



**HAL**  
open science

# Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent

Maxime Yochum

► **To cite this version:**

Maxime Yochum. Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent. Médecine humaine et pathologie. Université de Bourgogne, 2013. Français. NNT : 2013DIJOS013 . tel-01312545

**HAL Id: tel-01312545**

**<https://theses.hal.science/tel-01312545v1>**

Submitted on 7 May 2016

**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.

# SPIM

## Thèse de Doctorat



école doctorale **sciences pour l'ingénieur et microtechniques**  
UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

Pour obtenir le titre de  
**Docteur en science**  
de l'Université de Bourgogne

Discipline: **Instrumentation et Information de l'Image**

Spécialité: **Traitement du Signal, Électronique**

Soutenue par  
Maxime YOCHUM

Le 06 mai 2013

# Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent.

## Jury

David GUIRAUD	Directeur de Recherche à l'INRIA (Montpellier)	Rapporteur
Olivier MESTE	Professeur à l'Université de Nice-Sophia Antipolis	Rapporteur
Jacques DUCHÊNE	Professeur à l'Université de Technologie de Troyes	Président
Stéphane BINCZAK	Professeur à l'Université de Bourgogne	Directeur
Romuald LEPERS	Maître de conférences HDR à l'Université de Bourgogne	Codirecteur
Toufik BAKIR	Maître de conférences à l'Université de Bourgogne	Encadrant



**Inserm**

Institut national  
de la santé et de la recherche médicale



# Résumé

Contribution à la conception d'un électromyostimulateur intelligent.

Cette thèse a pour but de mettre au point un nouvel outil de rééducation neuromusculaire. Elle a pour fonction, l'amélioration de la qualité et de la durée des séances de renforcement musculaire et de réentraînement de la motricité de sujets atteints de déconditionnement musculaire. Un électromyostimulateur « intelligent » utilisant en même temps des techniques d'électrostimulation (EMS) couplées aux analyses de l'électromyogramme (EMG) est développé et permet d'asservir en temps réel les paramètres de stimulation d'un muscle en fonction de son état de fatigue physiologique. Le contrôle ainsi effectué sur les paramètres de stimulation en fonction de la réponse musculaire électrique (onde M) offre la possibilité de stimuler un muscle en prenant en compte une information sur la réaction du muscle à l'électrostimulation.

Mots clés: électromyostimulateur, électromyogramme, fatigue musculaire, onde M, analyse en ondelette.

Contribution to the design of a smart electromyostimulator.

This project aims to develop a new tool for neuromuscular reeducation. Its function is to improve the quality and the duration of muscular strengthening training sessions and training of motor function for patients suffering from muscle deconditioning. A "smart" electromyostimulator using, at the same time, techniques of electrostimulation (EMS) and analysis of electromyography (EMG) allows the control in real time electrical stimulation parameters considering the physiological fatigue of the stimulated muscle. This control, performed on stimulation parameters depending on electrical response of muscles (M wave), allows the muscle stimulation taking into account the muscular reaction to the electrical stimulation.

Keywords: electromyostimulator, electromyogram, muscle fatigue, M-wave, wavelet analysis.



# Remerciements

Je souhaite remercier en premier lieu mon directeur de thèse, Stéphane Binczak, Professeur au LE2I pour m'avoir accueilli au sein de son laboratoire. Je lui suis également reconnaissant pour sa disponibilité, ses qualités pédagogiques et scientifiques. J'ai beaucoup appris à ses côtés et je lui adresse toute ma gratitude.

J'exprime également ma gratitude à Toufik Bakir, maître de conférence au LE2I, et Romuald Lepers, maître de conférences à la plate-forme plasticité et motricité de l'INSERM, mes deux codirecteurs de thèse, pour leur encadrement et leurs conseils.

Je remercie cordialement Olivier Meste, Professeur à l'Université de Nice-Sophia Antipolis et David Guiraud, Directeur de Recherche à l'INRIA (Montpellier), d'avoir accepté d'être rapporteurs et également Jacques Duchêne, Professeur à l'Université de Technologie de Troyes d'avoir accepté d'être examinateur de cette thèse.

J'adresse mes remerciements à toute l'équipe du LE2I et de la plate-forme plasticité et motricité de l'INSERM : les enseignants - chercheurs, les techniciens et mes collègues doctorants pour tous les échanges techniques, scientifiques, pour leur sympathie et leur accueil chaleureux pendant cette thèse.



# Table des matières

<b>Résumé</b>	<b>iii</b>
<b>Remerciements</b>	<b>v</b>
<b>Acronymes</b>	<b>xi</b>
<b>Table des figures et des tableaux</b>	<b>xxi</b>
<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 État de l'art</b>	<b>5</b>
1.1 Vue d'ensemble . . . . .	5
1.2 Contexte et enjeux . . . . .	5
1.3 Le muscle . . . . .	7
1.4 L'électromyostimulation . . . . .	10
1.4.1 Définition et principe . . . . .	10
1.4.2 L'utilisation de l'électromyostimulation . . . . .	13
1.5 L'électromyogramme . . . . .	14
1.5.1 Définition . . . . .	14
1.5.2 Potentiel d'action . . . . .	16
1.5.3 Les types d'électromyographie . . . . .	17
1.5.4 L'utilisation des électromyogrammes . . . . .	18
1.6 La fatigue musculaire . . . . .	20
1.6.1 Définition de la fatigue . . . . .	20
1.6.2 Mesure de la fatigue musculaire . . . . .	23



1.6.2.1	Mécaniquement . . . . .	23
1.6.2.2	Métaboliquement . . . . .	24
1.6.2.3	Physiologiquement . . . . .	25
1.6.2.4	Myoélectriquement . . . . .	25
1.6.3	L'onde M durant l'électrostimulation . . . . .	25
1.7	Conclusion . . . . .	30
<b>2</b>	<b>Conception et réalisation du système expérimental</b>	<b>31</b>
2.1	Préambule . . . . .	31
2.2	Vue d'ensemble . . . . .	32
2.3	L'électrostimulateur . . . . .	33
2.4	L'électromyogramme . . . . .	36
2.4.1	Circuit 1: amplificateur différentiel . . . . .	38
2.4.1.1	Le premier étage . . . . .	38
2.4.1.2	Le second étage . . . . .	39
2.4.1.3	Filtrage . . . . .	41
2.4.2	Circuit 2: amplificateur instrumental . . . . .	45
2.5	Le logiciel . . . . .	50
2.6	exemples expérimentaux . . . . .	54
2.7	Conclusion . . . . .	56
<b>3</b>	<b>Estimation de la fatigue musculaire</b>	<b>57</b>
3.1	Introduction . . . . .	57
3.2	Suppression d'artefacts . . . . .	59
3.2.0.1	Suppression d'artefacts par seuillage . . . . .	60
3.2.0.2	Suppression d'artefacts par blanking . . . . .	64
3.3	Nouvelle méthode de suppression d'artefacts utilisant les ondelettes . . . . .	65
3.4	Les estimateurs de la fatigue musculaire sur l'onde M . . . . .	71
3.4.1	L'amplitude ou la durée Pic-à-Pic . . . . .	72
3.4.2	Root mean square . . . . .	72
3.4.3	Fréquence moyenne . . . . .	73

3.4.4	Fréquence Médiane . . . . .	73
3.5	Indice de fatigue basé sur la CWT . . . . .	74
3.5.1	La transformée continue en ondelette . . . . .	75
3.5.2	L'analyse des maximums locaux . . . . .	78
3.5.3	L'indice de fatigue $I_{CWT}$ . . . . .	79
3.6	$I_{CWT}$ appliqué sur des signaux artificiels . . . . .	80
3.6.1	Signaux complètement artificiels . . . . .	80
3.6.2	Résultats avec des signaux complètement artificiels . . . . .	81
3.6.3	Signaux artificiels basés sur des ondes M expérimentales . . . . .	82
3.6.4	Résultats avec des signaux artificiels basés sur des ondes M expérimentales . . . . .	83
3.7	Étude sur des signaux bruités . . . . .	84
3.7.1	La dépendance aux bruits . . . . .	84
3.7.2	Les méthodes de filtrage . . . . .	86
3.7.3	Résultat du filtrage . . . . .	87
3.8	Étude de signaux tronqués . . . . .	90
3.9	Essais expérimentaux . . . . .	93
3.9.1	Introduction . . . . .	93
3.9.2	Évolution de la fatigue pour une contraction . . . . .	94
3.9.3	Évolution de la fatigue pour plusieurs contractions consécutives . . . . .	96
3.9.4	Modélisation de la fatigue musculaire . . . . .	97
3.9.5	Représentation multi-axes . . . . .	99
3.9.5.1	Représentation sur 2 axes . . . . .	99
3.9.5.2	Représentation sur 3 axes . . . . .	101
3.9.5.3	Distance Euclidienne . . . . .	101
3.10	Conclusion . . . . .	104
<b>4</b>	<b>Contrôle de la fatigue musculaire</b>	<b>107</b>
4.1	Introduction . . . . .	107
4.2	Méthode de contrôle . . . . .	109
4.3	Identification des indices de fatigue . . . . .	110

---

4.4	Contrôle par retour d'état . . . . .	114
4.4.1	Mise en place du contrôle par retour d'état . . . . .	115
4.4.2	Test du contrôle par retour d'état . . . . .	118
4.5	Régulateur proportionnel . . . . .	120
4.6	Contrôle par logique floue (fuzzy logic) . . . . .	123
4.6.1	La fuzzification . . . . .	124
4.6.2	Le raisonnement flou . . . . .	126
4.6.3	La défuzzification . . . . .	130
4.6.4	Test expérimental . . . . .	131
4.7	BIA: Analyse d'impédance bioélectrique (impédancemétrie) . . . . .	133
4.7.1	Introduction . . . . .	133
4.7.2	Montage de mesure de tension . . . . .	133
4.7.3	Détection des impédances . . . . .	135
4.7.4	Résultats . . . . .	136
4.7.5	Mesure couplée impédance-force . . . . .	137
4.7.5.1	Mesure durant une contraction volontaire . . . . .	137
4.7.5.2	Mesure durant une contraction par EMS . . . . .	138
4.7.5.3	Modélisation et linéarisation . . . . .	140
4.8	Conclusion . . . . .	142
	<b>Conclusion</b>	<b>145</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>155</b>
	<b>Liste des publications</b>	<b>156</b>

# Acronymes

ADP	:	Adénosine di-phosphate
AOP	:	Amplificateur opérationnel
ARX	:	Autoregressive exogenous model
ATP	:	Adénosine triphosphate
BIA	:	Bio-impédancemétrie
BIS	:	Spectroscopie bioélectrique
Ca <sup>2+</sup>	:	Ion calcium
CWD	:	Distribution de Choi Williams
CWT	:	Transformée continue en ondelette
DE	:	Distance euclidienne
DWT	:	Transformée discrète en ondelette
EMG	:	Electromyogramme
EMS	:	Electromyostimulation
FES	:	Stimulation électrique fonctionnelle
FFT	:	Transformée de Fourier rapide
F <sub>mean</sub>	:	Indice de fatigue en fréquence moyenne
F <sub>med</sub>	:	Indice de fatigue en fréquence médiane
H	:	Fonction de Heaviside
I <sub>CWT</sub>	:	Indice de fatigue basé sur la CWT
ISWT	:	Transformée en ondelette stationnaire inverse
JNM	:	Jonction neuromusculaire
MAV	:	Valeur absolue moyenne
MF-BIA	:	BIA à fréquences multiples
MUAP	:	Potentiel d'action d'une unité motrice
Na <sup>+</sup>	:	Ion sodium

---

PA	:	Potentiel d'action
PCB	:	Printed circuit board
PCr	:	Phosphocréatine
Pi	:	Phosphate inorganique
PME	:	Phosphomonoester
PSD	:	Densité spectrale de puissance
PTP	:	Indice de fatigue pic à pic
RMS	:	Root mean square
RQA	:	Recurrence quantification analysis
sEMG	:	Electromyogramme de surface
SF-BIA	:	BIA à fréquence unique
SNC	:	Système nerveux centrale
SNR	:	Rapport signal sur bruit
spectroscopie RMN	:	Spectroscopie par résonance magnétique
SSP	:	Asymptote finale du modèle
STFT	:	Transformée de Fourier à fenêtre glissante
SWT	:	Transformée en ondelette stationnaire
$\tau$	:	Constante de temps
TMS	:	Stimulation électrique transcrânienne
TP	:	Durée du plateau
TRMC	:	Taux de réjection de mode commun
TSD	:	Densité spectrale totale
UM	:	Unité motrice
$V_{EMG}$	:	Signal EMG recueilli
WD	:	Distribution de Wiener Ville

# Table des figures

1.1	A gauche) constitution d'un muscle de son enveloppe (Epimysium) jusqu'à la fibre musculaire. A droite) constitution de la fibre musculaire du Sarcolemme jusqu'aux myofibrilles [1]. . . . .	7
1.2	Mécanisme de transmission d'un potentiel d'action du nerf à la fibre musculaire par l'intermédiaire de la jonction neuromusculaire. 1) Arrivée d'un potentiel d'action à la jonction neuromusculaire. 2) Libération de l'acétylcholine, entrée de sodium dans la fibre musculaire et propagation du potentiel d'action au Réticulum sarcoplasmique. 3) Libération de calcium et contraction des myofilements. . . . .	9
1.3	Mécanisme de glissement entre les brins d'actine et de myosine généré en présence d'ion calcium ( $Ca^{2+}$ ) et d'adénosine triphosphate(ATP) [2]. . . . .	10
1.4	Différence entre une contraction volontaire et évoquée électriquement. a) Génération d'une contraction musculaire de manière volontaire. b) Génération d'une contraction musculaire sous électrostimulation (avec électrodes de surface sur le muscle). c) Lieux de stimulations possibles. . . . .	11
1.5	Illustration du recrutement des fibres musculaires pendant une électrostimulation (en haut) et pendant une contraction volontaire (en bas) pour une force développée faible (à gauche) et plus importante (à droite). . . . .	13
1.6	Courant ionique durant: a) le potentiel de repos, b) la dépolarisation, c) la repolarisation. Illustration d'après [3].	15
1.7	Potentiel membranaire lors d'un déclenchement de potentiel d'action. 0) potentiel de repos, il est stable et sa valeur est comprise entre -90 mV et -80 mV. 1) dépolarisation rapide due au courant sodique entrant qui amène le potentiel de membrane à des valeurs de l'ordre de 20 mV. 2) repolarisation rapide qui ramène le potentiel membranaire vers 0 mV. 3) phase de plateau qui maintient la dépolarisation aux alentours de 0 mV. 4) retour au potentiel de repos. . . . .	15
1.8	Propagation d'un potentiel d'action le long d'une fibre musculaire. Schéma issu de la référence [3]. . . . .	17
1.9	A gauche, les types d'électrode à aiguille. a) concentrique. b) monopolaire. c) bipolaire. d) monofils. e) crochet. A droite, périmètre d'unités motrices visibles par les électrodes [4]. . . . .	18
1.10	Les champs de potentiel de quatre unités motrices sont représentés sur les lignes nommées UMi. Lorsqu'une électrode de surface est placée au dessus de ces unités motrices, elle voit une intégration de tous les champs de potentiel des fibres situées au dessous d'elle. L'EMG est représenté ici par la somme des champs de potentiel de chaque fibre. . . . .	19

1.11 Sites pouvant contribuer à la fatigue neuromusculaire. La fatigue peut avoir pour origine une altération d'un ou de plusieurs sites. . . . .	20
1.12 Courbe de chute typique de la force sur le quadriceps d'un sujet paraplégique. La contraction a été activé par électrostimulation sous plusieurs angles du genou [5]. . . . .	23
1.13 Raies spectrales par $^{31}\text{P}$ NMR obtenues sur un muscle de rat. Les deux spectres du bas ont été réalisés sur le muscle au repos, les 10 autres proviennent du muscle électriquement stimulé en continu au cours du temps. (1), (2), (3), (4) sont respectivement PME (phosphomonoesters), Pi (phosphate inorganique), PCr (phosphocréatine), et des groupements phosphates de l'ATP. . . . .	24
1.14 Exemple d'un EMG acquis durant une électrostimulation. Nous pouvons voir les résidus des impulsions de stimulation, annotés « artefact de stimulation » et les ondes M qui sont présentes après chaque impulsion de stimulation. . . . .	26
1.15 Evolution de l'onde M durant une contraction sous électrostimulation. Les ondes M représentent la moyenne des formes d'onde par période de 1 s [6]. . . . .	26
1.16 (A) Modèle d'un EMG de surface généré par une contraction volontaire. Le signal est une somme de contribution issue du déclenchement des unités motrices de manière asynchrone. Il est stochastique avec une répartition d'amplitude quasi gaussienne. (B) Modèle d'un EMG de surface généré par une contraction évoquée électriquement. Le signal est une somme de contributions issues du déclenchement des unités motrices de manière synchrone. Il est quasi déterministe et périodique, avec une fréquence de répétition égale à celle de la stimulation [7]. . . . .	28
1.17 Diagramme des facteurs physiologiques et expérimentaux les plus importants de la détermination de la forme d'onde de l'EMG de surface. Un muscle stimulé électriquement peut être équivalent à une unité motrice géante, son potentiel MUAP (potentiel d'action d'une unité motrice) est la somme des contributions de chaque MUAP des fibres qui le compose [7]. . . . .	29
2.1 a) Diagramme général d'une électromyostimulation classique. b) Diagramme du système d'électrostimulation couplé à un électromyogramme. . . . .	31
2.2 Schéma général du système d'électrostimulation et de l'électromyogramme. . . . .	32
2.3 Photographies des cartes PCB. A gauche, la carte de stimulation et à droite la carte d'amplification EMG. . . . .	33
2.4 Schéma du circuit de la carte d'amplification des impulsions de stimulation. . . . .	34
2.5 Courbe caractéristique du courant de sortie ( $I_{load}$ ) en fonction de la tension d'entrée ( $V_{in}$ ) appliquée sur une charge de $500\ \Omega$ . . . . .	35
2.6 a) Courbe de gain (dB) en fonction des fréquences d'utilisation. b) Courbe de phase (degré) en fonction des fréquences d'utilisation. . . . .	36
2.7 Essai de la carte de stimulation pour sur une résistance de charge variable $R_c$ de valeur $500\ \Omega$ , $1000\ \Omega$ et $1500\ \Omega$ . Le courant de stimulation est fixé à $50\ \text{mA}$ , la forme de l'impulsion est biphasique de fréquence $40\ \text{Hz}$ et de largeur d'impulsion de $1\ \text{ms}$ . Pour les trois valeurs de résistance, la tension s'adapte pour conserver un courant constant: $I = \frac{U}{R_c} = \frac{25}{500} = \frac{50}{1000} = \frac{75}{1500}$ . . . . .	37

