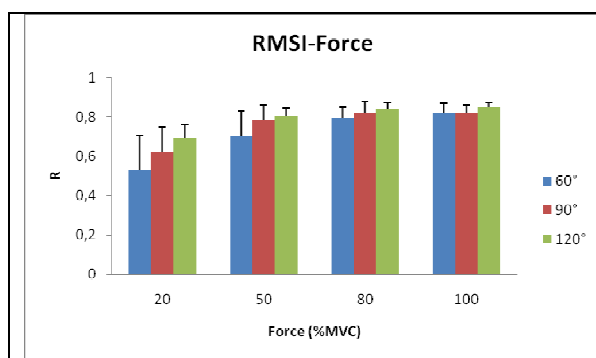


Figure 4.42 Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force pour les contractions expérimentales avec corrélation significative ($p < 0,05$).

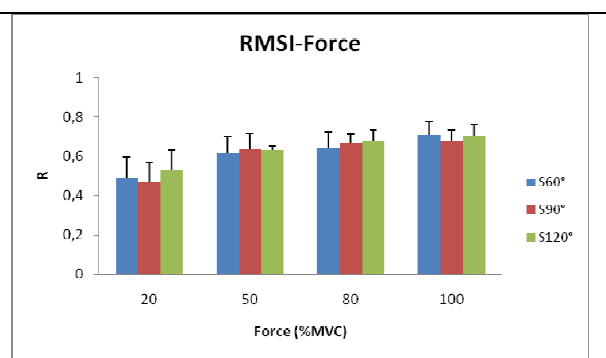


Figure 4.43 Coefficient de corrélation (R) entre la RMSI et la force pour les contractions simulées avec corrélation significative ($p < 0,05$).

4.5 Discussion

Pour valider notre modèle EMG-force, nous avons utilisé deux types de contraction isométriques du biceps du bras droit: contraction isotonique et contraction anisotonique. La force et le signal EMG sont obtenus simultanément, pour une même consigne de force, soit par expérimentation, soit par simulation. Puis les paramètres et les relations extraits des signaux simulés sont comparés à ceux extraits des signaux mesurés, afin d'évaluer la représentativité du modèle.

4.5.1 Contraction isotonique

En contraction isotonique, les signaux EMG et force sont mesurés et simulés pour quatre niveaux de force (20%, 50%, 80% ou 100% MVC) et à trois angles du coude (60°, 90° et 120°, ou S60°, S90° et S120°). La force, ainsi que quatre paramètres (RMS, FMD, pente gauche et pente droite de la DSP logarithmique) extraits du signal EMG sont calculés pour cette analyse.

Le signal EMG varie en fonction de la force développée. Nous avons donc, dans un premier temps, vérifié si la force mesurée ou simulée est bien égale au niveau de force de consigne. La force mesurée, présentée Figure 4.8, augmente linéairement avec l'augmentation de la force de consigne pour les trois angles du coude testés. Pour un angle donné, la force maximale est plus importante à 90° qu'à 60° ou 120° (même si pas significativement, Figure 4.9), ce qui est en accord avec la relation en 'U' inversé décrite dans les études de diverses articulations, y compris le coude [Linnamo et coll., 2006 ; Doheny et coll., 2008], le genou [Kubo et coll., 2004], et la cheville [Kennedy et Cresswell, 2001]. En raison de certains facteurs anatomiques (bras de levier du muscle), musculaires (relation entre la force et la longueur du muscle) et neuronaux probablement (retour des capteurs de la capsule articulaire ou de l'unité musculo-tendineuse), la force maximale diminue pour des angles plus étendus ou plus fléchis, comparés avec une position moyenne [Doheny et coll., 2008].

La force mesurée est ensuite normalisée par la MVC de chaque sujet et de chaque angle. Dans notre expérimentation, nous n'acceptons que des erreurs de $\pm 5\%$ dans le suivi de la consigne de force. Quand à la simulation, les forces obtenues sont déjà normalisées en pourcentage de MVC avec une erreur RMS inférieure à 3%, nouveau critère proposé pour

l'optimisation de notre modèle. En conséquence, nous considérons que les signaux EMG obtenus dans l'expérimentation et dans la simulation sont de natures comparables.

La RMS, absolue ou normalisée, du signal EMG recueilli augmente significativement avec l'augmentation de la force de consigne pour les trois angles, mais il n'y a pas de différence significative entre ces trois angles pour chaque niveau de force de consigne, ce qui est cohérent avec l'EMG simulé. Pour des efforts isométriques du biceps, les relations entre l'amplitude de l'EMG (la RMS) et la force associée sont soit linéaires [Beck et coll., 2005], soit curvilignes [Lawrence et De Luca, 1983 ; Woods et Bigland-Ritchie, 1983]. Cette contradiction peut être due à la méthodologie de recueil (électrodes différentes, placements d'électrodes variés, configurations unipolaires ou bipolaires) qui ont été utilisées pour enregistrer le signal EMG [Moritani et deVries, 1978], ainsi qu'à des différences d'angles articulaires auxquels les efforts musculaires isométriques ont été exécutés [Solomonow et coll., 1991]. Par contre, dans notre étude ainsi que dans les études de Solomonow et coll. [Solomonow et coll., 1986] et de Doheny et coll. [Doheny et coll., 2008], l'angle du coude n'a pas d'influence significative sur la relation entre la RMS normalisée et la force. Ceci peut être expliqué par le fait que nous avons utilisé la force normalisée, pas la force absolue, quand nous avons tracé la relation entre la RMS et la force. Cette observation indique que le niveau d'excitation de chaque muscle est lié au pourcentage de la force maximale à un angle donné, plutôt qu'à la force absolue exigée. De plus, la RMS maximale a été calculée pour chaque angle. Nous n'avons pas observé de différence significative entre les trois angles, que ce soit pour l'expérimentation ou pour la simulation. Ceci est cohérent avec des études précédentes sur le biceps [Linnamo et coll., 2006 ; Doheny et coll., 2008]. Généralement, la RMS normalisée du signal EMG simulé est plus importante que celle du signal EMG mesuré dans la même condition, c'est-à-dire, au même niveau de force et d'angle. Une explication probable est liée au choix de la fréquence de décharge maximale des UM dans notre modèle. Une étude sur la simulation du signal EMG a montré qu'il y a une augmentation de l'amplitude RMS de l'EMG quand la fréquence de décharge de toutes les UM approche la même valeur [Fuglevand et coll., 1993] (Figure 4.44). Dans notre modèle, deux fréquences de décharge maximales ont été choisies, l'une pour les UM lentes et l'autre pour les UM rapides. Si, dans un muscle simulé, une seule fréquence de décharge maximale est choisie pour toutes les UM, quand la force augmente, les UM déchargent avec des fréquences de plus en plus semblables. L'augmentation de l'amplitude du signal EMG, pour un même incrément de force, sera plus importante à niveau de force élevé qu'à niveau de force faible. Donc, la pente

de cette augmentation augmente avec la force. En simulation, nous observons que cette pente, toujours positive, diminue avec la force. Cela est dû à l'utilisation de deux fréquences de décharges maximales pour les types d'UM. De plus, d'autres auteurs, ont déduit à partir de données expérimentales du biceps, que les fréquences de décharge maximales des UM lentes et des UM rapides pouvaient être considérées comme semblables [De Luca et coll., 1982 ; Kukulka et Clamann, 1981].

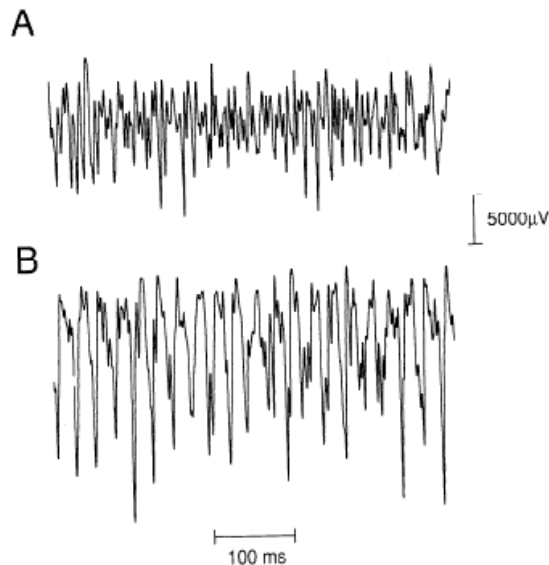


Figure 4.44 Signal EMG simulé pour une contraction maximale (MVC) avec des fréquences de décharge maximales des UM différentes (A) ou identiques (B). (d'après Fuglevand et coll., 1993)

Dans notre expérimentation, le niveau de force a une influence significative sur la FMD à 60° et 90°, mais pas significative à 120° (Figure 4.17). Par contre, le niveau de force n'a pas d'influence significative sur la FMD pour les trois angles simulés (Figure 4.18). Les études expérimentales précédentes concernant l'effet de la force sur la FMD du signal EMG ont été peu concluantes. Quand la force augmente, la FMD peut augmenter [Hagberg et Ericson, 1982 ; Doheny et coll., 2008] comme pour notre résultat expérimental à 60° et à 90° (avant 80% MVC), diminuer [Kaplanis et coll., 2009], ou varier non significativement [Ravier et coll., 2005 ; Talebinejad et coll., 2009], comme pour notre résultat expérimental à 120° et pour tous les résultats simulés. De plus, la valeur de la FMD est comprise entre 60 et 80 Hz pour l'expérimentation, comme dans les études de Talebinejad et coll. [Talebinejad et coll., 2009] et de Doheny et coll. [Doheny et coll., 2008], et entre 80 et 100 Hz pour la simulation,

comme dans les études de Krivickas et coll. [Krivickas et coll., 1998] et de Kaplanis et coll. [Kaplanis et coll., 2009]. Ces différences pourraient être dues 1) au nombre limité de sujets examinés dans l'expérimentation, 2) à la différence dans la durée de l'expérimentation, car la fatigue peut influencer des résultats avec des durées plus longues [Siegler et coll., 1985; Lariviere et coll., 2001], 3) à la méthode d'analyse statistique utilisée, 4) au niveau de force exposé, 5) au positionnement des électrodes, 6) aux variations dans les conditions expérimentales [Shankar et coll., 1989] et 7) à l'orientation des fibres du muscle par rapport aux électrodes de surface, à la longueur des fibres, et à l'épaisseur des couches sous-cutanées individuelles [Farina et coll., 2002]. Par ailleurs, l'angle du coude a une influence significative sur la FMD pour chaque niveau de force de consigne dans les expérimentations. Généralement la FMD décroît avec l'accroissement de la longueur du muscle, ce qui est cohérent avec notre simulation, même si cette influence n'est pas significative. Ce phénomène est aussi observé par Talebinejad et coll. [Talebinejad et coll., 2009] et Doheny et coll. [Doheny et coll., 2008] en expérimental, et par Mesin et coll. [Mesin et coll., 2006] en simulation. Il est probable que l'effet d'angle observé dans ces études soit dû aux changements dans la géométrie du tissu sous-jacent aux électrodes [Mesin et coll., 2006], aux changements du diamètre de la fibre musculaire et de l'épaisseur du tissu sous-cutané [Cechetto et coll., 2001], ou au mouvement des électrodes par rapport aux fibres musculaires, au point moteur et aux jonctions musculo-tendineuses des unités motrices actives [Doheny et coll., 2008].

Dans notre étude, deux indicateurs spectraux ont été extraits de la DSP logarithmique du signal EMG, la pente gauche et la pente droite. La pente gauche augmente significativement avec l'augmentation de la force de consigne à 90°, mais ne varie pas significativement à 60° et 120° dans les expérimentations, ce qui est cohérent avec les résultats simulés, même si l'augmentation à 90° n'est pas significative. La pente droite diminue significativement avec l'augmentation de la force de consigne pour les trois angles expérimentaux, ce qui est aussi cohérent avec les résultats simulés, même si la diminution n'est pas significative à 90° et 120°. Généralement, il n'y a pas de différence significative, de la pente gauche ou droite, entre ces trois angles pour chaque niveau de force de consigne dans les deux cas, expérimentaux ou simulés. Une étude sur ces deux pentes, réalisée pour un angle du coude de 100°, montre aussi une augmentation significative de la pente gauche et une diminution significative de la pente droite avec l'augmentation de la force [Ravier et coll., 2005]. Une autre étude sur ces deux pentes réalisée pour plusieurs angles, montre que la pente gauche n'est pas sensible à la force et que la pente droite n'est pas sensible à l'angle

[Talebinejad et coll., 2009]. Pour ces deux pentes, la valeur absolue est toujours plus importante dans la simulation que dans l'expérimentation. Des explications probables sont que 1) le signal EMG mesuré est constitué, non seulement du signal électrique du muscle, mais aussi du bruit dans le spectre des hautes fréquences et des basses fréquences, dû au mouvement des électrodes pendant une contraction par exemple ; 2) le changement de l'épaisseur de la peau et de la graisse ne sont pas pris en compte dans notre simulation ; 3) le changement de l'épaisseur du muscle dans la simulation est estimé par celui de la circonférence du bras. Mais en fait il n'y a sans doute pas dans la réalité, une même valeur de variation pour l'épaisseur du muscle et pour la circonférence du bras.

De plus, comme certains paramètres mesurés dans la contraction isotonique peuvent refléter des différences entre les sexes, les hommes et les femmes ont été analysés séparément pour chaque paramètre. La force et la RMS absolues sont significativement plus importants pour les hommes que pour les femmes, ce qui est cohérent avec l'étude de Gabriel et Kamen [Gabriel et Kamen, 2009]. La FMD est aussi plus importante (pas significativement) pour les hommes que pour les femmes. La différence de la pente gauche ou droite entre ces deux sexes n'est pas significative. La différence liée au sexe a été expliquée par le pourcentage de fibres musculaires rapides et les diamètres des fibres [Bilodeau et coll., 1992]. Le type et le diamètre de la fibre musculaire affectent le spectre de fréquence du signal SEMG par le biais de la vitesse de conduction [Gerdle et coll., 2000]. Les hommes ont un pourcentage plus haut de fibres rapides, tandis que, pour les femmes, les diamètres de fibres lentes peuvent être plus grands que ceux des fibres rapides [Miller et coll., 1993; Simoneau et Bouchard, 1989]. La plus grande proportion de fibres rapides chez les hommes, combinée avec la tendance pour les fibres rapides d'être plus superficielles et ainsi de se rapprocher des électrodes de surface [Dahmane et coll., 2005; Knight et Kamen, 2005] pourraient expliquer des valeurs de FMD et de RMS plus grandes pour les hommes. Une observation montre que la différence de sexe pourrait être plus faible pour le biceps que pour d'autres muscles [Bilodeau et coll., 1992].

4.5.2 Contraction anisotonique

Dans notre étude, la contraction anisotonique consiste en une consigne de force triangulaire avec, comme valeur maximale au milieu, 20%, 50%, 80% ou 100% MVC et pour les trois angles choisis. Deux méthodes d'analyse ont été utilisées pour chaque contraction, l'une est l'analyse classique et l'autre est l'analyse instantanée. Elles permettent d'étudier la

variation des paramètres (force, RMS, FMD, pentes gauche et droite de la DSP logarithmique) pour chaque phase d'une bouffée d'EMG (phase ascendante et descendante de la consigne), ainsi que la relation entre le signal EMG (FMDI ou RMSI) et la force sur toute la durée de la bouffée.