2.8	Schéma du circuit de la carte d'amplification de l'activité électrique musculaire. Carte 1. . . . .	37
2.9	Schéma du premier étage. . . . .	38
2.10	Schéma du second étage. . . . .	39
2.11	$V_{mc}$ en fonction de la valeur du potentiomètre $PT$ avec une tension continue de 1 V sur les deux entrées du montage. Nous pouvons voir que l'ajustement de $PT$ (aux alentours de 5 k $\Omega$ ) augmente le TRMC. . . . .	40
2.12	a) Courbe de gain (dB) en fonction des fréquences d'utilisation. b) Courbe de phase (degré) en fonction des fréquences d'utilisation. . . . .	40
2.13	Schéma du correcteur automatique d'offset. . . . .	41
2.14	Schéma du filtre à structure de Rauch. . . . .	42
2.15	Diagramme de Bode et de phase du filtre à structure de Rauch avec $R = 15$ k $\Omega$ et $C = 1$ nF pour une fréquence de coupure à 10 kHz. . . . .	43
2.16	A gauche: $E_1 = E_2$ un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1, la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ sur la voie 2 avec un mauvais réglage de $PT$ . A droite: $E_1 = E_2$ un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1, la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ sur la voie 2 avec un bon réglage de $PT$ . . . . .	44
2.17	A gauche: $E_1$ un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV avec un offset de 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1, $E_1$ est à la masse du circuit, la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ sur la voie 2. Nous pouvons voir que l'offset appliqué sur $E_1$ est supprimé sur le signal $V_{EMG}$ . A droite: $E_1$ un signal sinusoïdal d'amplitude -50 mV avec un offset de 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1, $E_1$ est à la masse du circuit, la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ sur la voie 2. Nous pouvons voir que l'offset appliqué sur $E_1$ est supprimé sur le signal $V_{EMG}$ . . . . .	44
2.18	EMG réalisé avec la carte 1 lors d'une série de contractions volontaires sur le biceps droit d'un sujet. . . . .	45
2.19	Schéma du circuit de la carte d'amplification de l'activité électrique musculaire. Carte 2. . . . .	46
2.20	Diagramme de Bode et de phase du filtre avec $R_1 = R_2 = 15$ k $\Omega$ , $C_1 = 2$ $\mu$ F et $C_2 = 1$ nF pour obtenir une fréquence de coupure bas à 5 Hz et une fréquence de coupure haute à 10 kHz. . . . .	47
2.21	Test de la carte EMG 2 pour $E_1 = E_2$ un sinus d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde. Nous voyons les tensions monopolaires $V_{e1}$ et $V_{e2}$ et la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ . . . . .	48



2.22	A gauche: Test de la carte EMG 2 pour $E_1$ un sinus d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde et pour $E_2 = 0$ . Nous y voyons les tensions monopolaires $V_{e1}$ et $V_{e2}$ et la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ . A droite: Test de la carte EMG 2 pour $E_2$ un sinus d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde et pour $E_1 = 0$ . Nous y voyons les tensions monopolaires $V_{e1}$ et $V_{e2}$ et la tension bipolaire entre $E_1$ et $E_2$ est représentée par $V_{EMG}$ .	49
2.23	EMG réalisé avec la carte 2 lors d'une série de contractions volontaires sur le biceps droit d'un sujet.	49
2.24	Interface du logiciel avec les différents blocs de contrôle des paramètres et d'affichage.	50
2.25	Paramètres ajustables des impulsions de stimulation avec l'intensité, la durée d'impulsion et la fréquence du train d'impulsion.	51
2.26	Formes d'onde des impulsions. a) monophasique, b) biphasique, c) double biphasique, d) biphasique amortie et e) Nlet.	52
2.27	A gauche : variation de l'amplitude des impulsions générées par le logiciel pour cinq amplitudes (20, 40, 60, 80 et 100 mA) et pour une forme d'onde biphasique et une durée d'impulsion de 1 ms. A droite : variation de la durée des impulsions générées par le logiciel pour cinq valeurs (0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 ms) et pour une forme d'onde monophasique d'amplitude 40 mA.	53
2.28	Variation de la fréquence du train impulsions générée par le logiciel pour cinq valeurs (10, 30, 50, 70 et 100 Hz) pour une forme d'onde monophasique et une durée d'impulsion de 2 ms.	53
2.29	Formes d'onde des impulsions. a) Monophasique, b) biphasique, c) double biphasique, d) biphasique amortie et e) Nlet	54
2.30	EMG réalisé lors d'une EMS à 30 Hz et 40 mA avec une impulsion biphasique.	55
2.31	EMG réalisé lors d'une EMS à 40 Hz et 40 mA avec une impulsion biphasique.	55
2.32	EMG réalisé lors d'une EMS à 50 Hz et 50 mA avec une impulsion biphasique.	55
2.33	EMG réalisé lors d'une EMS à 60 Hz et 60 mA avec une impulsion biphasique.	55
3.1	$V_{EMG}$ où l'onde M est recueillie avec l'artefact de stimulation. Un exemple arbitraire pour le seuil haut et bas est montré.	61
3.2	Passage des seuils lors de la suppression d'artefact. a) en présence d'un artefact b) sans présence d'un artefact.	62
3.3	Suppression d'artefacts par seuillage. a) le signal $V_{EMG}$ contenant les artefacts. b) le masque de suppression d'artefact créé par la méthode à double seuillage. c) Le signal $V_{EMG}$ sans les artefacts de stimulation.	63
3.4	Suppression d'artefacts par blanking. a) le signal $V_{EMG}$ contenant les artefacts. b) Le masque de suppression créé. c) Le signal $V_{EMG}$ sans les artefacts de stimulation.	64
3.5	Résultat de la transformée continue en ondelette avec l'ondelette de Haar.	65
3.6	a) Signal $V_{EMG}$ . b) La décomposition en ondelette pour le signal $V_{EMG}$ avec un $a_0 = 38$ . c) Courbe $C_{coef}^2$ .	66

3.7	Représentation de la différence entre les maximums des coefficients des artefacts et les maximums des coefficients des ondes M. . . . .	67
3.8	a) $C_{coef}^2$ correspondant à la décomposition en ondelette pour le signal $V_{EMG}$ avec un $a_0 = 38$ . b) <i>masque</i> créé grâce au seuil. c) <i>masque</i> corrigé avec l'érosion. . . . .	68
3.9	Exemple de suppression d'artefacts. a) le signal $V_{EMG}$ d'origine. b) le signal sans artefacts $saV_{EMG}$ . . . . .	69
3.10	Exemple de résultats de suppression d'artefacts avec les ondelettes de Haar (haar), Daubechies (db2, db3 et db4), Symlets (sym2, sym3 et sym4), Coifflets (coif2) et gaussien (gaus1 et gaus2) appliquées sur le signal $V_{EMG}$ de la figure 3.6a. . . . .	70
3.11	Exemple de résultats de suppression d'artefacts avec les ondelettes Coifflets (coif2, coif3 et coif4), Morlet (morl), Meyer (meyr et dmey), Biorthogonal (bior1.1, bior1.3 et bior1.5) et Shannon (shan1-1) appliquées sur le signal $V_{EMG}$ de la figure 3.6a. . . . .	70
3.12	Diagramme en bar des différences moyennes entre les valeurs maximales des coefficients de la CWT (correspondant à $a_0$ ) pendant les artefacts et les ondes M pour chaque impulsion de stimulation pour les ondelettes des figures 3.10 et 3.11. . . . .	71
3.13	A gauche: Représentation d'une valeur PTP en amplitude pour une onde M. A droite: Représentation d'une valeur PTP en durée pour une onde M. . . . .	72
3.14	A gauche) Représentation d'une valeur RMS pour une onde M. A droite) Représentation d'une valeur RMS pour une onde M avec un défaut de ligne de base. . . . .	73
3.15	Spectre de puissance d'une onde M avec la représentation de la fréquence moyenne et médiane. . . . .	74
3.16	Schéma général de l'algorithme de l'indice de fatigue basé sur la CWT. . . . .	75
3.17	Superposition d'une Onde M avec 3 ondelettes couramment utilisées: l'ondelette de Haar, l'ondelette de Daubechies 4 et l'ondelette dite du chapeau mexicain (dérivée seconde d'une gaussien). . . . .	76
3.18	Exemple de création d'ondelette à partir d'une onde M expérimentale. L'ondelette possède la condition d'éligibilité de l'équation 3.14. . . . .	77
3.19	Représentation des résultats d'une CWT entre une ondelette estimée et les ondes M d'une électrostimulation. Quatre maximums locaux sont représentés. Le facteur d'échelle trouvé pour le dôme situé entre $t = 8,45$ et $t = 8,5$ est représenté, il est de 1,8. On peut dire que l'onde M s'est dilatée de 1,8 fois par rapport à l'onde M d'origine. . . . .	79
3.20	a) Facteurs d'échelle trouvés grâce à la détection des maximums locaux. b) Inversion des facteurs d'échelle pour conserver une variation décroissante comme les autres indices de la littérature. . . . .	80
3.21	Création d'un signal EMG complètement artificiel. a) Onde M synthétique créée avec un sinus et un vecteur de valeurs nulles. b) L'onde M précédente est dilatée temporellement de valeurs comprises entre 1 et 3 fois la durée originale. c) Les ondes M artificiellement dilatées sont juxtaposées. d) Ajout d'une perte en amplitude pour donner l'EMG synthétique final. . . . .	81

3.22	Résultat de l'estimation de la fatigue musculaire avec $I_{CWT}$ (ligne en pointillé avec plus) pour un signal $V_{EMG}$ complètement artificiel. La ligne pleine montre le résultat idéal. . . . .	82
3.23	Courbe de création d'un signal EMG artificiel basé sur une onde M expérimentale. a) Onde M expérimentale. b) L'onde M précédente est dilatée temporellement de valeurs comprises entre 1 et 3 fois la durée originale. c) Les ondes M artificiellement dilatées sont juxtaposées. d) Ajout d'une perte en amplitude pour donner l'EMG synthétique final. . . . .	83
3.24	Résultat de l'estimation de la fatigue musculaire avec $I_{CWT}$ (ligne en pointillé avec plus) pour un signal $V_{EMG}$ complètement artificiel. La ligne pleine montre le résultat idéal. . . . .	84
3.25	Exemple de signaux $V_{EMG}$ bruité. a) Pour un signal $V_{EMG}$ complètement artificiel réalisé avec un signal sinusoïdal avec un SNR de 7,61 dB. b) Pour un signal $V_{EMG}$ artificiel réalisé avec une onde M expérimentale avec un SNR de 5,38 dB. . . . .	85
3.26	Application de l'estimation de fatigue $I_{CWT}$ sur un signal $V_{EMG}$ . La ligne pleine représente le résultat idéal, la ligne discontinue affiche le résultat d'un signal $V_{EMG}$ sans ajout de bruit et la ligne en pointillé affiche le résultat d'un signal $V_{EMG}$ avec ajout de bruit avec un SNR de 6,43. . . . .	85
3.27	Exemple de troncature pour une onde M quelconque. a) 0%, b) 40%, c) 60%, d) 80%. e) Erreur d'estimation $I_{CWT}$ en fonction du taux de troncature. . . . .	90
3.28	Exemple de dépendance des cinq indices de fatigue à une troncature de 0, 20, 40, 60 et 80 %. . . . .	92
3.29	Erreur d'estimation moyenne la de fatigue musculaire pour $I_{CWT}$ , PTP, RMS, $F_{mean}$ et $F_{med}$ pour différentes valeurs de troncature. . . . .	93
3.30	Deux exemples de résultats d'indice de fatigue $I_{CWT}$ pour deux essais expérimentaux. . . . .	94
3.31	Exemple d'indice de fatigue pour une stimulation: a) $I_{CWT}$ , b) PTP, c) RMS, d) $F_{mean}$ , e) $F_{med}$ . . . . .	95
3.32	Exemple d'indice de fatigue pour quatre stimulations consécutives: a) $I_{CWT}$ , b) PTP, c) RMS, d) $F_{mean}$ , e) $F_{med}$ , avec une stimulation électrique de fréquence 50 Hz, une amplitude de 50 mA, une durée d'impulsion de 1 ms et une forme d'onde biphasique. Quatre stimulations de 10 s ont été réalisées avec un temps de repos de 10 s entre chaque EMS. . . . .	96
3.33	Exemple de modélisation de l'indice de fatigue $I_{CWT}$ pour une stimulation électrique de fréquence 50 Hz, d'intensité 50 mA, de durée d'impulsion 1 ms, la forme d'onde est biphasique et la durée de stimulation total de 10 s. La ligne grise représente les indices de fatigue expérimentaux et la ligne noire représente son modèle. Les paramètres du modèle $T_p$ , $\tau$ et SSP sont également représentés. . . . .	97
3.34	Extraction des trois paramètres $T_p$ (a), $\tau$ (b) et SSP (c) pour deux sujets avec une fréquence de stimulation variable de 30, 40, 50 et 60Hz. Les autres paramètres de stimulation sont fixé: intensité: 50 mA, durée d'impulsion : 1 ms, forme d'onde biphasique et une durée de stimulation total de 10 s. . . . .	98
3.35	Exemple de représentation 2 axes avec: a) $I_{CWT}$ et PTP, b) $I_{CWT}$ et RMS, c) $I_{CWT}$ et $F_{mean}$ , d) $I_{CWT}$ et $F_{med}$ . . . . .	100
3.36	Exemple de représentation 3 axes avec: a) $I_{CWT}$ et PTP et RMS, b) $I_{CWT}$ et PTP et $F_{mean}$ , c) $I_{CWT}$ et PTP et $F_{med}$ , d) $I_{CWT}$ et RMS et $F_{mean}$ , e) $I_{CWT}$ et RMS et $F_{med}$ , f) $I_{CWT}$ et $F_{mean}$ et $F_{med}$ . . . . .	101

3.37 Exemple d'une distance Euclidienne ( $DE$ ) pour différentes combinaisons d'indices de fatigue: a)  $I_{CWT}$  et PTP et RMS, b)  $I_{CWT}$  et PTP et  $F_{mean}$ , c)  $I_{CWT}$  et PTP et  $F_{med}$ , d)  $I_{CWT}$  et RMS et  $F_{mean}$ , e)  $I_{CWT}$  et RMS et  $F_{med}$ , f)  $I_{CWT}$  et  $F_{mean}$  et  $F_{med}$ . . . . . 102

3.38 Exemple d'une distance Euclidienne normalisée ( $nDE$ ) correspondant au graphique a de la figure 3.37 utilisant trois indices de fatigue ( $I_{CWT}$ , PTP et RMS) pour quatre stimulations consécutives. . . . . 103

4.1 a) Diagramme général d'une électrostimulation classique. b) Diagramme du système d'électrostimulation couplé à un électromyogramme. . . . . 107

4.2 Indice de fatigue  $I_{CWT}$  (trait continu) et ses valeurs moyennes par pas de 1 seconde (traits discontinus) d'une électromyostimulation de 10 s avec comme paramètre : une forme d'onde biphasique, une amplitude de 40 mA, une fréquence de 50 Hz et une largeur d'impulsion d'1 ms. . . . . 109

4.3 Représentation arbitraire des indices de fatigue pour un muscle qui se fatigue de plus en plus (partie décroissante à gauche) et pour un muscle qui se repose (partie croissante à droite). . . . . 111

4.4 Modèle du système. . . . . 111

4.5 Prédictions réalisées grâce à l'identification du premier ordre (ligne discontinue noire) sur une courbe de fatigue arbitraire (ligne noire). . . . . 113

4.6 Prédiction des indices de fatigue  $I_{CWT}$  grâce à l'identification du premier ordre sur une série de 21 électrostimulations biphasiques de 50 Hz, 50 mA de durée constante de 6 s. . . . . 114

4.7 schéma bloc du système. . . . . 115

4.8 Schéma bloc de la régulation par retour d'état. . . . . 116

4.9 a) Commande calculée lors d'une régulation par vecteur d'état pour cinq dynamiques différentes, plus la prédiction se rapproche du seuil, plus la commande diminue. b) Prédiction du capteur lors d'une régulation par vecteur d'état issue de la commande ci-dessus pour cinq dynamiques différentes. . . . . 118

4.10 Test expérimental avec une stimulation biphasique, d'intensité de 50 mA, de fréquence 50Hz, et de durée d'impulsion de 1 ms. a) Les indices de fatigue pour chaque fin de contraction obtenus avec  $I_{CWT}$ . b) Les commandes réalisées avec le contrôle basé le retour d'état. . . . . 119