Pour la première méthode (RMS, FMD issues de la DSP), l'évolution de chaque paramètre en fonction de la zone est tracée pour toutes les contractions, afin d'évaluer les résultats simulés dans la phase ascendante et la phase descendante. Tout d'abord, la force simulée a montré un comportement corrélé avec la force mesurée dans toutes les conditions. Mais le coefficient de corrélation est plus important dans la phase ascendante que dans la phase descendante (Tableau 4.7). En d'autres termes, les sujets ont mieux respecté la consigne de force dans la phase ascendante que dans la phase descendante. Ensuite, la RMS normalisée augmente significativement dans la phase ascendante, et diminue significativement dans la phase descendante pour les contractions expérimentales et simulées. Les courbes RMS simulées sont moins lisses que celles dans l'expérimentation, parce que la relation entre la fréquence de décharge et la force musculaire (F_d -Force) est considérée comme linéaire dans la simulation du signal EMG. Mais en réel, cette relation est sigmoïde (non-linéaire). Par contre, généralement, il montre une augmentation dans la phase ascendante et une diminution dans la phase descendante pour toutes les expérimentations et simulations. Puis, il n'y a pas de variation régulière de la FMD pour les deux contractions expérimentales ou simulées, mais la FMD oscille principalement entre 60 et 80 Hz pour les contractions expérimentales, et entre 80 et 100 Hz pour les contractions simulées (Figure 4.30 et Figure 4.31). La différence de la FMD entre la simulation et l'expérimentation pourrait être expliquée par la définition de la variation du volume conducteur et de la vitesse de conduction. En se basant les matériels dans notre laboratoire, nous n'avons pas pu mesurer précisément la valeur du volume conducteur et de la vitesse de conduction dans chaque instant lors d'une contraction volontaire. Ces valeurs sont définies, soit par une mesure imprécise, soit avec une moyenne issue de la littérature. Malgré d'une différence quantitative entre la FMD simulée et la FMD expérimentale, au moins, elle montre une oscillation, ni augmentée ni diminuée, pendant toutes les contractions simulées et expérimentales. Enfin, dans les contractions expérimentales ou simulées, pour les trois angles, la pente gauche augmente significativement dans la phase ascendante et diminue significativement dans la phase descendante. Par contre, la pente droite diminue significativement dans la phase ascendante, et augmente significativement dans la phase descendante pour les contractions expérimentales. Mais dans toutes les contractions simulées,

pour les trois angles, mises à part deux petites phases de transition au début et à la fin, la pente droite reste constante entre la Zone 3 et la Zone 18. La définition de la variation du volume conducteur et de la vitesse de conduction influence la pente droite. Malgré qu'il y ait les différences entre la simulation et l'expérimentation, la pente droite montre une diminution dans la phase ascendante et une augmentation dans la phase descendante pour l'expérimentation et la simulation, seulement la variation est compressée dans les 2 phases de transition (au début et à la fin) pour la simulation. Ce paramètre est utile et sensible aux variations de vitesse de conduction et de volume conducteur. Pour preuve, les deux courbes obtenues pour les contractions anisotoniques ont une tendance qui se ressemble (descente puis montée) mais l'allure de la courbe est différente. Ce résultat indique clairement la sensibilité du paramètre à la forme de la DSP. Généralement, la correspondance entre les résultats expérimentaux et simulés est moins bonne pendant la phase descendante que pendant la phase ascendante de la contraction anisotropique. Il y a deux explications possibles pour cette différence : (1) un même schéma d'activation des unités motrices est utilisé dans notre simulation pour les deux phases (ascendante et descendante), soit que nous avons utilisé les mêmes valeurs de seuil de recrutement des unités motrices pour ces deux phases. Par contre, selon des résultats expérimentaux issus de la littérature [Denier van der Gon et coll., 1985], les valeurs de seuil de dérecrutement (les seuils pendant la phase descendante) sont plus faibles que celles de seuil de recrutement (les seuils pendant la phase ascendante) pour le biceps. Pour cela, il faut rajouter un autre schéma d'activation musculaire correspondant à la phase descendante pour la modélisation suivante ; (2) dans notre simulation, une même évolution du volume conducteur en fonction de la force est utilisée pour ces deux phases. De plus, cette évolution ne concerne que la variation du muscle. Pour améliorer le modèle EMG-Force, il faut mesurer précisément les épaisseurs du muscle, de la graisse et de la peau dans chaque niveau de force et d'angle pendant ces deux phases dans la simulation future.

Grâce à l'analyse instantanée, deux paramètres instantanés du signal EMG, la FMDI et la RMSI, ont été calculés pour étudier leur relation avec la force au cours de chaque bouffée. Toutes les corrélations entre la RMSI et la force sont significatives pour l'expérimentation et pour la simulation, ce qui n'est pas le cas de toutes les corrélations entre la FMDI et la force, qui ne sont pas toutes significatives. De plus, le coefficient de corrélation est plus important entre la RMSI et la force (R moyen=0,53-0,85 et 0,47-0,71), qu'entre la FMDI et la force (R moyen=0,29-0,48 et 0,19-0,50) pour l'expérimentation et la simulation. Les observations sont cohérentes avec l'étude de Karlsson et Gerdle [Karlsson et Gerdle, 2001]. Des corrélations

fortes entre la RMSI et la force ont aussi été présentées dans des études antérieures [Lawrence et De Luca, 1983 ; Basmajian et De Luca, 1985]. Dans la littérature, des relations linéaires [Karlsson et Gerdle, 2001] et curvilignes [Sbriccoli et coll., 2003] entre la RMSI et la force ont été rapportées. L'amplitude du signal EMG des muscles contenant des fibres mélangées montre une augmentation curviligne, tandis que celui des muscles contenant des fibres plus uniformes montre une tendance à une augmentation linéaire [Woods et Bigland-Ritchie, 1983]. L'augmentation de la RMSI avec l'augmentation de la force reflète principalement deux mécanismes : le recrutement de nouvelles UM et l'augmentation de la fréquence de décharge. De plus, l'augmentation de la FMDI en fonction de la force pour chaque bouffée, est interprétée comme le résultat du recrutement de nouvelles UM de diamètre plus grand, parce que la FMDI reflète la vitesse de conduction moyenne [Basmajian et De Luca, 1985]. Par contre, les propriétés de filtrage du volume conducteur peuvent masquer le recrutement d'une UM de haut seuil (pas ou peu d'effet adverse sur la FMDI), alors que la vitesse de conduction globale du muscle peut toujours continuer à augmenter [Farina et coll., 2002]. En outre, une autre étude indique qu'il y a une tendance pour le découplage progressif de ces deux paramètres de l'EMG avec l'augmentation de la vitesse de génération de la force, probablement en raison d'un effet du volume conducteur [Sbriccoli et coll., 2003].

4.6 Conclusion

Nous avons utilisé deux types de contractions, contraction isotonique et contraction anisotonique, sur le biceps pour l'expérimentation et pour la simulation en utilisant notre modèle. Les résultats simulés montrent que notre modèle EMG-force est capable de simuler qualitativement les comportements réels du biceps, en termes de génération simultanée de l'EMG et de la force associée, pour les deux types de contraction. Certains comportements pourraient être quantifiés si les paramètres d'entrée du modèle pouvaient être mesurés exactement, par exemple, l'épaisseur du muscle, de la graisse et de la peau pendant la contraction. De plus, notre modèle pourrait aussi simuler simultanément les signaux EMG et la force d'autres muscles, en contraction isométrique, en modifiant les paramètres physiologiques correspondants.

Chapitre 5

Conclusions et Perspectives

5.1 Conclusions

Cette étude de thèse a porté sur le développement d'un nouveau modèle de simulation conjointe de l'EMG de surface et de la force produite afin d'étudier la relation EMG-force dans les contractions isotoniques et anisotoniques dans un contexte isométrique.

En premier lieu, nous avons résumé les connaissances actuelles correspondant à la génération du signal EMG de surface et de la force musculaire, à la relation EMG-force et à l'effet des facteurs de commande centrale sur cette relation. Nous avons aussi rappelé les méthodes existant sur les modélisations de l'EMG et de la force pour la contraction isométrique.

En second lieu, nous avons développé une nouvelle méthode de simulation de la force musculaire, à partir d'un modèle d'EMG existant, afin de coupler l'EMG et la force générés par un muscle. En se basant sur la relation linéaire (pente α_i) entre la force et la fréquence de décharge des UM, quatre modèles ont été construits. Une consigne sinusoïdale a d'abord été appliquée en entrée de chaque modèle pour choisir le meilleur modèle parmi les quatre. Le Modèle 2.2, qui possède la plus petite erreur et la meilleure corrélation entre la consigne et la force simulée, a été choisi pour faire les tests sur le choix de la stratégie de recrutement et sur l'influence de la durée de la consigne. C'est aussi ce modèle qui a été utilisé pour les simulations dans la suite du travail. Nous avons observé que la stratégie de recrutement ou la durée de la consigne n'affecte pas la précision de la force simulée. Ce qui signifie que notre modèle est capable de produire un bon résultat simulé pour plusieurs durées de la commande, au moins pour des valeurs inférieures à 2s, reproduisant ainsi les facultés d'adaptation des muscles à la demande de force. Mais la stratégie de recrutement peut influencer l'évolution de la pente α_i : la valeur α_i diminue avec le recrutement pour la stratégie de recrutement 1,

tandis qu'elle augmente principalement mais avec une petite phase de diminution à la fin, pour la stratégie de recrutement 2. En raison de la mesure invasive de la valeur α_i des UM individuelles, et de la difficulté de juger le type d'UMs qui sont détectées lors d'une contraction volontaire chez l'homme, nous n'avons pu trouver dans la littérature que les travaux de Macefield et coll. [Macefield et coll., 1996] pour obtenir des valeurs correspondantes mais issues de l'étude de stimulation sur le muscle: la pente α_i est plus importante pour les UM rapides que pour les UM lentes. Ainsi, puisque la stratégie de recrutement 2 est capable d'engendrer une valeur α_i qui est plus grande pour les UM rapides que pour les UM lentes, il semble que la stratégie de recrutement 2 soit plus proche de la réalité physiologique.

En troisième lieu, nous avons étudié la sensibilité du modèle aux différents paramètres physiologiques d'entrée. Une méthode de Monte Carlo a été utilisée avec des plages données pour les paramètres d'entrée. Deux critères existants issus de la littérature [Keenan et Valero-Cuevas, 2007] (relations EMG-force et force-variabilité de force) ainsi qu'un nouveau critère (erreur entre la consigne de force et la force générée), déduit de notre modèle, ont d'abord été utilisés pour optimiser des paramètres pour une consigne de force constante (Groupe 1 de simulations). Puisque ce nouveau critère est proposé pour être aussi valable pour une consigne de force variable, deux types de consigne variable (sinusoïdale et triangulaire) (Groupe 2 de simulations) ont ensuite été utilisés avec le nouveau critère et les paramètres optimaux issus du groupe 1, pour une consigne de force constante, afin de comparer les résultats entre les deux types de consigne (force constante et force variable) et avec deux stratégies de recrutement. Les résultats montrent que ce nouveau critère est capable de remplacer les deux autres critères pour la consigne de force constante avec la stratégie de recrutement 2, mais pas avec la stratégie de recrutement 1, et que les plages optimales des paramètres d'entrées sont plus stables, pour plusieurs situations de simulation, avec la stratégie 2 qu'avec la stratégie 1. Ceci pourrait être expliqué par le fait que la stratégie 2 se rapproche plus de la réalité physiologique, présenté dans le Chapitre 2. Elle donne donc des simulations plus réalistes et plus cohérentes que la stratégie 1, pour différents types de consignes. De plus, parmi tous les paramètres testés, nous avons observé que le modèle est très sensible aux paramètres liés au motoneurone, c'est-à-dire, aux plages de recrutement d'UM et à la fréquence de décharge maximale des UM. En raison de la difficulté de mesurer directement ces paramètres chez l'homme *in vivo* (nécessité de mesure invasive), nous avons utilisé les plages optimales

obtenues, lors de la validation par comparaison à des données expérimentales, en faisant l'hypothèse qu'elles représentent correctement la physiologie musculaire.

En dernier lieu, nous avons utilisé deux types de contractions, contraction isotonique et contraction anisotonique, sur le biceps pour l'expérimentation et lors de la simulation en utilisant notre modèle. Pour chaque contraction, cinq paramètres ont été choisis pour comparer les résultats simulés et expérimentaux : la force, et quatre paramètres extraits des signaux EMG (RMS, FMD, pentes gauche et droite de la DSP logarithmique). Puisque le signal EMG varie en fonction de la force développée, il faut d'abord vérifier si la force mesurée ou simulée est bien égale au niveau de force de consigne pour s'assurer que les signaux EMG obtenus dans l'expérimentation et dans la simulation sont de natures comparables. Les quatre paramètres issus des signaux EMG obtenus par l'expérimentation et la simulation, ont montrés une cohérence signal mesuré / signal simulé, au moins en ce qui concerne une même tendance globale en fonction de la force, et dans les deux types de contractions. De plus, deux méthodes d'analyse ont été utilisées pour chaque contraction anisotonique, l'une est l'analyse classique (RMS, FMD issues de la DSP) et l'autre est l'analyse instantanée. Elles permettent d'étudier la variation des cinq paramètres (force et 4 paramètres d'EMG) pour chaque phase d'une bouffée (phase ascendante et descendante de la consigne), ainsi que la relation entre le signal EMG (FMDI ou RMSI) et la force sur toute la bouffée. Avec l'analyse classique, les quatre paramètres du signal EMG simulé sont plus cohérents avec ceux du signal recueilli expérimentalement dans la phase ascendante que dans la phase descendante. Avec l'analyse temps-fréquence, toutes les corrélations entre la RMSI et la force sont significatives, pour l'expérimentation et pour la simulation, tandis que toutes les corrélations entre la FMDI et la force ne sont pas significatives. En outre, le coefficient de corrélation est plus important entre la RMSI et la force qu'entre la FMDI et la force pour l'expérimentation et la simulation. Ainsi, les résultats simulés montrent que notre modèle EMG-force est capable de simuler qualitativement les comportements réels du biceps pour les deux types de contraction. Certains comportements pourraient être quantifiés si les paramètres d'entrée du modèle nécessaires à cette quantification pouvaient être mesurés exactement. Notre modèle pourrait aussi simuler simultanément les signaux EMG et force d'autres muscles, en contraction isométrique, si leurs paramètres physiologiques sont dans les plages optimales correspondantes.