4.11 Test expérimental avec une stimulation biphasique, d'intensité de 50 mA, de fréquence 50Hz, et de durée d'impulsion de 1 ms. a) Les indices de fatigue pour chaque fin de contraction obtenus avec  $I_{CWT}$ . b) Les commandes réalisées avec le régulateur proportionnel c) Les commandes en fonction des indices de fatigue  $I_{CWT}$ . . . . . 122

4.12 A gauche un ensemble classique où un muscle est considéré « fatigué » ou « non-fatigué » en fonction d'un seuil appliqué à un indice de fatigue fixé arbitrairement à 0,5. A droite, un ensemble flou où un muscle est considéré à  $x\%$  « non-fatigué » ou  $1 - x\%$  « fatigué ». . . . . 123

4.13 Illustration de la sortie du contrôle par logique floue en fonction des deux entrées que nous avons choisies (erreur de l'indice de fatigue par rapport à un seuil et la dérivée de l'erreur). . . . . 123

4.14	Représentation de la commande voulue en fonction des deux entrées du système (l'erreur entre l'indice de fatigue et un seuil de fatigue choisi par l'utilisateur et la dérivée de cette erreur) où la couleur blanche représente une commande forte (une durée de stimulation longue) et la couleur noire représente une commande faible (une durée de stimulation courte). . . . .	124
4.15	Notion de la fatigue musculaire répartie sur trois ensembles flous. La fatigue faible, moyenne et forte en fonction de l'erreur d'un indice de fatigue. Par exemple, si l'erreur d'indice de fatigue vaut 0,2 alors le muscle est considéré comme 33% moyennement fatigué et 67% faiblement fatigué (voir flèches noires). . . . .	126
4.16	En haut) trois exemples de fonctions d'appartenance de l'entrée « Erreur d'indice de fatigue » pour $n_I = 3, 5$ et $7$ (avec $n_I$ le nombre de fonction d'appartenance choisi). En bas) trois exemples de fonctions d'appartenance de l'entrée « dérivée de l'erreur d'indice de fatigue » pour $n_{dI} = 4, 6$ et $8$ (avec $n_{dI}$ le nombre de fonction d'appartenance choisi). . . . .	127
4.17	Exemple de fonctions d'appartenance pour le contrôle avec $n_s = 6$ . . . . .	128
4.18	a) Fonction d'appartenance de l'entrée 1 (erreur d'indice de fatigue) pour une valeur de 0,35. b) Fonction d'appartenance de l'entrée 2 (dérivée de l'erreur d'indice de fatigue) pour une valeur de -0,1. c) Correspondance du couple d'entrée $n_{E_1} = 7$ et $n_{E_2} = 2$ sur la fonction d'appartenance de sortie $n_s = 4$ avec pour valeur limite $L_s = \min\{0, 11; 0, 4\}$ . d) Correspondance du couple d'entrée $n_{E_1} = 6$ et $n_{E_2} = 2$ sur la fonction d'appartenance de sortie $n_s = 4$ avec pour valeur limite $L_s = \min\{0, 89; 0, 4\}$ . e) Correspondance du couple d'entrée $n_{E_1} = 7$ et $n_{E_2} = 3$ sur la fonction d'appartenance de sortie $n_s = 5$ avec pour valeur limite $L_s = \min\{0, 11; 0, 6\}$ . f) Correspondance du couple d'entrée $n_{E_1} = 6$ et $n_{E_2} = 3$ sur la fonction d'appartenance de sortie $n_s = 4$ avec pour valeur limite $L_s = \min\{0, 89; 0, 6\}$ . g) Résultat du raisonnement flou correspondant à la valeur maximale de chaque fonction d'appartenance en sortie. . . . .	129
4.19	Exemple du centre de gravité appliqué sur le résultat d'un raisonnement flou correspondant à la figure 4.18. La valeur trouvée est de 0.6315. . . . .	130
4.20	Test expérimental a) Les indices de fatigue pour chaque fin de contraction obtenus avec $I_{CWT}$ . b) Les commandes réalisées avec le contrôle basé sur la logique floue. c) Les commandes en fonction des indices de fatigue $I_{CWT}$ . . . . .	131
4.21	Schéma de recueillement de la tension de stimulation pendant une électrostimulation sur le biceps. . . . .	134
4.22	Schéma du circuit pour recueillir la tension inter-électrode durant les impulsions de stimulation. . . . .	135
4.23	Exemple de mesure de bio-impédance musculaire: a) La tension inter-électrode ( $V_i$ ), b) Détection des impulsions de stimulation grâce à une technique de suppression d'artefacts, c) $R_{mesure}$ correspondant pour chaque impulsion détectée. . . . .	136
4.24	Bio-impédance d'un sujet au cours d'une stimulation d'intensité fixée à 60 mA, de fréquence fixée à 50 Hz et d'une durée de 6 secondes. . . . .	137
4.25	a) Bio-impédance d'un sujet sur une stimulation d'intensité fixée à 50 mA d'une durée de 6 secondes pour 4 fréquences différentes (40, 50, 60 et 70 Hz). b) Bio-impédance d'un sujet sur une stimulation de fréquence fixée à 50 Hz d'une durée de 6 secondes pour 4 intensités différentes (40, 50, 60 et 70 mA). . . . .	138

---

4.26 a) Bio-impédance pendant une contraction volontaire d'un sujet à sa force maximale, b) Force développée pendant la contraction. . . . .	139
4.27 Représentation des impédances/forces moyennes pour 20 stimulations d'une durée de 6 secondes avec un forme d'onde biphasique, 1 ms de durée d'impulsion, fréquence de 40, 50, 60 et 70 Hz et intensité de 30, 40, 50, 60 et 70 mA. . . . .	139
4.28 Représentation des impédances/forces finales pour 20 stimulations d'une durée de 6 secondes avec un forme d'onde biphasique, 1 ms de durée d'impulsion, fréquence de 40, 50, 60 et 70 Hz et intensité de 30, 40, 50, 60 et 70 mA. . . . .	140
4.29 Représentation du modèle de résistance mesurée $R_{mesure}$ . Deux résistances en parallèle avec $R_m$ la résistance des tissus musculaires et $R_c$ la résistance de la contraction du muscle. . . . .	140
4.30 Exemple d'erreurs quadratiques en fonction de $R_m$ . La résistance $R_m$ qui linéarise le mieux les résultats mesurés est celui pour lequel l'erreur est minimale. Elle est représentée par la flèche. . . . .	141
4.31 A gauche) Exemple de discrimination pour les calculs de $R_c$ pour cinq fréquences différentes (30, 40, 50, 60 et 70 Hz). A droite) point de concourance des approximations de droite. . . . .	142

# Liste des tableaux

1.1	Résultat d'une évaluation de l'effort physique durant une électromyostimulation pour les positions assise, debout et en marche (d'après [8]). . . . .	25
3.1	Erreur moyenne absolue pour $I_{CWT}$ en % . . . . .	88
3.2	Erreur moyenne absolue pour les indices de la littérature en % . . . . .	89
3.3	Taux de troncature maximal permettant à l'indice $I_{CWT}$ de rester en dessous d'un taux d'erreur en fonction des fréquences de train d'impulsions. . . . .	91
4.1	Valeurs des différents paramètres de l'identification. . . . .	113
4.2	Valeurs des différents paramètres de l'identification. . . . .	114
4.3	Exemple de tableau d'inférence pour $n_I = 7$ , $n_{dI} = 5$ et $n_s = 6$ . . . . .	127
4.4	Exemple de correspondance entre les étiquettes d'entrée et de sortie. Si $n_{E_1} = 6$ et $n_{E_2} = 2$ alors $n_s = 4$ , si $n_{E_1} = 6$ et $n_{E_2} = 3$ alors $n_s = 4$ , si $n_{E_1} = 7$ et $n_{E_2} = 2$ alors $n_s = 4$ et si $n_{E_1} = 7$ et $n_{E_2} = 3$ alors $n_s = 5$ . . . . .	128

# Introduction

La rééducation musculaire est un traitement permettant de soigner les atteintes musculaires des patients. Elle a pour but de renforcer les muscles qui ne sont plus ou moins capable d'effectuer des mouvements naturels et de diminuer les douleurs musculaires. Ces atteintes musculaires peuvent survenir dans plusieurs cas causés par des accidents (trauma), divers types de maladie (les myopathies) touchant la chaîne de la contraction musculaire ou des ruptures tendineuses. Dans l'intention de réapprendre aux muscles à travailler, le kinésithérapeute fait exécuter aux patients différents exercices de renforcement. Il utilise le plus souvent des contractions isométriques (où le squelette reste fixe) lors d'une rééducation musculaire pour limiter les risques de complication. Généralement, le praticien interrompt les exercices de rééducation si le patient ressent une douleur trop importante afin d'éviter les complications.

La première phase de la rééducation musculaire est la récupération de mobilité des muscles. Il s'agit de redonner aux muscles une bonne amplitude de mouvement et une bonne élasticité. Cette phase dure généralement de quelques semaines à plusieurs mois. Une fois cette étape achevée, le kinésithérapeute définit un programme d'amélioration de la motricité et de renforcement musculaire, c'est la seconde phase. L'objectif est d'amener le patient à accroître son endurance physique et à augmenter sa force musculaire. Le kinésithérapeute utilise, pour cela, différents supports comme par exemple des bicyclettes ou des haltères. Pour le renforcement musculaire, le praticien utilise également des appareils multifonctions comme les appareils de musculation. Ces programmes sont généralement assez longs pour que le patient retrouve une bonne capacité musculaire. Ils peuvent en effet durer plusieurs mois. Afin d'améliorer l'efficacité des programmes, le kinésithérapeute utilise également des appareils d'électrostimulation en complément des exercices classiques. Pour le praticien, l'électrostimulation a plusieurs avantages. Toutes les fibres musculaires sont recrutées simultanément, ce qui en fait une forme d'entraînement très efficace en comparaison avec les exercices de musculation traditionnels. Un groupe musculaire précis peut être choisi. La stimulation recrute aussi bien les fibres lentes que rapides, ces dernières sont généralement difficiles à entraîner lors d'exercices ordinaires. L'électrostimulation permet aussi de récupérer plus facilement d'un exercice car elle provoque une circulation sanguine plus importante et les toxines sont éliminées plus efficacement. Le



plus grand avantage pour le kinésithérapeute est la réduction du temps de rééducation qui permet au patient de retrouver ainsi ses fonctions motrices plus rapidement. Ces exercices, qui améliorent le renforcement des muscles, sont également très appréciés des sportifs pour atteindre un développement de force plus important.

L'électrostimulation est une technique d'électrothérapie communément répandue. Son utilité principale est d'inciter le muscle stimulé à se contracter et ainsi à créer une masse musculaire plus importante. Cette réaction du muscle est possible grâce aux contractions musculaires induites par l'électrostimulation. Sur des sujets sains (comme les sportifs), ce procédé sert à acquérir une force musculaire plus importante et permet donc aux sujets d'augmenter leur force maximale. Cette méthode est généralement utilisée en tant que complément sportif (en plus de la pratique du sport) pour le renforcement musculaire. Sur des sujets pathologiques, le renforcement musculaire de manière volontaire s'avère beaucoup plus difficile, ceci étant du par exemple aux atrophies, aux dégénérescences musculaires ou à des problèmes respiratoires, cardiaques ou d'obésités sévères. Le patient ne peut plus (ou très difficilement) effectuer des exercices de renforcement classiques d'une manière volontaire (comme la marche) qui permettent la rééducation musculaire. Afin de faciliter la prise de masse musculaire, l'électrostimulation est alors utilisée. Si la prise de masse musculaire n'est plus possible, comme avec les pathologies dégénératives, l'électrostimulation permet néanmoins de la maintenir, évitant ainsi une perte inéluctable sans électrostimulation.

Afin de réaliser une séance d'électrostimulation, des électrodes sont appliquées sur la peau et des impulsions de tension ou de courant électrique de diverses formes sont envoyées aux muscles. Les paramètres variables des impulsions peuvent être leurs fréquences, la largeur des impulsions, la forme d'onde ou encore leurs amplitudes. Ces paramètres permettent d'obtenir des objectifs différents comme une relaxation musculaire, une récupération musculaire, un renforcement musculaire ou un soulagement de douleurs. De nombreux appareils d'électrostimulation existent et permettent la sélection de plusieurs programmes d'entraînement. Ces programmes durent le plus souvent de 10 à 40 minutes et sont généralement dédiés à un groupe musculaire.

Le projet dans lequel nous nous insérons se place dans les domaines de la conception de systèmes électriques biomédicaux mais aussi le traitement du signal appliqué aux signaux biophysiques. Les études des signaux électriques issus des milieux biologiques sont de plus en plus nombreuses. Elles permettent une compréhension toujours plus profonde et précise de ces milieux extrêmement complexes. Les signaux que nous étudions sont les électromyogrammes (EMG) de surface qui sont la représentation de l'activité électrique musculaire par le biais d'électrode de surface. Ces signaux ont la particularité de représenter une grande quantité de sources. En effet, le signal EMG est une intégration d'une multitude d'autres signaux (les potentiels d'action) qui se propagent dans les fibres musculaires. L'EMG donne donc une vue globale de la contraction musculaire et fournit des informations générales de l'état des fibres musculaires dont il dépend. L'étude des signaux EMG dans le

milieu médical permet de diagnostiquer des pathologies liées aux troubles de la motricité (muscle, nerf et cerveau). La caractérisation de certains paramètres contenus dans l'EMG comme la vitesse de conduction, l'amplitude, les fréquences qui le composent, permet d'orienter le diagnostic du médecin. Ces paramètres sont aussi utilisés pour faire des estimations de la fatigue musculaire pendant une contraction. Cette fois ci, ce sont les variations des paramètres au cours de l'effort qui sont observées. Les EMG sont également utilisés dans d'autres domaines comme le contrôle de prothèse où l'EMG sert de commande pour l'activation de certaines fonctions de la prothèse.

Ainsi, l'électrostimulation et l'électromyographie sont deux procédés couramment utilisés dans les domaines médicaux, sportifs et même domestiques (les deux derniers sont principalement liés à l'électrostimulation). Le perfectionnement et l'amélioration des systèmes permettant la réalisation de ces deux procédés a donc de l'influence sur chacun de ces domaines. A l'heure actuelle, lorsqu'une séance d'électrostimulation est réalisée dans un but de rééducation musculaire, un praticien paramètre l'électrostimulateur pour la séance ou modifie les paramètres au cours de la séance. Ce type de traitement possède deux inconvénients majeurs. Le praticien règle l'appareillage, ce qui lui demande du temps, et les paramètres qu'il choisit ne sont fonction que de son expérience; ils ne prennent pas en compte le comportement du muscle pendant la stimulation. Le projet que nous mettons en place a pour but de supprimer ces deux inconvénients. Généralement, l'électromyographie et l'électrostimulation sont utilisées de manière séparée. L'électromyographie permet d'analyser le comportement des muscles soumis à une contraction (volontaire ou induite électriquement). L'électrostimulation entraîne ou réentraîne les muscles. Si une interconnexion existait entre l'électrostimulateur et l'électromyographie, les paramètres de stimulation pourraient s'adapter en fonction des informations contenues dans l'EMG. De cette manière, l'électrostimulation pourrait être adaptée à l'état du muscle qui est stimulé, évitant ainsi au praticien une modification des paramètres de façon incertaine. De plus, un mauvais paramétrage de la stimulation peut être dangereux. Si un muscle continue d'être soumis à une stimulation électrique alors que celui-ci n'est plus en condition de subir une contraction musculaire, la stimulation pourrait l'endommager allant contre l'objectif pour lequel l'électrostimulation est utilisée (renforcement musculaire). Si les stimulations sont dépendantes de l'état dans lequel le muscle se trouve, alors la stimulation pourrait devenir moins importante si le muscle n'a plus toutes les capacités de se contracter.

Ainsi, les buts de ce projet sont : 1) de contrôler les paramètres de stimulation grâce à une estimation de la fatigue musculaire, en utilisant l'acquisition de l'EMG durant la contraction évoquée électriquement. Ce contrôle, qui prend en compte une information sur l'état du muscle pourra permettre d'éviter la génération de dommages tissulaires. 2) d'améliorer l'efficacité du reconditionnement musculaire. En augmentant l'efficacité du reconditionnement, la durée totale de la rééducation des patients devrait être réduite. De plus, l'utilisation d'un appareillage à domicile pourrait être facilitée, raccourcissant ainsi la prise en charge du patient par un praticien, ce qui entraînerait une charge financière beaucoup moins importante. Ce travail de thèse se focalise sur l'utilisation de la

fatigue musculaire afin d'asservir les paramètres de stimulation. Cependant, nous aurions pu utiliser d'autres caractéristiques physiologiques comme, par exemple, la force développée, voir même de plusieurs caractéristiques simultanément.

Ce manuscrit de thèse s'articulera sur quatre chapitres. Le premier offrira aux lecteurs une vue générale du projet afin de mieux comprendre le fonctionnement des muscles squelettiques humains, de l'électrostimulation et de l'électromyographie. Le deuxième chapitre apportera des informations à-propos du matériel qui est utilisé dans notre système. Il décrit l'électrostimulateur, l'électromyographe et le couplage qui existe entre les deux. Le troisième introduira plusieurs indices de fatigue implémentés dans le système. Certains sont couramment utilisés dans la littérature et un nouveau, que nous avons mis en place, est basé sur la transformée en ondelette. Des tests de sensibilité aux bruits et aux tronçures ont également été réalisés. Puis, des résultats expérimentaux d'estimation de la fatigue musculaire, obtenus grâce au nouveau système d'électrostimulation avec biofeedback d'électromyogramme, sont présentés. Le dernier chapitre présentera des méthodes afin de contrôler la fatigue musculaire grâce à l'utilisation des estimations de fatigue au cours d'une session d'électrostimulation. Une étude préliminaire sur le couplage impédance-force est aussi décrite, montrant une possibilité d'utilisation de la bio-impédance musculaire comme estimateur de force développée.