5.2 Perspectives

Le signal EMG de surface est utilisé pour estimer la force du muscle avec plus ou moins de succès dans beaucoup d'applications. La validité des estimations de la force est principalement limitée par une gamme de facteurs inhérents au signal EMG et à la physiologie et l'anatomie du muscle. Pour quantifier correctement la force à partir de l'EMG, il est donc nécessaire de connaître la relation entre ces deux signaux dans les différents types de contraction, où tous les paramètres physiologiques ne sont pas constants. Dans ce but, un modèle de simulation conjointe de l'EMG et de la force est très intéressant, car il nous permet de mieux comprendre les mécanismes physiologiques de génération du signal EMG de surface et de la force musculaire, afin d'évaluer les effets des paramètres physiologiques sur la relation EMG-force. Dans la littérature, bien que certaines études soient effectuées pour simuler cette relation avec un modèle EMG-force en contraction isotonique, à notre connaissance, peu de travaux concernent la contraction anisotonique. Dans ce contexte, nous avons développé un nouveau modèle de simulation de l'EMG et de la force pour analyser la relation EMG-force dans les contractions isotoniques et anisotoniques. Cet outil pourra être utilisé dans l'étude ultérieure pour développer une nouvelle méthode d'estimation de la force musculaire à partir du signal EMG mesuré.

En conséquence, les perspectives de cette étude portent sur deux aspects: l'amélioration du modèle EMG-force et l'amélioration de l'expérimentation.

5.2.1 Amélioration du modèle EMG-Force

Dans notre modèle, il y a deux modules indépendants : un module centré sur le schéma d'activation et un module centré sur la géométrie du muscle et des électrodes.

1) Modification de la géométrie du muscle et des électrodes

➤ Mesure précise sur des paramètres musculaires : La simulation d'une contraction volontaire est complexe faisant intervenir beaucoup de paramètres physiologiques inconnus. Pour améliorer la précision des simulations, il est nécessaire de réduire le nombre de paramètres inconnus. Nous pourrions mesurer précisément certains paramètres musculaires, tels que les épaisseurs du muscle, de la graisse et de la peau dans chaque niveau de force et d'angle via l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

➤ Déplacement de la zone d'innervation à cause des changements de la force et de l'angle articulaire: la zone d'innervation correspond au secteur où des jonctions neuromusculaires individuelles sont concentrées. Elle peut être localisée en identifiant l'origine de la propagation des potentiels d'action avec des électrodes en surface [Masuda et Sadoyama, 1986 ; Masuda et Sadoyama, 1988]. Des électrodes bipolaires pour mesurer l'EMG de surface ne devraient pas être placées sur cette zone, parce que les signaux enregistrés seraient affectés par deux schémas de propagation directionnel, ce qui provoquerait l'apparition d'un phénomène d'auto-annulation [Farina et Merletti, 2001]. Dans notre modèle, nous avons considéré la position de la zone d'innervation constante quels que soient les niveaux de force et d'angle. Par contre, il est rapporté que cette zone se déplace à cause des changements de la force [Piitulainen et coll., 2009] et de l'angle articulaire [Martin et MacIsaac, 2006]. Il faut alors prendre en compte ce point dans la suite du travail.

➤ Déplacement de la position des électrodes de surface à cause du changement de l'angle articulaire : quand un sujet change son angle articulaire, le muscle se raccourcit ou s'allonge. Le changement de la longueur du muscle peut provoquer un déplacement relatif de la position des électrodes de surface par rapport au muscle, ce qui peut influencer les signaux EMG recueillis par ces électrodes. Nous devons donc introduire ce déplacement dans la simulation ultérieure.

2) Modification du schéma d'activation

➤ Relation entre la fréquence de décharge et la force musculaire : nous avons considéré une relation linéaire entre la fréquence de décharge et la force musculaire dans le schéma d'activation, car des modèles linéaires sont souvent utilisés en premier lieu et fournissent une description raisonnable de la relation dans de nombreux cas [Staudenmann et coll., 2009]. En fait, cette relation présente une forme non-linéaire dans des expérimentations [De Luca et coll., 1996]. Nous pourrions, dans une deuxième approche, la modéliser comme une courbe avec trois phases linéaires, ce qui est proposé par De Luca et coll. [De Luca et coll., 1996].

➤ Schéma d'activation pour le dérecrutement : nous avons utilisé un seul schéma d'activation pour les contractions isotoniques et anisotoniques (pour la phase ascendante et la phase descendante). Par contre, Denier van der Gon et coll. [Denier van der Gon et coll., 1985] ont observé sur le biceps que le dérecrutement se présente à un niveau de force qui est inférieur au seuil de recrutement. Pour bien simuler le comportement du biceps avec une

consigne de force variable, il faudrait introduire un autre schéma d'activation avec des seuils de dérecrutement différents pour la phase descendante.

5.2.2 Amélioration de l'expérimentation

Notre expérimentation a pour but d'évaluer le degré de réalisme du modèle en le confrontant à des données expérimentales. Il faut donc réaliser la même durée de consigne pour la simulation et l'expérimentation afin que les résultats obtenus dans ces deux cas soient comparables. En raison de la limite du temps de calcul dans la simulation, les sujets n'ont fait que 2 s de contraction anisotonique. Pour analyser plus profondément les résultats, nous allons, dans la suite de l'étude, augmenter la durée de la consigne anisotonique, 4 s par exemple, ce qui permettrait au sujet de mieux suivre la consigne. De plus, un nombre plus important de sujets permettra de valider ces résultats préliminaires.

5.2.3 Choix des méthodes en traitement du signal

Dans cette étude, nous avons utilisé la DSP et le scalogramme pour calculer la fréquence médiane et la fréquence médiane instantanée respectivement. Pour mieux comparer les données expérimentales et simulées, il faudra utiliser d'autres méthodes en traitement du signal (par exemple, la transformée de Fourier à court terme, la transformée de Wigner-Ville, etc.) afin de choisir une meilleure méthode qui permet d'obtenir des résultats similaires entre l'expérimentation et la simulation.

Dans la suite de ce travail, nous espérons, à court terme, améliorer le modèle développé, pour le rendre plus réaliste et plus apte à représenter les données expérimentales.

Dans un deuxième temps, nous utiliserons le modèle, optimisé en s'appuyant sur les connaissances adaptées de la physiologie musculaire, pour l'étude de la relation EMG-force, afin d'être en mesure de fournir, de manière non invasive, un outil qui, lors d'étude dynamique, permettrait une estimation continue de la force générée par chaque muscle étudié à partir du recueil de l'EMG de surface.

Références bibliographiques

Akasaki K, Mita K, and Watakabe M. Electromyographic and mechanomyographic estimation of motor unit activation strategy in voluntary force production. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 44: 489-496, 2004.

An KN, Kaufman KR, and Chao EY. Physiological considerations of muscle force through the elbow joint. *J Biomech* 22: 1249-1256, 1989.

Andreassen S, and Rosenfalck A. Regulation of the firing pattern of single motor units. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 43: 897-906, 1980.

Andreassen S, and Rosenfalck A. Relationship of intracellular and extracellular action potentials of skeletal muscle fibers. *Crit Rev Bioeng* 6: 267-306, 1981.

Basmajian JV, and De Luca CJ. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, Williams and Wilkins Ed, Baltimore, 1985.

Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Cramer JT, Coburn JW, and Malek MH. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol* 15: 482-495, 2005.

Bigland-Ritchie B, Donovan EF, and Roussos CS. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol* 51: 1300-1305, 1981.

Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, and Woods JJ. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol* 50: 313-324, 1983.

Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, and Bourbonnais D. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromyogr Kinesiol* 2: 121-129, 1992.

Bilodeau M, Cincera M, Gervais S, Arsenault AB, Gravel D, Lepage Y, and McKinley P. Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 71: 113-123, 1995.

Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, and Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 83-92, 2003.

Binder-Macleod SA, and Clamann HP. Force output of cat motor units stimulated with trains of linearly varying frequency. *J Neurophysiol* 61: 208-217, 1989.

- Bloom W, and Fawcett DW. A textbook of histology, Saunders Ed, Philadelphie, 1968.
- Boe SG, Rice CL, and Doherty TJ. Estimating Contraction Level Using Root Mean Square Amplitude in Control Subjects and Patients With Neuromuscular Disorders. *Arch Phys Med Rehabil* 89: 711-718, 2008.
- Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, and De Luca CJ. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng* 48: 745-753, 2001.
- Bouisset S, and Maton B. *Muscles, posture et mouvement : Bases et applications de la méthode électromyographique*, Hermann Ed, Paris, 1995.
- Boyd DC, Lawrence PD, and Bratty PJ. On modeling the single motor unit action potential. *IEEE Trans Biomed Eng* 25: 236-243, 1978.
- Brody G, Scott RN, and Balasubramanian R. A model for myoelectric signal generation. *Med Biol Eng* 12: 29-41, 1974.
- Brooke MH, and Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol* 23: 369-379, 1970.
- Brown BH, Lawford PV, Smallwood RH, Hose DR, and Barber DC. *Medical Physics and Biomedical Engineering*, Institute of Physics Publishing Ed, London, 1999.
- Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, and Besier TF. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech* 20: 367-395, 2004.
- Cechetto AD, Parker PA, and Scott RN. The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal. *J Electromyogr Kinesiol* 11: 347-354, 2001.
- Cholewicki J, and McGill SM. EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J Biomech* 27: 1287-1289, 1994.
- Christensen E. Topography of terminal motor innervation in striated muscles from stillborn infants. *Am J Phys Med* 38: 65-78, 1959.
- Clark J, and Plonsey R. The extracellular potential field of the single active nerve fiber in a volume conductor. *Biophys J* 8: 842-864, 1968.
- Coburn JW, Housh TJ, Cramer JT, Weir JP, Miller JM, Beck TW, Malek MH, and Johnson GO. Mechanomyographic and electromyographic responses of the vastus medialis muscle during isometric and concentric muscle actions. *J Strength Cond Res* 19: 412-420, 2005.
- Coërs C, and Wolf AL. *The Innervation of Muscle: A Biopsy Study*, Blackwell Scientific Publications Ed, Oxford, 1959.
- Cohen L. *Time-frequency analysis*, Prentice-Hall Ed, New Jersey, 1995.

Conwit RA, Stashuk D, Tracy B, McHugh M, Brown WF, and Metter EJ. The relationship of motor unit size, firing rate and force. *Clin Neurophysiol* 110: 1270-1275, 1999.

Cooper C, and Eccles JC. The isometric responses of mammalian muscles. *J Physiol* 69: 377-385, 1930.

Cram JR, Kasman GS, and Holtz J. *Introduction to Surface Electromyograph*, Aspen Publishers Ed, Gaithersburg, 1998.

Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, and Valencic V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech* 38: 2451-2459, 2005.

Datta AK, and Stephens JA. Synchronization of motor unit activity during voluntary contractions in man. *J Physiol* 422: 397-419, 1990.

Day SJ, and Hulliger M. Experimental simulation of cat electromyogram: evidence for algebraic summation of motor-unit action-potential trains. *J Neurophysiol* 86: 2144-2158, 2001.

De Luca CJ. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 26: 313-325, 1979.

De Luca CJ, Foley PJ, and Erim Z. Motor unit control properties in constant-force isometric contractions. *J Neurophysiol* 76: 1503-1516, 1996.

De Luca CJ, and Forrest WJ. Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man. *Biol Cybern* 12: 160-168, 1973.

De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, and Xenakis AP. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol* 329: 113-128, 1982.

De Luca CJ, Roy AM, and Erim Z. Synchronization of motor-unit firings in several human muscles. *J Neurophysiol* 70: 2010-2023, 1993.

Denier van der Gon JJ, ter Haar Romeny BM, and van Zuylen EJ. Behaviour of motor units of human arm muscles: differences between slow isometric contraction and relaxation. *J Physiol* 359: 107-118, 1985.

Dimitrova NA, Dimitrov GV, and Chikhman VN. Effect of electrode dimensions on motor unit potentials. *Med Eng Phys* 21: 479-485, 1999.

Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, and Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech* 24: 225-235, 2009.

Doheny EP, Lowery MM, Fitzpatrick DP, and O'Malley MJ. Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 760-770, 2008.

Duchene J, and Goubel F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Crit Rev Biomed Eng* 21: 313-397, 1993.

Dumitru D. *Electrodiagnostic medicine*, Hanley and Belfus Ed, Philadelphia, 1995.

Eklund JM, Mobasser F, and Hashtrudi-Zaad K. Hand force estimation using fast orthogonal search. In proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, USA, 695-698, 2004.

El Hajj Dib, I. Analyse et modélisation de l'EMG de surface et de la fatigue musculaire lors de mouvements dynamiques cycliques. Thèse, Université de Technologie de Compiègne, France, 2006.

Engel WK. The essentiality of histochemical and cryptochemical studies of skeletal muscle, in the investigation of neuro-muscular disease. *Neurology* 12: 778-784, 1962.

Enoka RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*, Human Kinetics Ed, Champaign, 1994.

Enoka RM, Burnett RA, Graves AE, Kornatz KW, and Laidlaw DH. Task- and age-dependent variations in steadiness. *Prog Brain Res* 123: 389-395, 1999.

Enoka RM, and Fuglevand AJ. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve* 24: 4-17, 2001.

Eriksson PO. Muscle fibre composition of the human mandibular locomotor system. *Swed Dent J Suppl* 12: 1-44, 1982.

Erim Z, De Luca CJ, Mineo K, and Aoki T. Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle Nerve* 19: 563-573, 1996.

Farina D, Fortunato E, and Merletti R. Noninvasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays. *IEEE Trans Biomed Eng* 47: 380-388, 2000.

Farina D, Foschi M, and Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol* 92: 235-247, 2002.

Farina D, and Merletti R. A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes. *IEEE Trans Biomed Eng* 48: 637-646, 2001.

Farina D, Mesin L, Martina S, and Merletti R. A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 415-426, 2004.

Farina D, and Rainoldi A. Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: a simulation study. *Med Eng Phys* 21: 487-497, 1999.

Flandrin P, *Temps-Fréquence*, Hermès Ed, Paris, 1993.

Fleshman JW, Munson JB, and Sybert GW. Homonymous projection of individual group Ia-fibers to physiologically characterized medial gastrocnemius motoneurons in the cat. *J Neurophysiol* 46: 1339-1348, 1981.

Freund HJ, Budingen HJ, and Dietz V. Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *J Neurophysiol* 38: 933-946, 1975.

Fuglevand AJ, Winter DA, and Patla AE. Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. *J Neurophysiol* 70: 2470-2488, 1993.

Gabriel DA, and Kamen G. Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 437-448, 2009.

Gandevia SC, and McKenzie DK. Activation of human muscles at short muscle lengths during maximal static efforts. *J Physiol* 407: 599-613, 1988.

Gardiner PF. Physiological properties of motoneurons innervating different muscle unit types in rat gastrocnemius. *J Neurophysiol* 69: 1160-1170, 1993.

Gath I, and Stalberg E. In situ measurement of the innervation ratio of motor units in human muscles. *Exp Brain Res* 43: 377-382, 1981.

Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Elert J, and Friden J. The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 81: 2-10, 2000.

Giat Y, Mizrahi J, Levine WS, and Chen J. Simulation of distal tendon transfer of the biceps brachii and the brachialis muscles. *J Biomech* 27: 1005-1014, 1994.

Gootzen TH, Stegeman DF, and Van Oosterom A. Finite limb dimensions and finite muscle length in a model for the generation of electromyographic signals. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 81: 152-162, 1991.

Gootzen T, Stegeman D, Van Oosterom A, and Vingerhoets H. A comprehensive model description for motor unit action potentials. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 66: S40, 1987.

Gordon AM, Huxley AF, and Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 184: 170-192, 1966.

Goubel F and Linsel-Corbeil G. *Biomécanique: éléments de mécanique musculaire*, Masson Ed, Paris, 1998.