# Chapitre 1

## État de l'art

### 1.1 Vue d'ensemble

Ce projet s'inscrit dans le domaine de l'électronique biomédicale. L'électronique et le traitement des signaux y deviennent de plus en plus présents car ils aident et améliorent le travail du praticien médical. Ce travail de thèse consiste à développer un nouvel outil de réentraînement de la fonction neuromusculaire afin de restaurer la masse musculaire dans le but de rééduquer les sujets atteints de déconditionnement musculaire. Il vise à accélérer la durée de rééducation tout en empêchant que le muscle ne subisse des dommages supplémentaires, pendant les séances d'électrostimulation, s'il est sur-stimulé alors qu'il n'est plus en état de continuer à se contracter. Ce nouvel outil sera un électrostimulateur « intelligent » qui utilisera en parallèle des techniques d'analyse de signaux basées sur les électromyogrammes et des techniques d'électromyostimulation (EMS). Les paramètres de stimulation pourront ainsi être adaptés en temps réel en prenant en compte l'état physiologique du muscle. L'asservissement qui existe entre la réponse électromyographique du muscle et les paramètres de stimulation au cours d'une séance d'EMS permettra d'optimiser le reconditionnement musculaire des patients atteints d'atrophie musculaire. Bien que le projet vise, au départ, les patients touchés par des pathologies ou des immobilisations prolongées, il pourra, par la suite, être utilisé par des sportifs désireux d'augmenter leurs performances ou encore par le grand public.

### 1.2 Contexte et enjeux

Le système que nous développons est un nouvel outil de rééducation des fonctions musculaires des sujets atteints de déconditionnement musculaire. De nombreuses pathologies peuvent créer un déconditionnement musculaire. C'est le cas pour des pathologies cardio-vasculaires, respiratoires ou métaboliques (ex: obésité, diabète) qui sont des maladies de plus en plus présentes dans un contexte

d'hypoactivité physique des patients. La sédentarité de ces derniers est un risque aggravant de survenue de ces maladies. Le déconditionnement musculaire est aussi engendré par des pathologies affectant la chaîne de la contraction musculaire comme les maladies dégénératives (dystrophies musculaires ou syndromes myasthéniques). Lorsque ces pathologies deviennent chroniques, elles accélèrent le processus de déconditionnement entraînant ainsi une « spirale de déconditionnement ». Les maladies ne sont pas les seules causes du déconditionnement musculaire, il peut également apparaître lorsqu'un patient subit une période d'immobilisation d'un ou de plusieurs membres (personne alitée) comme par exemple après une blessure ou une intervention chirurgicale. Due à ces conditions particulières, il leur est difficile d'effectuer des séances de renforcement musculaire classiques où les contractions sont réalisées de manière volontaire, sous forme d'exercice physique comme la musculation ou le vélo en salle. Afin de pallier ce problème, ces patients pratiquent des séances EMS. L'efficacité du renforcement musculaire utilisant des systèmes d'électromyostimulation classiques a été prouvée pour des entraînements sportifs et pour le reconditionnement musculaire résultant de certaines pathologies ou de traumatismes [9, 10]. L'utilisation de systèmes d'EMS permet à ces patients d'accélérer leurs renforcements musculaires, ce qui réduit le temps nécessaire à leurs rééducations en clinique avec l'aide d'un kinésithérapeute. Cependant, les électrostimulateurs actuels ne prennent pas en compte l'état physiologique dans lequel se trouve le muscle stimulé. C'est sur ce point que réside l'intérêt du projet. Nous souhaitons optimiser les paramètres de stimulation en temps réel grâce aux réponses électriques musculaires. Ces réponses électriques sont une représentation de l'état physiologique du muscle sous la forme d'une activité électrique, c'est l'électromyogramme. Ces signaux peuvent être utiles puisqu'ils contiennent des informations sur la manière dont le muscle se comporte pendant la contraction. L'EMG permet, par exemple, d'estimer la fatigue musculaire et pourrait éviter d'endommager les tissus musculaires en cas de sur-stimulation d'un muscle qui ne serait plus en condition d'être stimulé.

Conséquemment, ce projet vise à améliorer l'efficacité du reconditionnement musculaire par électrostimulation afin de diminuer le déconditionnement musculaire des patients tout en réduisant le temps de la rééducation. Si le temps de la rééducation est diminué, le coût de la rééducation est réduit. Les séances sont moins nombreuses et demandent alors moins de prise en charge par un kinésithérapeute. Un appareil d'électrostimulation intelligent pourrait intéresser les centres de rééducation publics et privés ainsi que les professionnels de la rééducation. De même, ce type d'électrostimulateur intelligent pourrait être commercialisé sur le marché grand public pour des sujets en phase de rééducation après un traumatisme entraînant une période d'immobilisation ou chez les sujets sportifs en phase de renforcement musculaire.

Afin d'apporter les informations nécessaires à la compréhension du projet, ce chapitre présente l'anatomie musculaire pour comprendre quelles sont les étapes clés de la contraction musculaire. Une présentation de l'électromyostimulation (EMS) puis de l'électromyogramme (EMG) et de leurs utilisations sont décrites pour savoir comment ils sont réalisés. Le chapitre se termine avec l'introduction

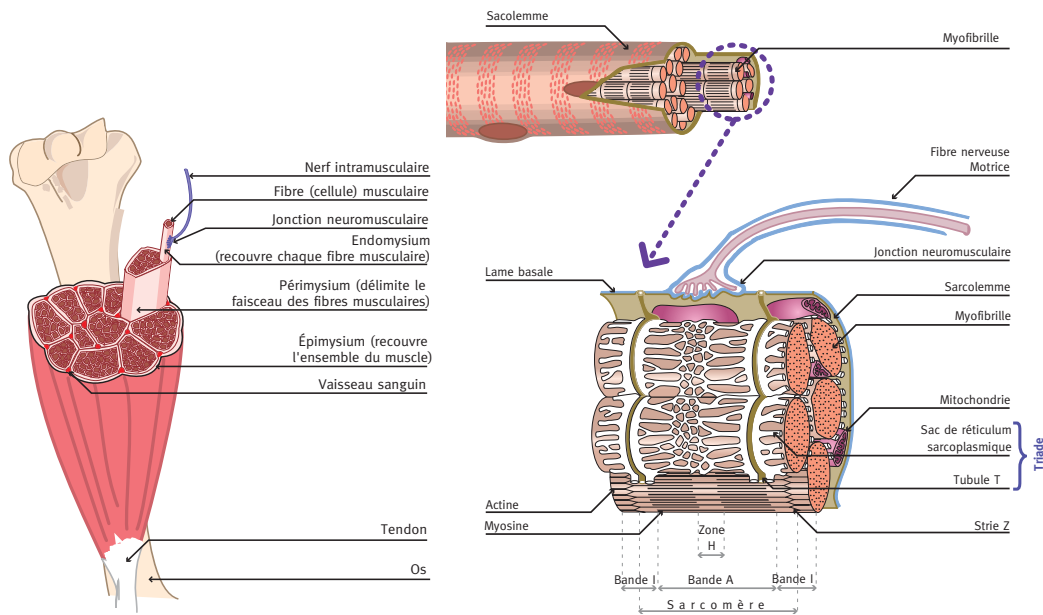


FIGURE 1.1 – A gauche) constitution d'un muscle de son enveloppe (Epimysium) jusqu'à la fibre musculaire. A droite) constitution de la fibre musculaire du Sarcolemme jusqu'aux myofibrilles [1].

de la fatigue musculaire en général et plus particulièrement de la fatigue musculaire pendant l'électrostimulation. Une corrélation entre la fatigue musculaire et le milieu physiologique est également exposée.

### 1.3 Le muscle

Les muscles forment l'un des tissus les plus présents du corps humain puisqu'ils constituent 40 %, en moyenne, de la masse corporelle. Le corps humain comprend plus de 640 muscles dont la taille varie selon leur fonction. Certains muscles qui demandent beaucoup d'effort sont très volumineux comme ceux utilisés pour marcher (quadriceps), d'autres qui demandent plus de précision sont très petits comme ceux utilisés pour la parole ou les muscles de la bouche (certains ne sont commandés que par quelques unités motrices).

Le muscle est un tissu très complexe constitué d'un enchevêtrement de très nombreuses fibres. Les muscles ont la particularité d'être des tissus contractiles. Avec le tissu nerveux, les muscles sont les seuls tissus excitable du corps. Il en existe deux types: les muscles squelettiques (ou striés) permettent de mouvoir les parties de notre corps; ils sont contrôlés de manière consciente. Les muscles lisses permettent le déplacement de substances intracorporelles et sont contrôlés de manière inconsciente. Le muscle cardiaque, bien qu'appartenant aux muscles striés, a ses propres caractéristiques des points de vue commande, structure et son mécanisme excitation-contraction.

Les muscles squelettiques sont rattachés au squelette par des tendons. Ils sont constitués de milliers de cellule en forme de cylindre appelées fibres musculaires. Elles sont regroupées en faisceaux qui eux même sont regroupés pour constituer un muscle (voir figure 1.1 à gauche). Il existe plusieurs types de fibres musculaires:

- Les fibres « lentes » (type I ou « rouges »). Elles sont utilisées lors d'exercices d'endurance tel qu'un marathon. Ces fibres sont plutôt fines et sont utilisées dans un métabolisme aérobie (avec consommation d'oxygène), elles sont riches en myoglobine (transporteur d'oxygène, ressemblant à l'hémoglobine) et en mitochondries (générateur d'ATP par un processus d'oxydation).
- Les fibres « rapides » (type II ou « blanches »). Elles sont plus volumineuses et sont utilisées dans des exercices demandant un développement de force important sur des courtes durées (sprint). Elles sont riches en glycogène et en enzymes glycolytiques d'où une couleur blanche. Elles sont recrutées en métabolisme anaérobie (sans consommation d'oxygène); elles utilisent la phosphocréatine (PCr), puis le glycogène présent à proximité. Cependant, les réserves sont assez faibles (quelques minutes d'exercice) et c'est pourquoi ces fibres sont très sensibles à la fatigue.

Chaque fibre musculaire est connectée avec le système nerveux central (SNC). Le cerveau génère des impulsions ayant pour but le déclenchement de la contraction de plusieurs fibres musculaires. Les nerfs transportent ces impulsions du cerveau jusqu'aux fibres (cf figure 1.4a). La fin du nerf est ramifiée en plusieurs brins qui sont tous connectés à une fibre uniquement. Grâce à cette ramification, chaque nerf peut transporter une information de déclenchement à plusieurs fibres musculaires. Cette configuration s'appelle une unité motrice UM (fibres musculaires commandées par le même nerf). Les unités motrices peuvent comporter plusieurs centaines de fibres pour les muscles demandant beaucoup de force (comme les quadriceps), elles peuvent également comporter une seule fibre pour les mouvements de précision (comme les muscles des lèvres).

La fibre musculaire et le nerf sont interconnectés par une liaison appelée « jonction neuromusculaire » [11] (cf figure 1.1 à droite). Elle transmet le signal de contraction provenant du nerf à la fibre musculaire. La figure 1.2 explique le processus qui survient lors de l'arrivée d'un potentiel d'action à la jonction neuromusculaire, en 1 sur la figure. Ce potentiel d'action crée une libération d'acétylcholine au niveau du synapse, en 2 sur la figure. L'acétylcholine voyage à travers la liaison synaptique jusqu'aux récepteurs nicotiniques. La partie du sarcolemme ainsi activée se dépolarise grâce à l'entrée d'ions sodium ( $\text{Na}^+$ ), ce qui a pour effet de créer un potentiel d'action dans la fibre musculaire. La tubule T propage ce nouveau potentiel jusqu'au Réticulum sarcoplasmique, qui stocke les ions calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) nécessaires à la contraction musculaire. L'arrivée d'un potentiel d'action au Réticulum sarcoplasmique provoque la libération du  $\text{Ca}^{2+}$  qui engendre la contraction de la fibre musculaire, en 3 sur la figure 1.2.

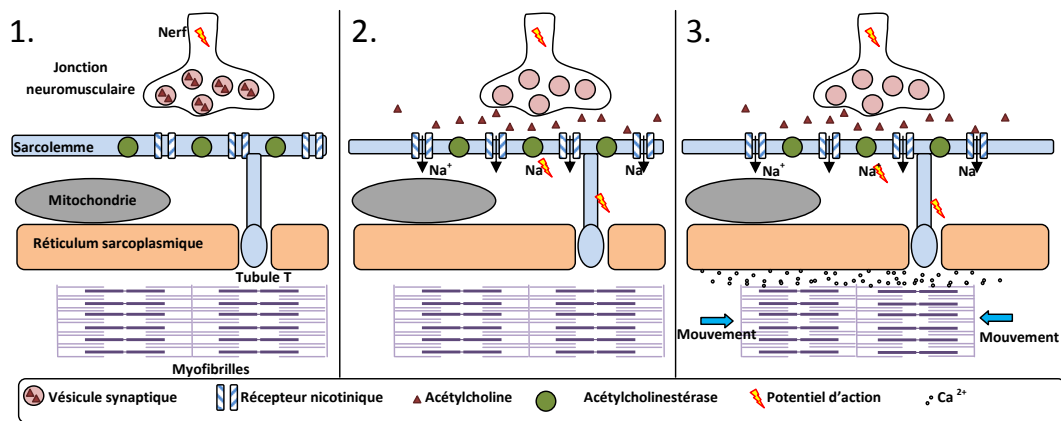


FIGURE 1.2 – Mécanisme de transmission d'un potentiel d'action du nerf à la fibre musculaire par l'intermédiaire de la jonction neuromusculaire. 1) Arrivée d'un potentiel d'action à la jonction neuromusculaire. 2) Libération de l'acétylcholine, entrée de sodium dans la fibre musculaire et propagation du potentiel d'action au Réticulum sarcoplasmique. 3) Libération de calcium et contraction des myofibrilles.

Les fibres musculaires peuvent encore être décomposées en unités plus petites qui sont appelées myofibrilles [12, 13] (voir figure 1.1 à droite). Ce sont ces myofibrilles, constituées de fibres d'actine et de myosine, qui sont capables de développer une force grâce à la création d'un glissement entre les deux types de fibres l'une par rapport à l'autre. Sans la libération d'ions  $\text{Ca}^{2+}$  du réticulum sarcoplasmique, les brins d'actine et de myosine ne peuvent pas s'accrocher ensemble car les sites d'accroche des filaments d'actine sont obstrués par une protéine: la troponine. En présence de  $\text{Ca}^{2+}$ , la troponine se lie avec le  $\text{Ca}^{2+}$  et libère les sites d'accroche pour les têtes de myosine, permettant aux brins de glisser entre eux. Ce glissement cause une réduction de la longueur de la fibre musculaire, ce qui crée deux forces partant des extrémités vers le centre du muscle. La figure 1.3 montre ce phénomène de glissement qui génère une force grâce à la consommation d'adénosine triphosphate (ATP) qui est le carburant des muscles. Cinq étapes majeures peuvent être attribuées à la contraction d'une fibre musculaire, correspondant aux cinq parties de la figure 1.3. 1) Attachée: les brins d'actine et de myosine sont attachés par la tête de myosine grâce au  $\text{Ca}^{2+}$  présent. 2) Libération: l'arrivée d'une molécule d'ATP supprime le lien entre la tête de myosine et le brin d'actine, ce qui libère les deux brins. 3) Déploiement: l'hydrolyse de l'ATP en ADP (adénosine diphosphate) et phosphate inorganique (Pi) fait déplacer la tête de myosine le long du filament d'actine pour venir s'accrocher un peu plus loin sur le filament d'actine de 5 nm environ. 4) Traction: la libération de l'ion phosphate inorganique (issue de la décomposition de l'ATP) génère un coup de force qui tire le filament d'actine générant ainsi un glissement entre les deux brins. L'ADP est alors libéré. 5) Attachée: les deux brins sont dans la même configuration que pour 1. Les deux brins ont glissés de 5 nm et sont prêt pour recommencer un cycle à l'arrivée d'une autre molécule d'ATP, s'il y a toujours présence de  $\text{Ca}^{2+}$ .



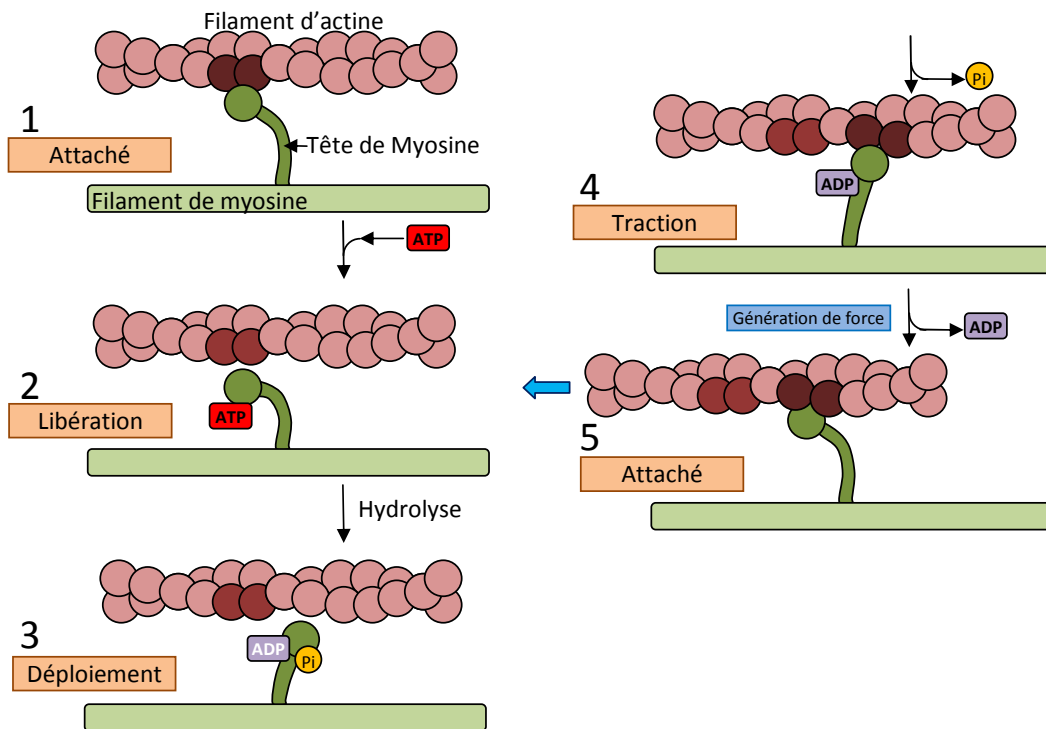


FIGURE 1.3 – Mécanisme de glissement entre les brins d'actine et de myosine généré en présence d'ion calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) et d'adénosine triphosphate(ATP) [2].