Griep PA, Boon KL, and Stegeman DF. A study of the motor unit action potential by means of computer simulation. *Biol Cybern* 30: 221-230, 1978.

Gydikov A, and Gantchev N. Velocity of spreading of the excitation along the muscle fibres of human motor units measured by superficial electrodes. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 29: 131-138, 1989.

Hagberg M, and Ericson BE. Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 48: 147-156, 1982.

Hagg GM, Luttmann A, and Jager M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 301-312, 2000.

Hamilton AF, Jones KE, and Wolpert DM. The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans. *Exp Brain Res* 157: 417-430, 2004.

Hanson J, Huxley JE. The structural bases of contraction in striated muscle. *Symp Soc Exp Biol* 9: 228-264, 1955.

Helal JN, and Bouissou P. The spatial integration effect of surface electrode detecting myoelectric signal. *IEEE Trans Biomed Eng* 39: 1161-1167, 1992.

Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 126: 1345-1347, 1957.

Henneman, E. Skeletal muscle: the servant of the nervous system. In: Mountcastle, V.B. (Ed.), *Medical physiology*. Mosby, St Louis, pp. 674-702, 1980.

Heringa A, Stegeman DF, Uijen GJ, and de Weerd JP. Solution methods of electrical field problems in physiology. *IEEE Trans Biomed Eng* 29: 34-42, 1982.

Hermens HJ, Stegeman D, Blok J, and Freriks B. State of the art on modelling methods for surface electromyography, SENIAM project, Enschede, The Netherlands, 1998.

Hof AL. The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletz Sportschaden* 11: 79-86, 1997.

Hogrel JY, Duchene J, and Marini JF. Variability of some sEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kinesiol* 8: 305-315, 1998.

Hoozemans MJ, and van Dieen JH. Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 15: 358-366, 2005.

Hostens I, Seghers J, Spaepen A, and Ramon H. Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 14: 205-215, 2004.

Houtman CJ, Stegeman DF, Van Dijk JP, and Zwarts MJ. Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *J Appl Physiol* 95: 1045-1054, 2003.

Huxley AF. Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem* 7: 255-318, 1957.

Inman VT, Ralston HJ, Saunders JB, Feinstein B, and Wright EW Jr. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 4: 187-194, 1952.

- Istemic R, Holobar A, Merletti R, and Zazula D. EMG based muscle force estimation using motor unit twitch model and convolution kernel compensation. In proceedings of the 11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing, Ljubljana, Slovenia, 114-117, 2007.
- Jones KE, Hamilton AF, and Wolpert DM. Sources of signal-dependent noise during isometric force production. *J Neurophysiol* 88: 1533-1544, 2002.
- Kaplanis PA, Pattichis CS, Hadjileontiadis LJ, and Roberts VC. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 157-171, 2009.
- Karlsson S, and Gerdle B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque--a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol* 11: 131-140, 2001.
- Keenan KG, Farina D, Maluf KS, Merletti R, and Enoka RM. Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *J Appl Physiol* 98: 120-131, 2005.
- Keenan KG, and Valero-Cuevas FJ. Experimentally valid predictions of muscle force and EMG in models of motor-unit function are most sensitive to neural properties. *J Neurophysiol* 98: 1581-1590, 2007.
- Kennedy PM, and Cresswell AG. The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Exp Brain Res* 137: 58-64, 2001.
- Khanna T. Foundations of neural networks. Addison-Wesley Ed, Reading, MA, 1990.
- Knight CA, and Kamen G. Superficial motor units are larger than deeper motor units in human vastus lateralis muscle. *Muscle Nerve* 31: 475-480, 2005.
- Kranz H, and Baumgartner G. Human alpha motoneuron discharge, a statistical analysis. *Brain Res* 67: 324-329, 1974.
- Krivickas LS, Taylor A, Maniar RM, Mascha E, and Reisman SS. Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue? *J Clin Neurophysiol* 15: 138-145, 1998.
- Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, and Fukunaga T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol* 91: 349-352, 2004.
- Kukulka CG, and Clamann HP. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res* 219: 45-55, 1981.
- Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, and Loisel P. Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 11: 65-71, 2001.

- Lateva ZC, McGill KC, and Burgar CG. Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle Nerve* 19: 1457-1468, 1996.
- Lawrence JH, and De Luca CJ. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol* 54: 1653-1659, 1983.
- Li L, Tong KY, Hu XL, Hung LK, and Koo TK. Incorporating ultrasound-measured musculotendon parameters to subject-specific EMG-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke. *Clin Biomech* 24: 101-109, 2009.
- Li W, and Sakamoto K. Distribution of muscle fiber conduction velocity of M. biceps brachii during voluntary isometric contraction with use of surface array electrodes. *Appl Human Sci* 15: 41-53, 1996.
- Liddell EGT, and Sherrington CS. Recruitment and some other factors of reflex inhibition. *Proc Roy Soc London (Ser. B.)* 97:488-518, 1925.
- Linnamo V, Strojnik V, and Komi PV. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *Eur J Appl Physiol* 96: 672-678, 2006.
- Liu MM, Herzog W, and Savelberg HH. Dynamic muscle force predictions from EMG: an artificial neural network approach. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 391-400, 1999.
- Lloyd DG, and Besier TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech* 36: 765-776, 2003.
- Lo Conte LR, and Merletti R. Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2. *Med Biol Eng Comput* 33: 373-384, 1995.
- Lymn RW, and Taylor EW. Mechanism of adenosine triphosphate hydrolysis by actomyosin. *Biochemistry* 10: 4617-4624, 1971.
- Macefield VG, Fuglevand AJ, and Bigland-Ritchie B. Contractile properties of single motor units in human toe extensors assessed by intraneural motor axon stimulation. *J Neurophysiol* 75: 2509-2519, 1996.
- Manal K, and Buchanan TS. A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. *J Biomech* 36: 1197-1202, 2003.
- Marsh E, Sale D, McComas AJ, and Quinlan J. Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans. *J Appl Physiol* 51: 160-167, 1981.
- Martin S, and MacIsaac D. Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps. *J Electromyogr Kinesiol* 16: 144-148, 2006.
- Masuda T, and Sadoyama T. The propagation of single motor unit action potentials detected by a surface electrode array. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 63: 590-598, 1986.

- Masuda T, and Sadoyama T. Topographical map of innervation zones within single motor units measured with a grid surface electrode. *IEEE Trans Biomed Eng* 35: 623-628, 1988.
- Mateika JH, Essif EG, Dellorusso C, and Fregosi RF. Contractile properties of human nasal dilator motor units. *J Neurophysiol* 79: 371-378, 1998.
- Merletti R, and De Luca CJ. New techniques in surface electromyography. In: *Computer-aided Electromyography and Expert Systems*, Desmedt JE (Ed), Elsevier, Amsterdam, pp. 115-124, 1989.
- Merletti R, Knaflitz M, and DeLuca CJ. Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng* 19: 293-340, 1992.
- Merletti R, and Lo Conte LR. Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 1. *Med Biol Eng Comput* 33: 362-372, 1995.
- Merletti R, and Parker PA. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. IEEE/John Wiley & Sons Ed, Hoboken, NJ, 2004.
- Mesin L, Joubert M, Hanekom T, Merletti R, and Farina D. A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface EMG. *IEEE Trans Biomed Eng* 53: 593-600, 2006.
- Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, and Sale DG. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 66: 254-262, 1993.
- Milner-Brown HS, and Stein RB. The relation between the surface electromyogram and muscular force. *J Physiol* 246: 549-569, 1975.
- Milner-Brown HS, Stein RB, and Yemm R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *J Physiol* 230: 371-390, 1973.
- Mobasser F, Eklund JM, and Hashtrudi-Zaad K. Estimation of elbow-induced wrist force with EMG signals using fast orthogonal search. *IEEE Trans Biomed Eng* 54: 683-693, 2007.
- Monster AW, and Chan H. Isometric force production by motor units of extensor digitorum communis muscle in man. *J Neurophysiol* 40: 1432-1443, 1977.
- Monson H. *Statistical digital signal processing and modelling*. Wiley Press, New York, 1996.
- Mori S. Discharge patterns of soleus motor units with associated changes in force exerted by foot during quiet stance in man. *J Neurophysiol* 36: 458-471, 1973.
- Mori S. Entrainment of motor unit discharges as a neuronal mechanism of synchronization. *J Neurophysiol* 38: 859-870, 1975.
- Moritani T, and deVries HA. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med* 57: 263-277, 1978.

- Moritz CT, Barry BK, Pascoe MA, and Enoka RM. Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. *J Neurophysiol* 93: 2449-2459, 2005.
- Mrowczynski W, Celichowski J, and Krutki P. Interspecies differences in the force-frequency relationship of the medial gastrocnemius motor units. *J Physiol Pharmacol* 57: 491-501, 2006.
- Naeije M, and Zorn H. Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fiber action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man. *Eur J Appl Physiol* 50: 23-33, 1982.
- Piitulainen H, Rantalainen T, Linnamo V, Komi P, and Avela J. Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 667-675, 2009.
- Plonsey R. The active fiber in a volume conductor. *IEEE Trans Biomed Eng* 21: 371-381, 1974.
- Potvin JR, and Bent LR. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 7: 131-139, 1997.
- Rack PMH, and Westbury DR. The effects of length and stimulus rate on the tension in the isometric cat soleus muscle. *J Physiol Lond* 204: 443-460, 1969.
- Ravier P, Buttelli O, Jennane R, and Couratier P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 15: 210-221, 2005.
- Ricard MD, Ugrinowitsch C, Parcell AC, Hilton S, Rubley MD, Sawyer R, and Poole CR. Effects of rate of force development on EMG amplitude and frequency. *Int J Sports Med* 26: 66-70, 2005.
- Roeleveld K, Blok JH, Stegeman DF, and van Oosterom A. Volume conduction models for surface EMG; confrontation with measurements. *J Electromyogr Kinesiol* 7: 221-232, 1997.
- Rosenfalck P. Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres. A physico-mathematical analysis of different models. *Thromb Diath Haemorrh Suppl* 321: 1-168, 1969.
- Roth BJ, and Gielen FL. A comparison of two models for calculating the electrical potential in skeletal muscle. *Ann Biomed Eng* 15: 591-602, 1987.
- Ryan ED, Cramer JT, Egan AD, Hartman MJ, and Herda TJ. Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 54-67, 2008.

Santos VJ, and Valero-Cuevas FJ. Reported anatomical variability naturally leads to multimodal distributions of Denavit-Hartenberg parameters for the human thumb. *IEEE Trans Biomed Eng* 53: 155-163, 2006.

Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rosponi A, Bernardi M, De Vito G, and Felici F. Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 139-147, 2003.

Schneider J, Silny J, and Rau G. Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fibre conduction velocity measurements investigated by physical and numerical modelling. *IEEE Trans Biomed Engng* 38: 851-860, 1991.

Scott SH, and Winter DA. A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. *J Biomech* 24: 163-167, 1991.

Shankar S, Gander RE, and Brandell BR. Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 73: 142-150, 1989.

Shiavi R, and Negin M. Multivariate analysis of simultaneous active motor units in human skeletal muscle. *Biol Cybern* 20: 9-16, 1975.

Siegler S, Hillstrom HJ, Freedman W, and Moskowitz G. The effect of myoelectric signal processing on the relationship between muscle force and processed EMG. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 25: 499-512, 1985.

Simoneau JA, and Bouchard C. Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am J Physiol* 257: E567-572, 1989.

Slifkin AB, and Newell KM. Variability and noise in continuous force production. *J Mot Behav* 32: 141-150, 2000.

Solomonow M, Baratta RV, and D'Ambrosia R. EMG-force relations of a single skeletal muscle acting across a joint: dependence on joint angle. *J Electromyogr Kinesiol* 1: 58-67, 1991.

Solomonow M, Baratta R, Shoji H, and D'Ambrosia R. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 30: 141-152, 1990.

Solomonow M, Guzzi A, Baratta R, Shoji H, and D'Ambrosia R. EMG-force model of the elbows antagonistic muscle pair - The effect of joint position, gravity and recruitment. *Am J Phys Med* 65: 223-244, 1986.

Song R, and Tong KY. Using recurrent artificial neural network model to estimate voluntary elbow torque in dynamic situations. *Med Biol Eng Comput* 43: 473-480, 2005.

Stashuk DW. Simulation of electromyographic signals. *J Electromyogr Kinesiol* 3: 157-173, 1993.

- Staudenmann D, Potvin JR, Kingma I, Stegeman DF, and van Dieen JH. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. *J Biomech* 40: 900-909, 2007.
- Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, and van Dieen JH. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - A tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol*, In press, 2009.
- Stegeman DF, Blok JH, Hermens HJ, and Roeleveld K. Surface EMG models: properties and applications. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 313-326, 2000.
- Talebinejad M, Chan AD, Miri A, and Dansereau RM. Fractal analysis of surface electromyography signals: a novel power spectrum-based method. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 840-850, 2009.
- Thelen DG, Schultz AB, Fassois SD, and Ashton-Miller JA. Identification of dynamic myoelectric signal-to-force models during isometric lumbar muscle contractions. *J Biomech* 27: 907-919, 1994.
- Thomas CK, Bigland-Richie B, and Johansson RS. Force-frequency relationships of human thenar motor units. *J Neurophysiol* 65: 1509-1516, 1991.
- Tortora GJ, and Grabowski SR. *Principes d'anatomie et de physiologie*, De Boeck-Wesmael Ed, Bruxelles, 1994.
- Trappe S, Gallagher P, Harber M, Carrithers J, Fluckey J, and Trappe T. Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. *J Physiol* 552: 47-58, 2003.
- Valero-Cuevas FJ, Johanson ME, and Towles JD. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *J Biomech* 36: 1019-1030, 2003.
- van Veen BK, Wolters H, Wallinga W, Rutten WL, and Boom HB. The bioelectrical source in computing single muscle fiber action potentials. *Biophys J* 64: 1492-1498, 1993.
- Vredenburg J, and Rau G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In: Desmedt JE (Ed), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 1. Karger, Basel, pp.607-622, 1973.
- Welter TG, and Bobbert MF. During slow wrist movements, distance covered affects EMG at a given external force. *Motor Control* 5: 50-60, 2001.
- Weytjens JL, and van Steenberghe D. The effects of motor unit synchronization on the power spectrum of the electromyogram. *Biol Cybern* 51: 71-77, 1984.
- Woittiez RD, Huijing PA, Boom HB, and Rozendal RH. A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles. *J Morphol* 182: 95-113, 1984.

Woods JJ, and Bigland-Ritchie B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys Med* 62: 287-299, 1983.

Yassierli Y, and Nussbaum MA. Logarithmic power-frequency: An alternative method for EMG-based fatigue assessment. In *Proceedings of the 47th annual human factors and ergonomics conference*, Denver, USA, 1184–1188, 2003.

Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng* 17: 359-411, 1989.

Zhou P, and Rymer WZ. Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: a simulation study. *J Neurophysiol* 92: 2878-2886, 2004.

Zhou P, Suresh NL, and Rymer WZ. Model based sensitivity analysis of EMG-force relation with respect to motor unit properties: applications to muscle paresis in stroke. *Ann Biomed Eng* 35: 1521-1531, 2007.