## 1.4 L'électromyostimulation

### 1.4.1 Définition et principe

Une électrostimulation consiste à évoquer des potentiels d'action soit dans le système nerveux soit dans les fibres musculaires grâce à un courant électrique induit sans que le sujet qui y est soumis n'en demande une volontairement. Les potentiels d'action générés entraînent alors la contraction musculaire.

Sur la figure 1.4a, nous pouvons observer la manière dont la contraction volontaire d'un muscle est réalisée. Des potentiels d'action (PA) sont générés par le cortex moteur du cerveau et sont amenés à la moelle épinière (1). Les PA voyagent le long de la moelle épinière puis transitent par les nerfs (2) jusqu'aux jonctions neuromusculaires du muscle qui doit être contracté. L'arrivée des PA aux jonctions neuromusculaires engendre la contraction des fibres musculaires qui y sont associées (3), ce qui provoque la contraction musculaire. Lors d'une électromyostimulation (voir figure 1.4b), la génération des PA ne se fait pas volontairement dans le cerveau (1), elle est induite par une stimulation externe au système nerveux. Par exemple, lors d'une électrostimulation de surface classique, deux électrodes de stimulation sont placées sur le muscle. Une électrode proximale (2a) et une autre

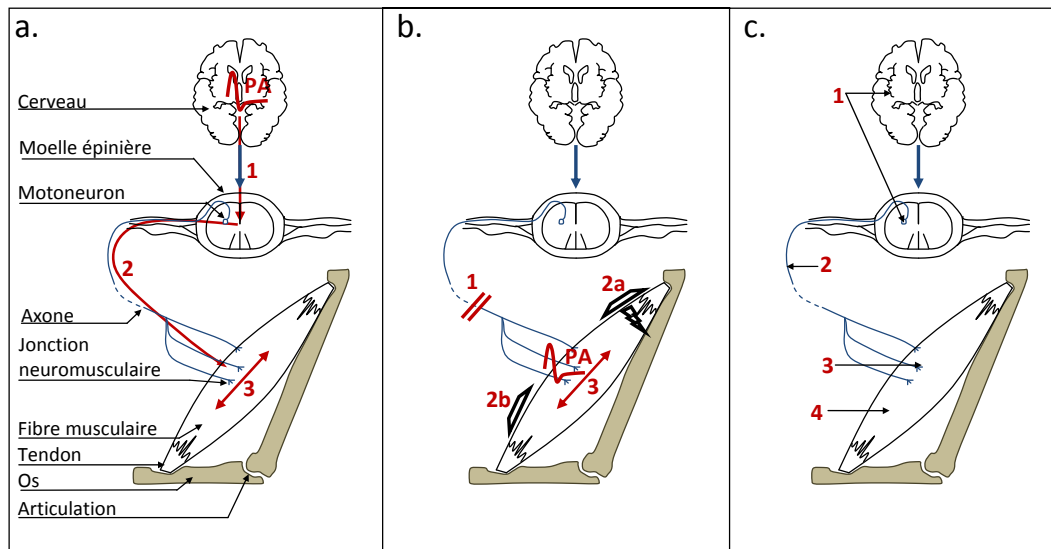


FIGURE 1.4 – Différence entre une contraction volontaire et évoquée électriquement. a) Génération d'une contraction musculaire de manière volontaire. b) Génération d'une contraction musculaire sous électrostimulation (avec électrodes de surface sur le muscle). c) Lieux de stimulations possibles.

distale (2b). Un courant électrique est induit entre ces deux électrodes et vient évoquer des PA au niveau des jonctions neuromusculaires. Les PA évoqués engendrent alors la contraction des fibres musculaires.

Il existe quatre sites de stimulation pour évoquer la contraction d'un muscle. Pour chacun des sites, la stimulation consiste à créer des PA de manière artificielle. Les quatre sites sont représentés sur la figure 1.4c où chaque numéro indique un site, tel que: 1) par stimulation électrique ou magnétique (TMS: stimulation magnétique transcranienne) du système nerveux central (SNC) [14], 2) par stimulation des nerfs périphériques grâce à des électrodes de surface, des électrodes neurales ou par des électrodes implantées (électrodes en forme d'anneau placées autour du nerf) [15], 3) par stimulation des terminaux des axones grâce à des électrodes filaires implantées dans le muscle, des électrodes subcutanées placées entre la peau et le muscle ou des électrodes transcutanées placées sur le muscle au niveau d'un point moteur (électrodes de surface) [16] et 4) par stimulation directe des fibres musculaires [17]. Lors d'électrostimulations de surfaces utilisées dans le reconditionnement musculaire, les types 2 et 3 sont généralement utilisés car ils permettent une contraction générale d'un muscle ou d'un groupe musculaire, ce qui n'est pas possible avec le type 1 ou 4 qui provoquent des contractions plutôt localisées.

Il existe deux types de technique de stimulation qui sont couramment employées pour les sites de stimulation 2 et 3, à savoir:

- La technique monopolaire: ce terme est utilisé lorsque la stimulation électrique est réalisée

au voisinage d'une seule électrode de stimulation. Généralement, l'une des deux électrodes est située près d'un nerf ou d'un point moteur et l'autre sur un point osseux (ou éloignée des tissus excitables). Une autre méthode est d'utiliser une deuxième électrode beaucoup plus grande que la première afin de s'assurer que la densité de courant soit assez faible sur l'une des deux électrodes et reste donc en dessous du seuil d'excitation des fibres musculaires qui lui sont proches.

- La technique bipolaire: généralement de tailles identiques, les deux électrodes sont appliquées sur ou au voisinage des tissus excitables. La stimulation est moins localisée que pour la technique monopolaire puisqu'elle englobe l'environnement compris entre les deux électrodes. Elle permet cependant de créer un courant d'excitation qui va dans le même sens que les fibres musculaires.

Les étages de sortie des électrostimateurs permettant d'obtenir deux types d'électrostimulation sont

- contrôlés en tension: la tension des impulsions de stimulation est maintenue relativement constante malgré la variation d'impédance inter-électrode. Cette variation d'impédance implique une variation de courant de stimulation. Cela entraîne une variation de la réponse musculaire [18, 19].
- contrôlés en courant: dans ce cas, c'est le courant de stimulation qui est maintenu constant indépendamment des variations d'impédance inter-électrode. La tension des impulsions de stimulation s'adapte en fonction de l'impédance inter-électrode pour maintenir un courant constant. Ce type de stimulation donne généralement une réponse plus stable de la contraction du muscle [18, 19].

La contraction évoquée électriquement entraîne une consommation énergétique globale plus importante que lors d'une contraction volontaire (en comparaison avec un développement de force similaire) [20]. Ceci peut s'expliquer au travers plusieurs phénomènes:

La contraction musculaire électro-induite sollicite les fibres musculaires dans une zone superficielle du muscle proche des électrodes [21], contrairement à une contraction volontaire qui tend à recruter des fibres sur la totalité du muscle. Le recrutement caractéristique pendant une électrostimulation avec des électrodes de surface est dépendant de la propagation du courant induite entre les électrodes. De ce fait, les unités motrices superficielles sont activées les premières et la profondeur des fibres recrutées est d'autant plus grande que le courant (la force développée) est important [22] (voir la figure 1.5). De plus, l'électrostimulation aurait tendance à solliciter la même population de fibres musculaires durant une contraction [23], ce qui n'est pas le cas lors d'une contraction volontaire où le jeu de fibres est modifié tout au long de l'effort. L'électrostimulation a également tendance à imposer une fréquence de potentiel d'action dans les fibres proche des limites autorisées par les fibres (aux alentours de 10 et 30 Hz pour les fibres de type I et aux alentours de 65 Hz pour les fibres de type II [24]), ceci les ferait fonctionner proche du maximum de leurs capacités [23].

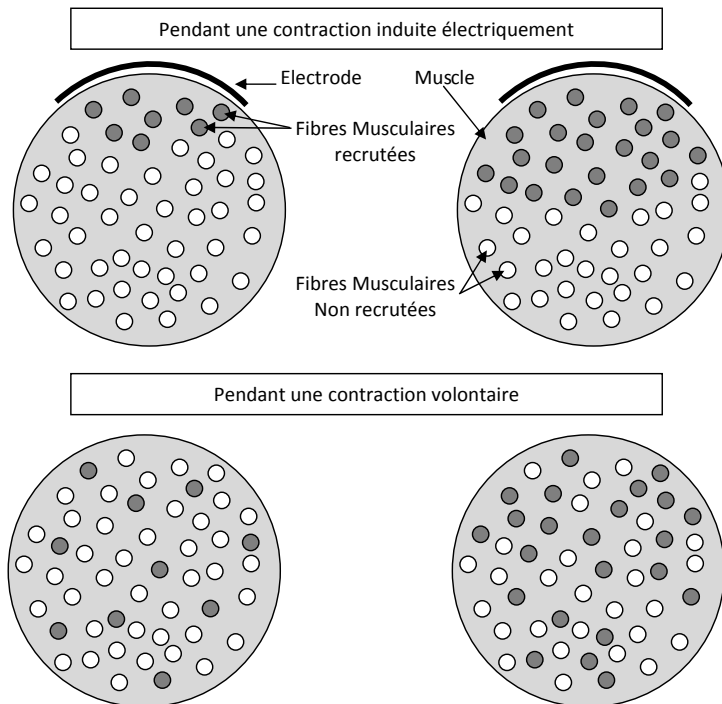


FIGURE 1.5 – Illustration du recrutement des fibres musculaires pendant une électrostimulation (en haut) et pendant une contraction volontaire (en bas) pour une force développée faible (à gauche) et plus importante (à droite).

### 1.4.2 L'utilisation de l'électromyostimulation

L'effet majeur recherché lors d'une EMS est la prise de masse musculaire [25] [26]. En étant électriquement stimulé, le muscle se contracte et donc développe une force. La contraction du muscle imite donc la contraction provoquée durant un exercice réel. Le muscle réagit alors de la même manière en créant une masse musculaire supplémentaire au fur et à mesure des sessions d'EMS [25] [26]. L'EMS est utilisée dans plusieurs applications.

- Chez le sportif, où elle est utilisée pour acquérir une force et une puissance musculaire plus importante [27]. Cependant, la littérature a tendance à montrer que l'EMS ne peut être utilisée que comme un complément à des exercices sportifs [28].
- Lors de situations d'immobilisation segmentaire, où le patient est sujet à de l'amyotrophie et de la perte de force. L'EMS est utilisée afin de limiter ces atteintes musculaires et de réduire la période de rééducation qui suit [29]. L'EMS est également utilisée pour suppléer à une incapacité à contracter volontairement le muscle (EMS fonctionnelle) [30]. Il est également démontré que l'EMS est plus efficace sur des patients immobilisés suite à une intervention chirurgicale, pour le renforcement du quadriceps que des programmes de contractions volontaires [31].
- Lors d'affections cachectisantes (état de diminution importante de toutes les fonctions vitales)

et de situations d'alitement prolongé. Le patient souffre d'amyotrophie et d'une dégradation sévère de la force musculaire. L'EMS est utilisée pour contrebalancer cette perte de tissu musculaire [32]. De nombreux programmes de reconditionnement à base de contractions évoquées électriquement ont été mis en œuvre pour des sujets hypoactifs tels que des individus atteints de broncho-pneumopathie obstructive chronique [33] ou d'insuffisance cardiaque [34]. Quittan et al [34] ont observé une augmentation significative de la capacité de production de force et une réduction de la fatigue des sujets après 8 semaines d'entraînement en EMS à 50 Hz chez des insuffisants cardiaques sévères, montrant l'intérêt de cette méthode pour améliorer la qualité de vie de ces sujets.

- Dans les pathologies musculaires et neuromusculaires comme les dystrophies et les maladies dégénératives [35]. Cependant, les résultats de la littérature sont discordants et l'efficacité des EMS dans ces cas n'est pas prouvée.
- Chez le sujet âgé sarcopénique (fonte des muscles due au vieillissement). La fonte des muscles due au vieillissement peut être inversée grâce à l'utilisation d'EMS [36].
- L'EMS est aussi utilisée par les astronautes pour vaincre les pertes de masses musculaires lors de vol en microgravité [37].

L'EMS est très efficace pour augmenter la capacité de production de force musculaire mais elle reste cependant limitée par la douleur [38,39] et la fatigue musculaire [40–42] qu'elle engendre. Due à son mode de recrutement des unités motrices par rapport à celui observé lors de contraction volontaire, l'EMS induit une fatigue neuromusculaire et une demande métabolique plus importante [43]. Elle induit également des douleurs et des dommages musculaires qui n'apparaissent que très rarement après des exercices isométriques volontaires [44]. Il existe donc une réelle utilité à ce que les paramètres des impulsions de stimulation (intensité, fréquence ...) soient adaptés à la réponse musculaire afin d'optimiser la séance d'EMS tout en limitant l'apparition d'une fatigue musculaire trop importante ou d'éviter l'endommagement des tissus comme dans le cas des muscles déconditionnés [45,46].

## 1.5 L'électromyogramme

### 1.5.1 Définition

L'électromyogramme est une technique qui permet de recueillir un signal électrique contenant une intégration des champs de potentiel qui se propagent dans les nerfs où les fibres musculaires. L'analyse du système neuromusculaire est réalisée grâce à l'étude de ce signal. Il est dit de surface lorsque il est réalisé avec des électrodes posées sur la peau au regard du muscle à étudier et est dit invasif lorsque les électrodes sont mises à l'intérieur du muscle (sous la peau).

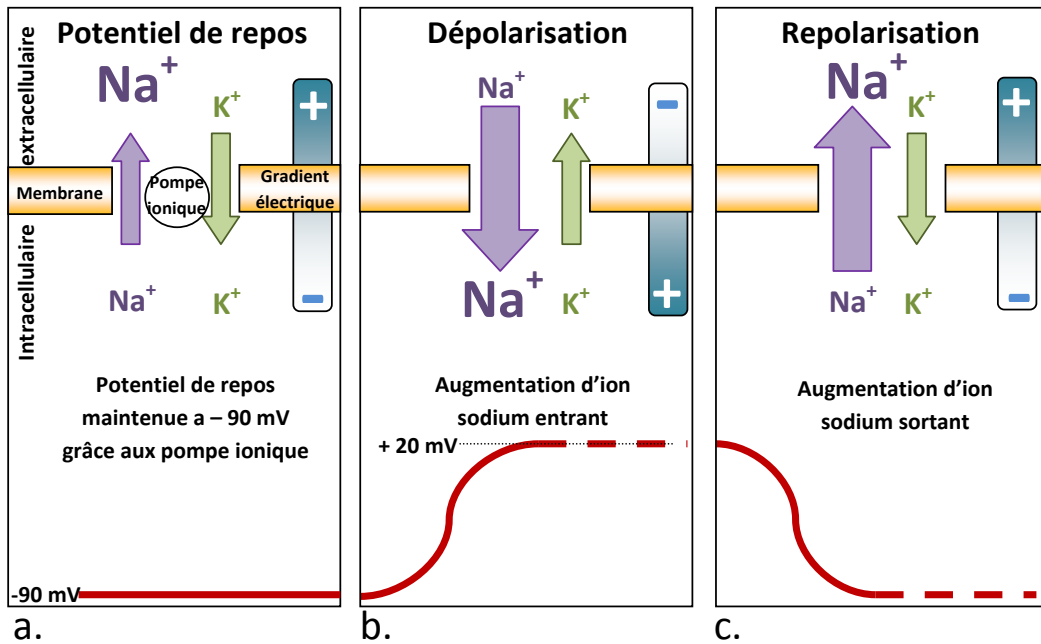


FIGURE 1.6 – Courant ionique durant: a) le potentiel de repos, b) la dépolarisation, c) la repolarisation. Illustration d'après [3].

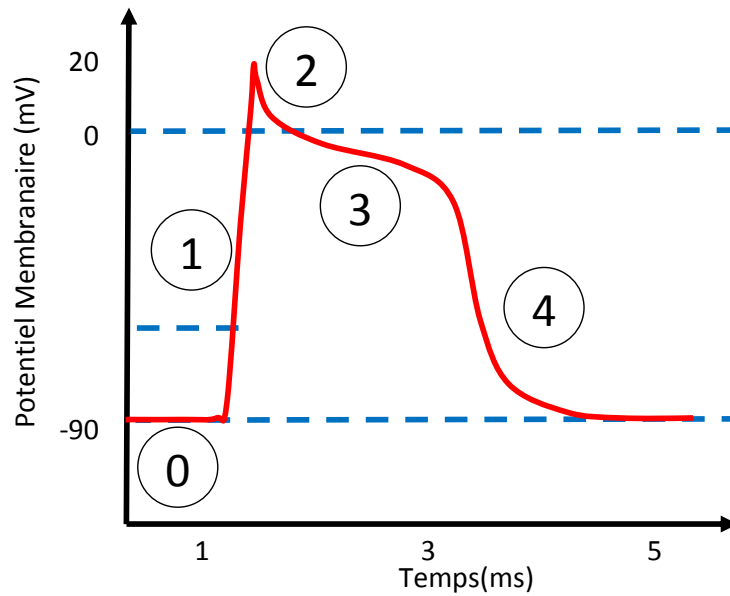


FIGURE 1.7 – Potentiel membranaire lors d'un déclenchement de potentiel d'action. 0) potentiel de repos, il est stable et sa valeur est comprise entre  $-90 \text{ mV}$  et  $-80 \text{ mV}$ . 1) dépolarisation rapide due au courant sodique entrant qui amène le potentiel de membrane à des valeurs de l'ordre de  $20 \text{ mV}$ . 2) repolarisation rapide qui ramène le potentiel membranaire vers  $0 \text{ mV}$ . 3) phase de plateau qui maintient la dépolarisation aux alentours de  $0 \text{ mV}$ . 4) retour au potentiel de repos.

### 1.5.2 Potentiel d'action

Lorsqu'une jonction neuromusculaire est activée, par l'intermédiaire du système nerveux central, un potentiel d'action se crée dans la fibre musculaire et se propage vers ses extrémités. Les fibres musculaires sont dans un milieu où les charges ioniques forment un état d'équilibre. La fibre musculaire est entourée d'une membrane semi-perméable qui crée une barrière entre le milieu intracellulaire (négativement chargé par rapport au milieu extérieur) et le milieu extracellulaire. Cette membrane maintient l'équilibre ionique. Du à cet équilibre, un potentiel de repos existe entre les deux milieux qui est généralement de  $-90$  mV s'il n'y a pas de contraction. Ce potentiel de repos est maintenu grâce à un procédé physiologique présent sur les membranes des fibres musculaires appelé pompe ionique (voir figure 1.6a). Lorsqu'une fibre est excitée, l'état d'équilibre est rompu et le potentiel de repos est modifié. Un flux d'ions sodium ( $\text{Na}^+$ ) entre par la membrane cellulaire, ce qui conduit à la dépolarisation (voir figure 1.6b). Les pompes ioniques de la membrane restaurent aussitôt l'équilibre ionique dans un processus nommé repolarisation qui prend généralement 2-3 ms (voir figure 1.6c).

La figure 1.7 montre un potentiel d'action. Au début, le potentiel membranaire est dans un état stable dit de repos, généralement compris entre  $-90$  et  $-80$  mV, c'est la phase 0. Lorsqu'une excitation amène le potentiel membranaire à un certain seuil, la cellule se dépolarise et un potentiel d'action se développe. Il est caractérisé par un changement rapide de  $-90$  mV à  $+20$  mV (phase 1) du au courant sodium  $\text{Na}^+$ . Puis, la repolarisation (phase 2) tend alors à ramener le potentiel à  $0$  mV qui est maintenu pendant une phase de plateau (phase 3) causée par un courant calcique. Enfin, la phase 4 achève la repolarisation jusqu'à l'état de repos d'origine à  $-90$  mV. A la suite du déclenchement d'un potentiel d'action sur une portion de fibre, il existe une période réfractaire. Cette période correspond à une durée où la portion de fibre qui a subi le passage d'un potentiel d'action ne peut pas en subir un deuxième. Les potentiels d'action sont initiés depuis une jonction neuromusculaire et se propagent ensuite des deux cotés de la fibre musculaire correspondante d'une vitesse généralement comprise entre  $2$  à  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (voir figure 1.8). Lorsqu'un potentiel d'action se trouve à un endroit de la fibre musculaire (en 2 sur la figure 1.8), cela signifie que la portion de fibre musculaire qui lui a donné naissance est en période réfractaire (en 1 sur la figure 1.8). Cette portion 1 ne peut donc pas redéclencher temporairement un potentiel d'action. En revanche, la portion de fibre qui suit (en 3 sur la figure 1.8) n'est pas dans une période réfractaire, elle peut donc subir une dépolarisation. Le PA présent à la position 2 va alors faire passer la position 3 au dessus du seuil et va déclencher un potentiel d'action en 3. C'est cette période réfractaire qui justifie l'unidirectionnalité de propagation du PA de la jonction neuromusculaire vers les tendons des muscles. Ces potentiels entraînent des processus chimiques qui conduisent à la contraction des fibres musculaires (cf. section 1.3).

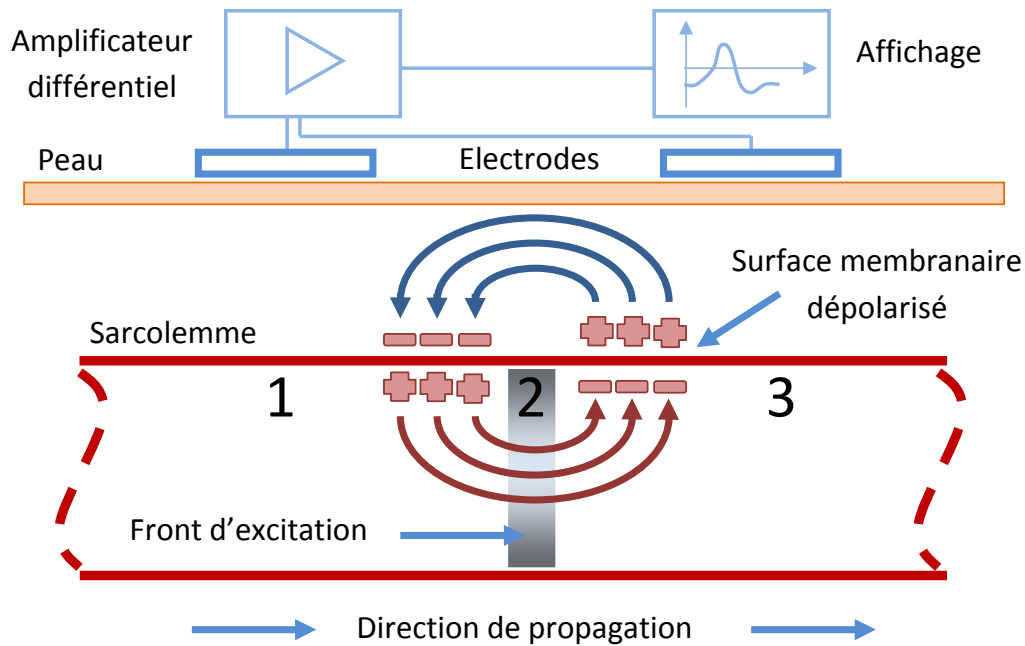


FIGURE 1.8 – Propagation d'un potentiel d'action le long d'une fibre musculaire. Schéma issu de la référence [3].

### 1.5.3 Les types d'électromyographie

L'électromyographie est une analyse qui permet de recueillir les activités électriques musculaires. La contraction d'un muscle est générée par une propagation de potentiels d'action dans les fibres musculaires. L'électromyogramme (EMG) consiste à obtenir une information sur ces potentiels d'action et de la manière dont ils se propagent dans le muscle. L'EMG contient de nombreuses informations utiles pour la caractérisation du système neuromusculaire. Il permet donc de diagnostiquer des processus pathologiques. Les EMG peuvent être acquis de deux manières différentes. La première est invasive: le signal est recueilli grâce à une électrode « aiguille » (needle EMG) qui est placée à l'intérieur du muscle. Il en existe cinq types [4], comme illustré à la figure 1.9:

- Les électrodes à aiguilles concentriques, où l'EMG est acquis par une électrode passant dans l'aiguille (isolé de l'aiguille) en contact avec le muscle à la pointe de l'aiguille. La référence est réalisée grâce à l'aiguille elle-même qui est en contact local avec le muscle.
- Les électrodes à aiguilles monopolaires. L'électrode active occupe la pointe de l'aiguille. Une électrode de référence est nécessaire. Cette électrode de référence est placée loin du site d'insertion en tant que zone électriquement neutre comme un point osseux.
- Les électrodes bipolaires avec deux fils dans l'aiguille.
- Les électrodes monofils, où le fils EMG sort de l'aiguille grâce à un trou sur le côté, l'aiguille sert de référence.



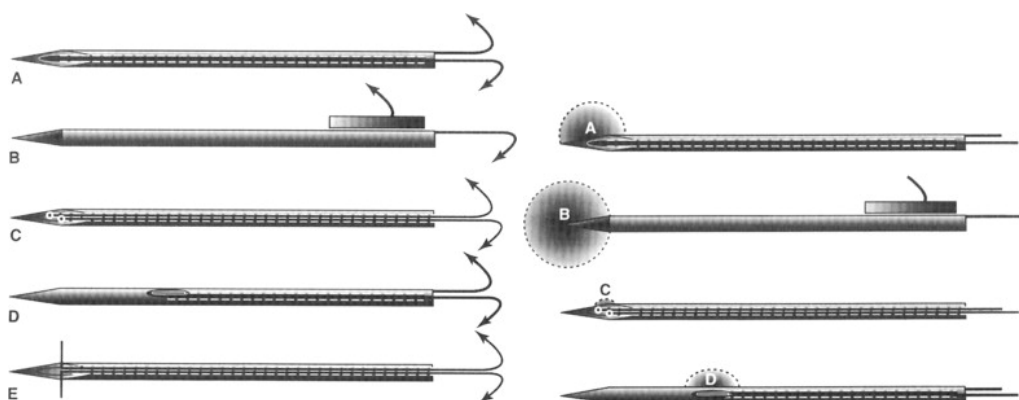


FIGURE 1.9 – A gauche, les types d'électrode à aiguille. a) concentrique. b) monopolaire. c) bipolaire. d) monofils. e) crochet. A droite, périmètre d'unités motrices visibles par les électrodes [4].

- Les électrodes à crochet où deux bouts de fils dépassent de l'aiguille.

L'examen EMG est généralement pratiqué dans les laboratoires de neurophysiologie, où l'activité électrique musculaire dite élémentaire est détectée grâce aux électrodes à aiguille vues précédemment. La zone explorée est donc très réduite. Elle permet la détection de quelques fibres musculaires (1 à 15). De plus, pour avoir un examen représentatif de l'activité d'un muscle, il faut explorer plusieurs faisceaux musculaires. Cela implique donc plusieurs points de piqûre. Un examen approfondi nécessitera également l'exploration de plusieurs muscles [47].

L'intérêt principal de l'EMG de surface (sEMG) est qu'il permet l'exploration d'un territoire musculaire beaucoup plus important que celui détectable par les EMG à aiguille. L'EMG de surface est généralement, et à juste titre, qualifié d'EMG « globale ». De nombreux muscles permettent son application. En revanche, contrairement aux EMG à aiguille, il y a une très grande perte au niveau de la sélectivité. Un point qui est compensé par une plus grande représentativité de l'activité musculaire [47]. De plus, il s'agit d'une technique non invasive ne créant aucune douleur pour le sujet. Lorsqu'une électrode est placée sur la peau comme sur la figure 1.8, elle observe une intégration des champs de potentiels d'action qui se propagent sous l'électrode. La figure 1.10 montre un exemple de cette intégration où quatre unités motrices sont vues par l'électrode. Il ne s'agit, en réalité, pas d'une simple intégration des champs de potentiels d'action puisque les champs de potentiel traversent plusieurs milieux non-linéaires avant d'atteindre l'électrode. De plus, l'interface avec la peau modifie également le signal résultant [48].

#### 1.5.4 L'utilisation des électromyogrammes

Les EMG sont utilisés dans plusieurs domaines. Grâce à différentes informations contenues dans les EMG, leur analyse permet d'obtenir des informations importantes sur la manière dont le muscle réagit lors de sa contraction.

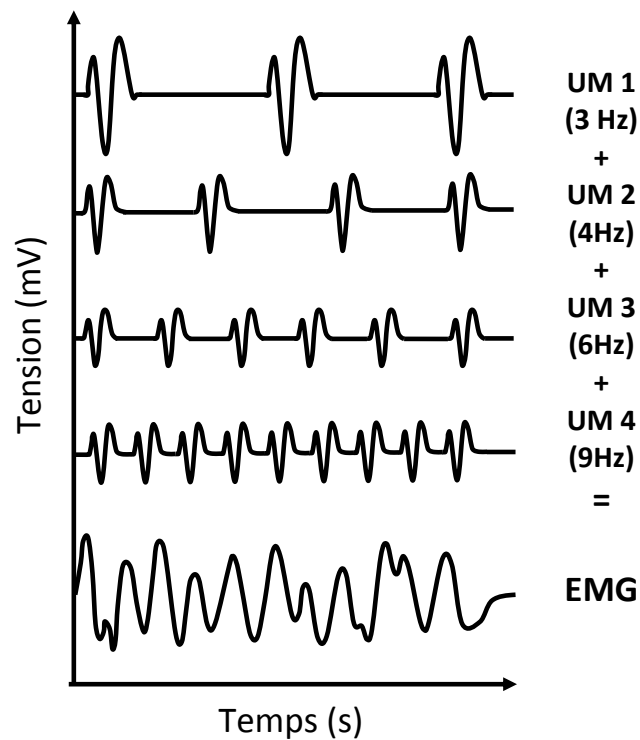


FIGURE 1.10 – Les champs de potentiel de quatre unités motrices sont représentés sur les lignes nommées UMi. Lorsqu'une électrode de surface est placée au dessus de ces unités motrices, elle voit une intégration de tous les champs de potentiel des fibres situées au dessus d'elle. L'EMG est représenté ici par la somme des champs de potentiel de chaque fibre.

- Diagnostique médical. Les EMG permettent de diagnostiquer certaines maladies ou pathologies dont les effets viennent parasiter le fonctionnement d'un muscle. C'est notamment le cas pour des maladies musculaires dégénératives comme les myopathies ou les maladies neurodégénératives comme la maladie de Parkinson ou la sclérose en plaque [49].
- Kinésithérapie. Les EMG sont utilisés pour étudier les mouvements du corps et comprendre les stratégies de contrôle des muscles. Par exemple l'étude de la marche grâce aux EMG [50].
- Ergonomie. L'EMG est utilisé pour observer la charge de travail effectuée par les muscles. Son étude permet par exemple d'éviter des troubles musculo-squelettiques (TMS) des tâches répétitives ou de mauvaises positions de travail [51].
- Contrôle de prothèse. Les EMG contiennent des informations sur la contraction des muscles qu'ils observent. Leurs analyses permettent donc d'effectuer un contrôle sur des prothèses suivant leurs activations [52].

## 1.6 La fatigue musculaire

### 1.6.1 Définition de la fatigue

La fatigue musculaire est décrite comme une baisse de la capacité d'un muscle à développer une force pendant un effort musculaire. C'est à dire que le sujet n'est plus capable de fournir la même performance physique qu'au début de l'exercice, ceci étant du à une pénibilité réelle ou perçue plus importante [53]. Il arrive même que la fatigue musculaire soit telle que le sujet atteigne ce qui est appelé un "point de rupture" conduisant à l'arrêt soudain de l'exercice. Cette fatigue musculaire est réversible lorsque le muscle se trouve dans un état de repos [54].

L'incapacité d'un muscle de maintenir un niveau de force requis ou attendu peut être considérée comme un mécanisme de protection du système neuromusculaire. Elle évite une détérioration du tissu musculaire [55].

Cependant, avant que le défaut de force ne se fasse sentir, les mécanismes de la contraction musculaire s'altèrent. La fatigue neuromusculaire est donc une diminution de la production de force d'un muscle même si l'exercice peut être continué [56].

Il existerait deux types de fatigue: la fatigue centrale et la fatigue périphérique. La première est considérée comme le résultat d'une inhibition déclenchée par le cerveau et issue des informations provenant du muscle [57], par exemple, la douleur afférente aux muscles ou aux articulations. La

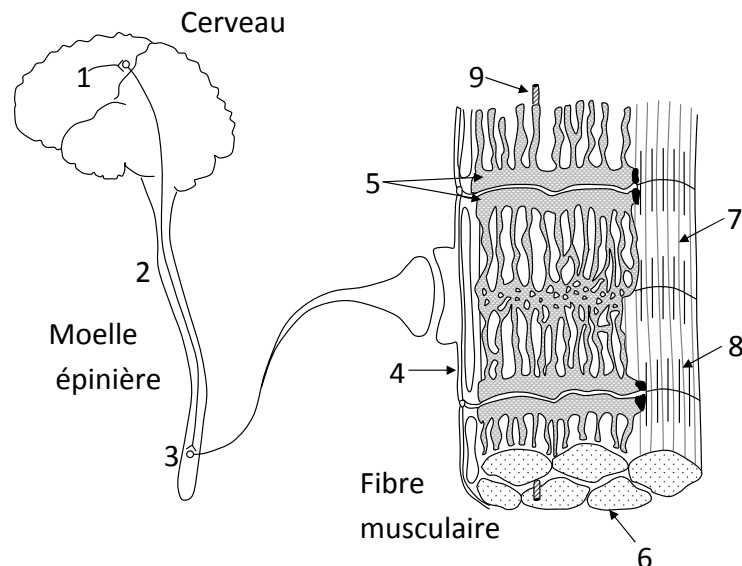


FIGURE 1.11 – Sites pouvant contribuer à la fatigue neuromusculaire. La fatigue peut avoir pour origine une altération d'un ou de plusieurs sites.

seconde s'explique au travers des phénomènes mettant en jeu une baisse de la force contractile des fibres musculaires. Ces phénomènes peuvent être électriques, mécaniques et énergétiques pouvant être dus à des modifications dans l'excitabilité des cellules, la propagation des potentiels d'action, la transmission synaptique au niveau des jonctions neuromusculaires, la libération d'ions  $Ca^{2+}$  du réticulum sarcoplasmique et les processus liés à l'ATP [58]. Lorsque cette fatigue devient très importante, elle entraîne une augmentation de la dépense énergétique [54].

S. Boyas et A. Guével [59] ont résumé les sites pouvant être à l'origine de la fatigue musculaire d'après Bigland-Richie et al [60]. Les sites sont listés ci-dessous et sont représentés à la figure 1.11. Ils peuvent être issus:

- 1) de l'activation de l'aire primaire du cortex moteur,
- 2) du cheminement de la commande du système nerveux central (SNC) vers les motoneurones (voies pyramidales),
- 3) de l'activation des UM et des muscles,
- 4) de la propagation neuromusculaire (incluant la jonction neuromusculaire),
- 5) du couplage excitation-contraction,
- 6) de la disponibilité des substrats métaboliques,
- 7) du milieu intracellulaire,
- 8) de l'appareil contractile,
- 9) du flux sanguin.

Les trois premiers sites se réfèrent à la fatigue centrale, tous les autres se réfèrent à une fatigue périphérique.

Un descriptif regroupant les mécanismes et les sites physiologiques pouvant être affectés par la fatigue neuromusculaire de S. Boyas et A. Guével [56] et issu des travaux de Ament et Verkerke [61] est représenté ci-dessous:

#### **Fatigue centrale**

1. La conduction des potentiels d'action axonaux pourrait se bloquer au niveau des sites de liaison, induisant une perte d'activation de la fibre musculaire. L'importance de ce facteur reste indéterminée.
2. La commande motrice neuronale pourrait être influencée par des activités réflexes induites par les afférences musculaires. Ainsi, la fatigue centrale pourrait, jusqu'à un certain degré, être compensée par des réflexes issus des mécanorécepteurs (fuseaux neuromusculaires et organes tendineux de Golgi).
3. La stimulation des fibres nerveuses de type III et IV (afférences chémoceptives et nociceptives)

induirait une baisse de la fréquence de décharge des motoneurones et une inhibition de la commande du cortex moteur.

4. L'excitabilité des cellules au sein du cortex moteur pourrait varier au cours d'une tâche motrice maintenue.
5. Les effets synaptiques des neurones sérotoninergiques pourrait augmenter, induisant une augmentation de la sensation de fatigue. Cela pourrait survenir suite à une augmentation de l'entrée dans le cerveau du précurseur de la sérotonine, le tryptophane. Lors de l'exercice prolongé, une telle augmentation pourrait être liée à la baisse de la concentration plasmatique en acides aminés à chaîne branchée.
6. L'exercice pourrait entraîner la libération de cytokines, comme l'interleukine-6 qui est associée à la sensation de fatigue.

### **Fatigue périphérique**

#### **A. Modifications de l'environnement interne.**

1. Accumulation de lactates et d'ions hydrogène. L'accumulation des ions hydrogène est en partie tamponnée par le bicarbonate, ce qui induit une libération de dioxyde de carbone. Il en résulte un changement du quotient respiratoire.
2. Accumulation d'ammoniaque.
3. Accumulation de chaleur qui induit une plus grande sécrétion de sueur. La perte hydrique associée à ce phénomène pourrait mener à la déshydratation.

#### **B. Modifications au sein des fibres musculaires.**

1. Accumulation de phosphate inorganique dans le sarcoplasme induisant une baisse de la force contractile due à une inhibition des interactions des ponts d'union.
2. Accumulation d'ions hydrogène dans le sarcoplasme induisant une baisse de la force contractile due à une inhibition de l'interaction des ponts d'union. De plus, cette accumulation pourrait provoquer une dégradation du recaptage du calcium par le réticulum sarcoplasmique (RS). Cela pourrait être la cause principale de l'allongement de la période de relaxation après une contraction fatigante.
3. Accumulation d'ions magnésium dans le sarcoplasme. Les ions magnésium limiteraient la libération de calcium par le RS.
4. Inhibition de la libération de calcium par le RS en raison d'une accumulation de phosphate inorganique. La libération de calcium est inhibée par la précipitation de calcium-phosphate et par la phosphorylation des canaux calciques.
5. Baisse des réserves de glycogène et (dans les cas extrêmes) baisse du glucose sanguin. La déplétion des réserves de glycogène mène, d'une façon pas encore parfaitement connue, à la fatigue. Une baisse du glucose sanguin, même temporaire, pourrait fortement perturber le fonctionnement du système nerveux central.
6. Baisse de la vitesse de conduction des potentiels d'action nerveux le long du sarcolemme, probablement suite à des changements biochimiques à l'intérieur et autour des fibres musculaires.

La baisse de la vitesse de conduction est illustrée par un changement du contenu fréquentiel du signal électromyographique mais n'a pas d'effet immédiat connu sur la production de force.

7. Augmentation de la sortie d'ions potassium des fibres musculaires. L'augmentation de potassium dans la lumière des tubules transverses pourrait bloquer les potentiels d'actions au niveau tubulaire et, ainsi, diminuer la force produite en raison d'une dégradation du couplage excitation-contraction.

## 1.6.2 Mesure de la fatigue musculaire

La fatigue musculaire est un indice qui retrace l'évolution des caractéristiques d'un muscle au cours d'une contraction. Les caractéristiques d'un muscle peuvent être acquises par des capteurs de différentes manières. Elles peuvent être mécanique, métabolique, physiologique ou myoélectrique.

### 1.6.2.1 Mécaniquement

Généralement, des mesures sur la quantité de force développée par le muscle ou sur la vitesse de déplacement angulaire sont réalisées. Trois types de mesures mécaniques existent. Elles peuvent être:

- Isométrique. Le muscle est dans une situation spatiale fixe. Le squelette et les articulations avoisinant le muscle ne bougent pas. La force ou le couple développés par le muscle pendant la contraction sont généralement mesurés. Il est à noter que la fatigue est plus prononcée pour des exercices isométriques où le muscle est contracté de manière continue [62].
- Isotonique. Les mesures sont réalisées à couple développé constant. Généralement, la vitesse de déplacement angulaire est mesurée [63].
- Isocinétique. La vitesse angulaire est constante et contrôlée, le couple développé par le muscle est mesuré [64].

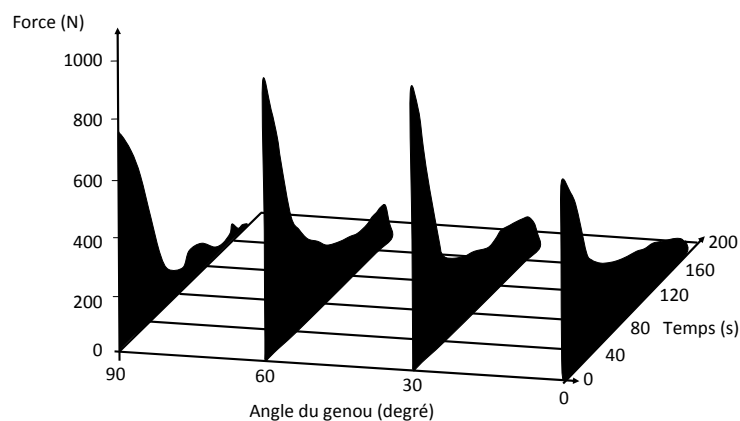


FIGURE 1.12 – Courbe de chute typique de la force sur le quadriceps d'un sujet paraplégique. La contraction a été activée par électrostimulation sous plusieurs angles du genou [5].

La variation des mesures réalisées au cours d'une contraction musculaire peut traduire une fatigue musculaire si le muscle n'est plus capable de réaliser la même performance. La figure 1.12 montre l'évolution de la force d'un sujet durant une contraction évoquée électriquement. La chute de la force au cours du temps montre que celui-ci n'est pas capable de maintenir la même force durant l'exercice [5]. Nous pouvons également constater que la force développée dépend de l'angle du genou.

### 1.6.2.2 Métaboliquement

Des données biochimiques des muscles sont obtenues de manière invasive en faisant une biopsie [65] ou de manière non-invasive où, cette fois-ci, les données biochimiques sont recueillies grâce à la spectroscopie par résonance magnétique [66]. Ces méthodes déterminent les concentrations intramusculaires comme l'*ATP*, la phosphocréatine (*PCr*), le phosphate inorganique (*Pi*) ou encore le sucre. De plus, le PH intracellulaire peut être déduit des concentrations *Pi* et *PCr*. Les modifications de ces spectres sont utilisées pour déterminer l'état du muscle pendant un effort [67]. La figure 1.13 donne un exemple de spectroscopie RMN où les différences entre les raies durant le repos et durant l'exercice sont visibles [68].

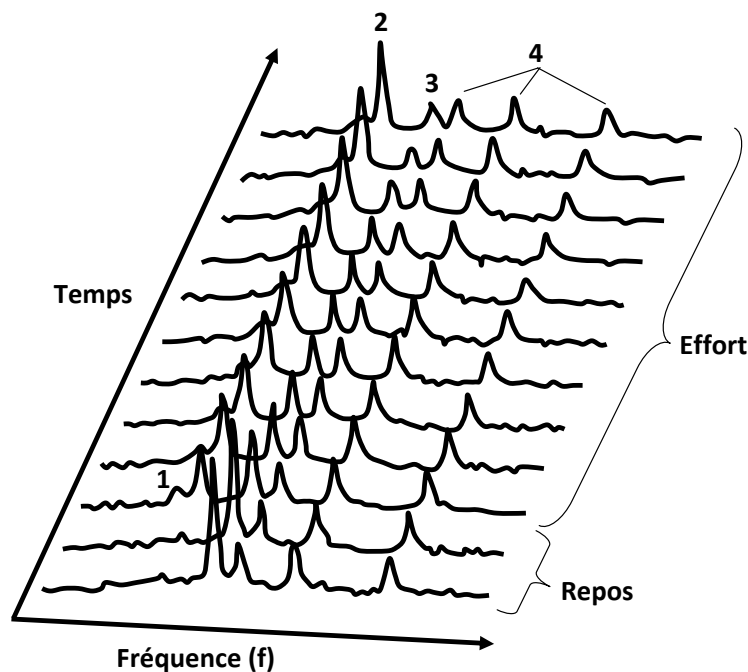


FIGURE 1.13 – Raies spectrales par  $^{31}\text{P}$  NMR obtenues sur un muscle de rat. Les deux spectres du bas ont été réalisés sur le muscle au repos, les 10 autres proviennent du muscle électriquement stimulé en continu au cours du temps. (1), (2), (3), (4) sont respectivement PME (phosphomonoesters), Pi (phosphate inorganique), PCr (phosphocréatine), et des groupements phosphates de l'ATP.

### 1.6.2.3 Physiologiquement

La fatigue peut également être mesurée grâce à des paramètres physiologiques globaux comme la fréquence cardiaque [69], la consommation d'oxygène [70], la pression et le flux sanguin [71] ou encore les concentrations d'acide lactique [70]. La Table 1.1 donne un exemple de deux paramètres physiologiques (fréquence cardiaque et consommation en oxygène) au repos et durant un effort pour plusieurs sujets [8]. Nous voyons que le rythme cardiaque et que la consommation en oxygène des sujets augmentent avec la difficulté de l'exercice. Cette augmentation montre un besoin en ressource énergétique plus importante du sujet en exercice, ce qui traduit une fatigue induite plus importante.

TABLE 1.1 – Résultat d'une évaluation de l'effort physique durant une électromyostimulation pour les positions assise, debout et en marche (d'après [8]).

Test	Sujet	Repos		Assis		Debout		Marche	
		moyenne	moyenne	aumg. %	moyenne	aumg. %	moyenne	aumg. %	
RC bpm	A	62	77	24	92	48	155	150	
	B	63	78	24	88	40	165	162	
	C	67	82	22	136	103			
V <sub>O<sub>2</sub></sub> ml/min <sup>-1</sup>	A	164	330	101	469	186	812	395	
	B	251	479	91	702	180	1381	450	
	C	204	391	92	628	208			

aumg. % Pourcentage d'augmentation par rapport à la position de repos.

RC = Rythme cardiaque en battement par minute

V<sub>O<sub>2</sub></sub> = consommation d'oxygène en mole par minute.

### 1.6.2.4 Myoélectriquement

Cette technique utilise une représentation électrique des échanges ioniques (EMG) qui se produisent lors de la contraction musculaire pour obtenir des informations sur la manière dont le muscle réagit à la contraction [72]. Les fibres musculaires qui se contractent sont traversées par les potentiels d'action. Cette technique observe le passage des potentiels d'action dans le muscle. Comme ces potentiels sont modifiés durant la contraction musculaire, leurs observations permettent de quantifier les changements de métabolisme du muscle [72]. Durant une électrostimulation, l'EMG prend une forme caractéristique qui est appelée onde M. La figure 1.15 montre l'évolution d'ondes M durant une électrostimulation [6], ce qui nous donne l'état général du muscle au cours de l'exercice.

## 1.6.3 L'onde M durant l'électrostimulation

La figure 1.14 affiche un EMG de surface acquis de manière expérimentale. La stimulation a été réalisée sur le biceps droit et l'EMG a été recueilli sur ce même muscle. Les impulsions de stimulation ont été envoyées à une fréquence de 30 Hz pendant une durée de 1s. La courbe affiche donc 30 impulsions de stimulation. Elles sont visibles sur l'EMG au travers des artefacts de stimulation. Nous pouvons voir, après chaque impulsion, qu'une forme d'onde caractéristique apparaît. Elle est appelée « Onde M ». Elle est le résultat du déclenchement synchrone de plusieurs unités motrices



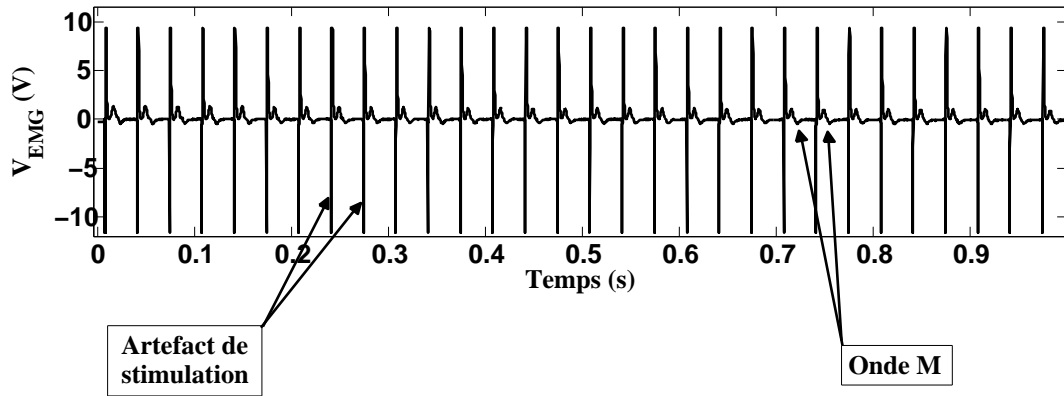


FIGURE 1.14 – Exemple d'un EMG acquis durant une électrostimulation. Nous pouvons voir les résidus des impulsions de stimulation, annotés « artefact de stimulation » et les ondes M qui sont présentes après chaque impulsion de stimulation.

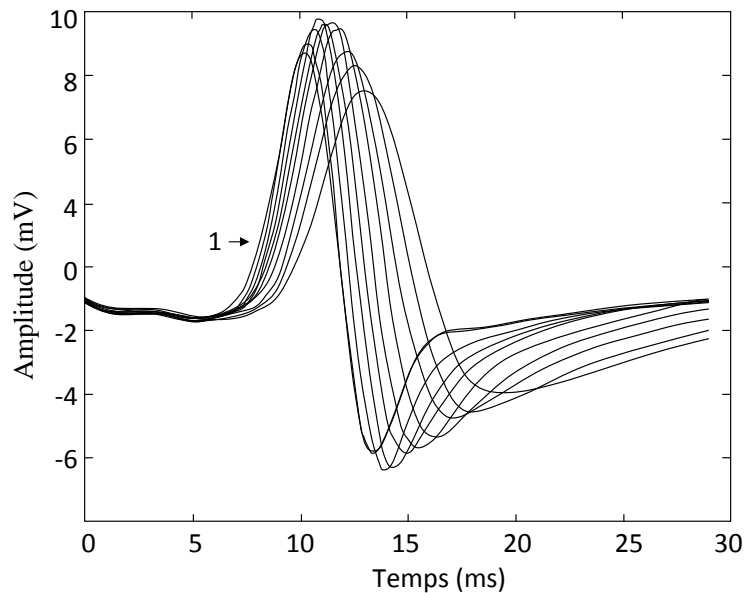


FIGURE 1.15 – Evolution de l'onde M durant une contraction sous électrostimulation. Les ondes M représentent la moyenne des formes d'onde par période de 1 s [6].

d'un muscle soumis à l'électrostimulation [73]. Nous voyons sur la figure 1.15 une représentation de plusieurs ondes M au cours d'une même stimulation électrique. Nous pouvons voir que cette onde possède la particularité d'évoluer au cours de la stimulation électrique. Nous utilisons cette particularité pour estimer la fatigue musculaire grâce aux ondes M.

La figure 1.16 montre deux modèles issus des travaux de Merletti, Knafitz et DeLuca [7]. « A » représente l'acquisition d'un EMG durant une contraction volontaire où les déclenchements des unités motrices sont réalisés de manière asynchrone et « B » durant une contraction évoquée électrique-

ment où les déclenchements des unités motrices sont réalisés de manière synchrone. Ces modèles montrent que le fonctionnement du muscle pendant une contraction volontaire et une contraction évoquée électriquement est différent. Dans le cas d'une contraction volontaire, les déclenchements des potentiels d'action dans les fibres musculaires sont réalisés de manière asynchrone. Chaque potentiel d'action des fibres musculaires contribue au signal EMG de manière pseudo aléatoire, ce qui donne au signal EMG une forme qui peut s'apparenter à un bruit. Ce n'est pas le cas lors d'une contraction évoquée électriquement où, cette fois, les déclenchements des potentiels d'action sont synchrones. La contribution de chaque potentiel d'action se fait dans une durée de temps assez réduite. Ce qui a pour effet de donner à l'EMG une forme d'onde plus caractéristique. De plus, à cause du synchronisme des potentiels d'action et de leur intégration du point de vue des électrodes EMG pendant l'électrostimulation, l'onde M a une amplitude bien plus élevée qu'un EMG en contraction volontaire. Ces ondes M sont généralement précédées d'artefacts de stimulation qui sont les résidus des impulsions de stimulation comme nous l'avons vu dans la figure 1.14. Ils doivent être supprimés avant d'effectuer des traitements sur ce signal car ils peuvent avoir une influence sur les résultats [7].

L'évolution au cours d'une stimulation électrique de ces ondes M traduit une fatigue musculaire du muscle stimulé. Un exemple de cette évolution est montré en figure 1.15. Nous pouvons voir que les ondes M s'écrasent en amplitude et se dilatent temporellement. Un indice de fatigue musculaire est un indice qui met en évidence cette évolution. Il quantifie la variation des ondes M au cours d'une contraction évoquée électriquement.

Plusieurs caractéristiques de l'onde M peuvent être utilisées pour quantifier la fatigue musculaire. Nous trouvons des indices dépendant:

- des amplitudes, parmi lesquels se trouvent la valeur pic-à-pic en amplitude et en durée (défini entre les extrêmes des deux phases de l'onde M) et l'intégrale du potentiel évoqué (l'aire de l'onde M) [74].
- des densités spectrales de puissance. Les deux indices majeurs de cette catégorie sont la fréquence moyenne (introduit par Lindstrom et Magnussin [75]) et la fréquence médiane (introduit par Stulen et De Luca [76])
- des vitesses de conduction. Cela consiste à quantifier la vitesse moyenne de propagation des potentiels d'action dans les fibres musculaires. Plusieurs méthodes sont utilisées pour y accéder: spectrale [77], cross-correlation [78], gradient threshold [79], time domain interpolation [80].

Les facteurs susceptibles de modifier la forme d'onde de l'onde M sont nombreux. Le diagramme de la figure 1.17 nous en donne les principaux. Il s'agit d'une représentation de Basmajian et de De Lucas [81] revisité par Merletti et Knaflitz [7].

Nous pouvons voir que la forme de l'onde M acquise de manière surfacique dépend de trois facteurs principaux:

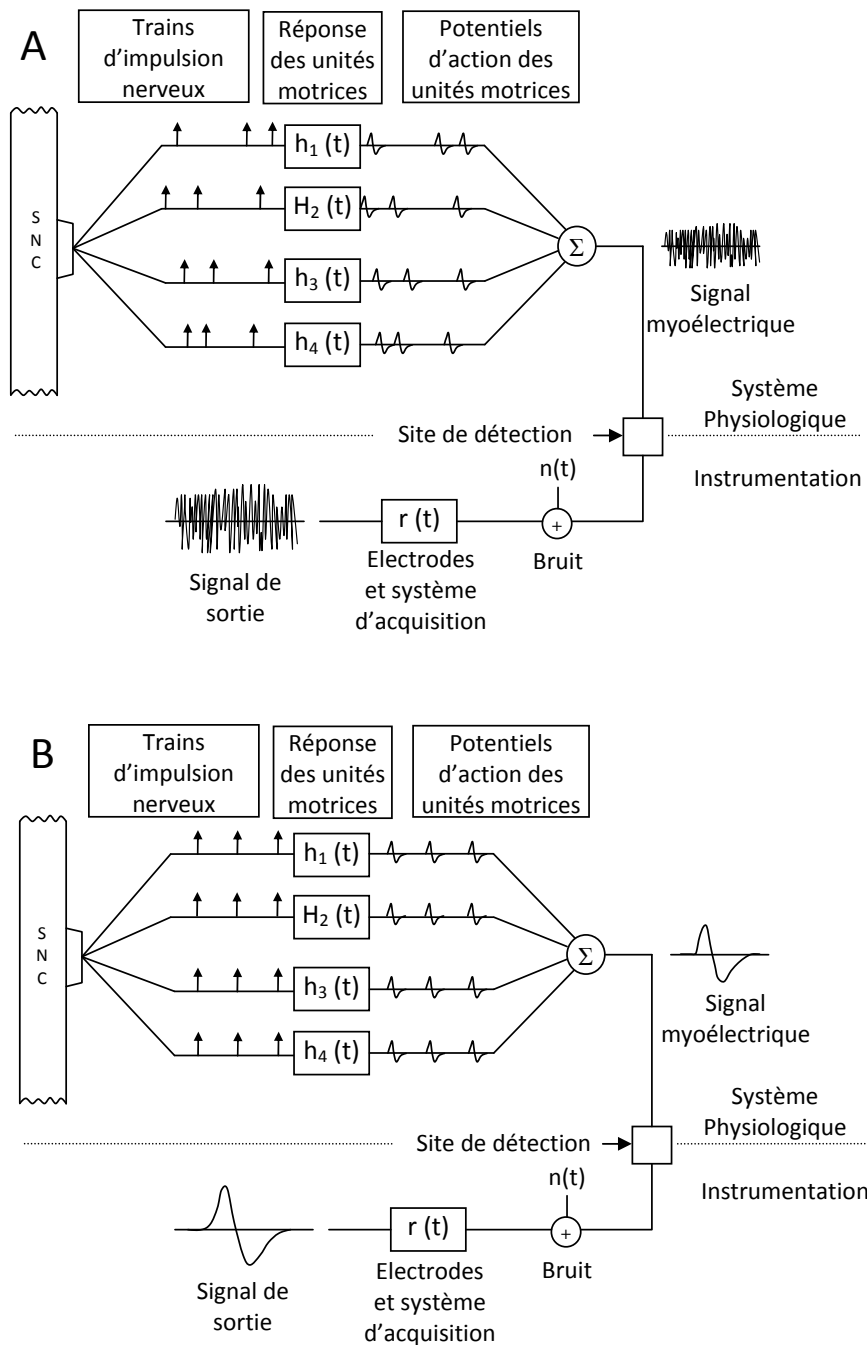


FIGURE 1.16 – (A) Modèle d'un EMG de surface généré par une contraction volontaire. Le signal est une somme de contribution issue du déclenchement des unités motrices de manière asynchrone. Il est stochastique avec une répartition d'amplitude quasi gaussienne. (B) Modèle d'un EMG de surface généré par une contraction évoquée électriquement. Le signal est une somme de contributions issues du déclenchement des unités motrices de manière synchrone. Il est quasi déterministe et périodique, avec une fréquence de répétition égale à celle de la stimulation [7].

- les facteurs géométriques. Ils sont relatifs aux filtrages spatiaux des tissus et des électrodes, la position des électrodes, la zone d'innervation et la répartition spatiale et temporelle des potentiels d'action de chaque fibre musculaire.
- les facteurs de moyenne et de fonction de densité probabiliste de la vitesse de conduction. Ils sont relatifs à la constitution du milieu extracellulaire des fibres, du flux sanguin et des déplacements ioniques le long des membranes des fibres. Ces facteurs sont très liés aux niveaux d'activation du muscle.
- les facteurs des zones de dépolarisation des fibres musculaires. Ils sont relatifs aux mêmes causes que le point précédent.

Étudier la forme de l'onde M revient donc à étudier plusieurs facteurs physiologiques du muscle qui est observé. Les modifications de l'onde M font donc apparaître une modification du milieu intramusculaire.

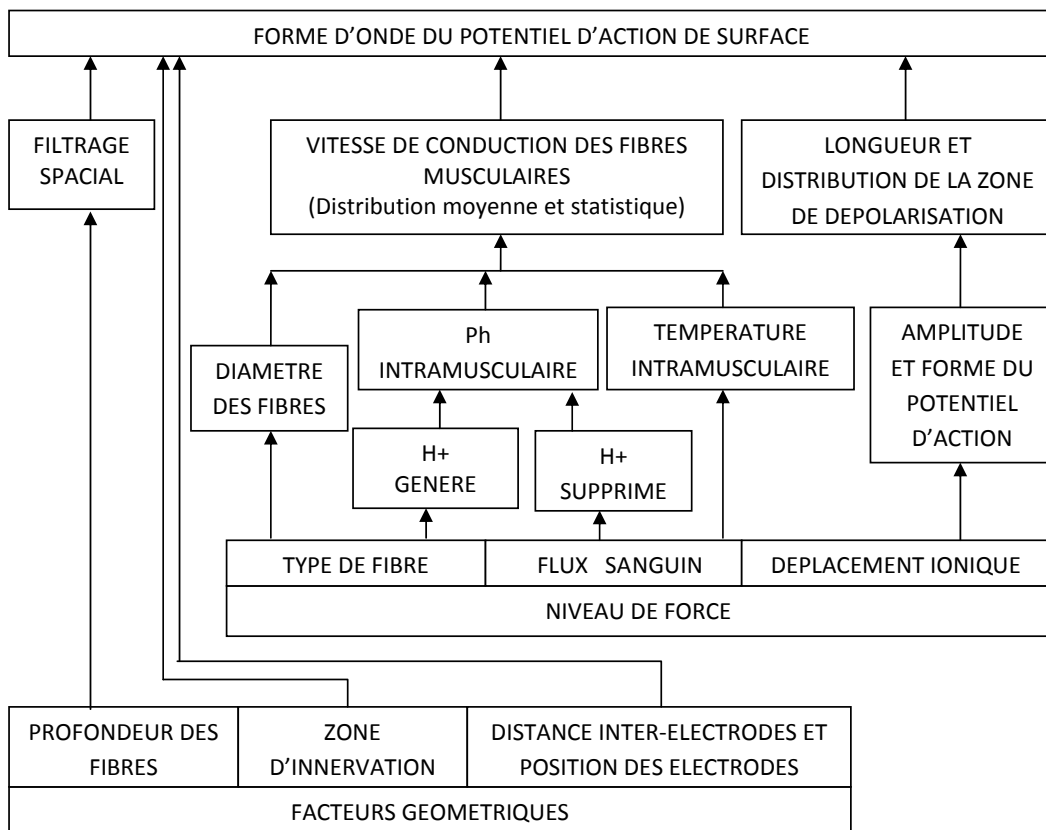


FIGURE 1.17 – Diagramme des facteurs physiologiques et expérimentaux les plus importants de la détermination de la forme d'onde de l'EMG de surface. Un muscle stimulé électriquement peut être équivalent à une unité motrice géante, son potentiel MUAP (potentiel d'action d'une unité motrice) est la somme des contributions de chaque MUAP des fibres qui le compose [7].

## 1.7 Conclusion

Nous avons vu dans ce chapitre des informations nous permettant de comprendre le fonctionnement d'un muscle pendant une contraction musculaire et plus particulièrement une contraction provoquée électriquement grâce à un courant électrique induit dans le muscle par un électrostimulateur. Durant la contraction, nous avons la possibilité d'observer la réponse du muscle à cette contraction en utilisant un électromyogramme qui rend accessible l'analyse du comportement musculaire au cours d'une contraction. Nous nous sommes plus spécifiquement intéressés à la fatigue musculaire pendant l'effort qui est déterminé grâce aux modifications de l'onde M qui est un signal caractéristique de l'électromyogramme pendant une électromyostimulation. L'originalité de notre étude est de coupler le système induisant une contraction musculaire (l'électromyostimulateur) et le système rendant accessible la réponse bioélectrique du muscle (l'électromyogramme) afin de les faire fonctionner ensemble, en temps réel. Avant toute analyse, nous avons besoin de concevoir un banc de test permettant la stimulation électrique d'un muscle et le recueil du signal EMG en regard du muscle stimulé. C'est l'objet du chapitre suivant.

## Chapitre 2

# Conception et réalisation du système expérimental

### 2.1 Préambule

Les systèmes d'électrostimulation et d'électromyogramme sont généralement utilisés de manière séparée. L'électrostimulation fait travailler le muscle grâce à des contractions évoquées électriquement ayant pour but d'accroître la masse musculaire du sujet. Dans le cas du déconditionnement musculaire, l'électrostimulateur est utilisé pour inverser ou réduire la perte de la masse musculaire d'un patient. Les impulsions de stimulation sont fixées pour la session d'EMS entière ou sont réglées manuellement par un praticien. Dans les deux configurations, la réaction du muscle à la stimulation n'est

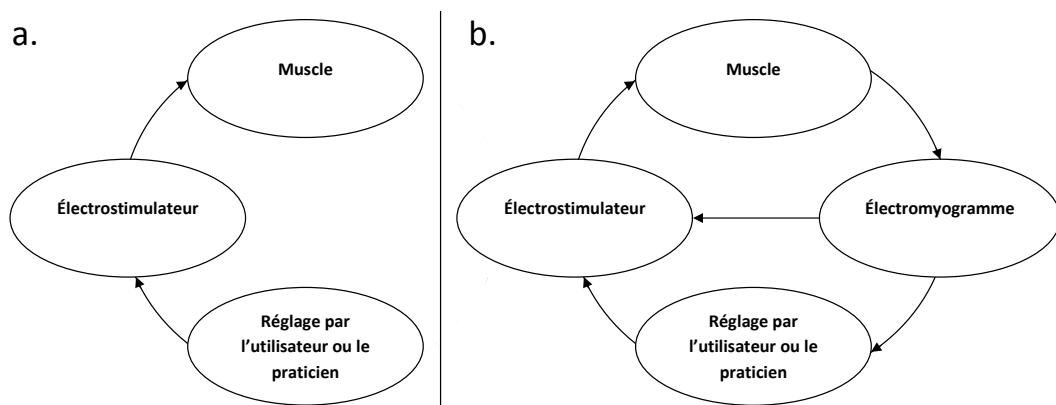


FIGURE 2.1 – a) Diagramme général d'une électromyostimulation classique. b) Diagramme du système d'électrostimulation couplé à un électromyogramme.

pas prise en compte. Nous sommes dans le cas de la configuration du diagramme « a » de la figure 2.1. Le problème de cette EMS est que le muscle peut continuer à être stimulé même si il n'est plus en état de l'être. L'électrostimulation passe outre le système de défense du corps humain provoqué par la fatigue musculaire qui nous empêche de contracter un muscle qui risque d'être endommagé par cette contraction. Le matériel créé pour cette recherche vise à obtenir une information sur cette fatigue musculaire durant une EMS. Le système pourra ainsi ajouter à l'électrostimulateur un équivalent artificiel du mécanisme de défense du corps qui n'existe pas sur les électromyostimulateurs classiques. La nouvelle configuration est donnée à la figure 2.1 « b », où un système d'acquisition de l'EMG en temps réel permet d'obtenir, après traitement, un indice de fatigue au cours de l'EMS. Cet indice pourra alors être utilisé pour ajuster l'EMS. Outre l'aspect de protection, le système ajoutera une notion d'optimisation des électromyostimulations. En fonction de la réponse du muscle à la contraction, les paramètres de stimulation s'ajusteront automatiquement afin d'accroître l'efficacité de la séance de rééducation sans un contrôle manuel approximatif du praticien.

## 2.2 Vue d'ensemble

Le système peut être décomposé en trois parties distinctes. La première se compose d'un ordinateur contenant un logiciel. Il constitue la partie intelligente du système. Le logiciel crée les impulsions de stimulation à envoyer aux muscles et analyse les signaux EMG qui proviennent du muscle. Une interface logicielle permet à l'utilisateur de modifier les différents paramètres de stimulation ou d'analyse de l'EMG et d'observer plusieurs informations en temps réel sur l'exercice réalisé. La seconde partie est composée de cartes électroniques constituant le hardware du système. Deux cartes PCB convertissent et amplifient les impulsions de stimulation de tension provenant du logiciel en impulsion de courant vers le muscle et amplifient les signaux EMG résultant de la contraction musculaire. Une photographie des deux cartes avec leurs différentes connexions est montrée à la figure 2.3. La troisième partie constitue la liaison entre les deux premières afin que la partie logicielle communique avec la partie hardware. Cette liaison est réalisée grâce à un module de National Instruments (NIDaq

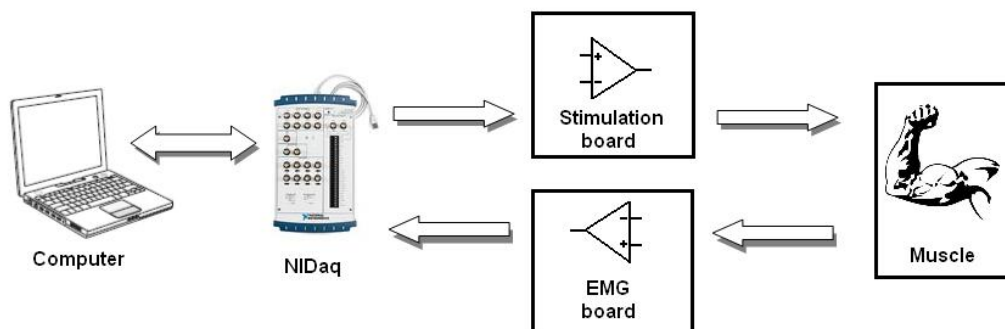


FIGURE 2.2 – Schéma général du système d'électrostimulation et de l'électromyogramme.

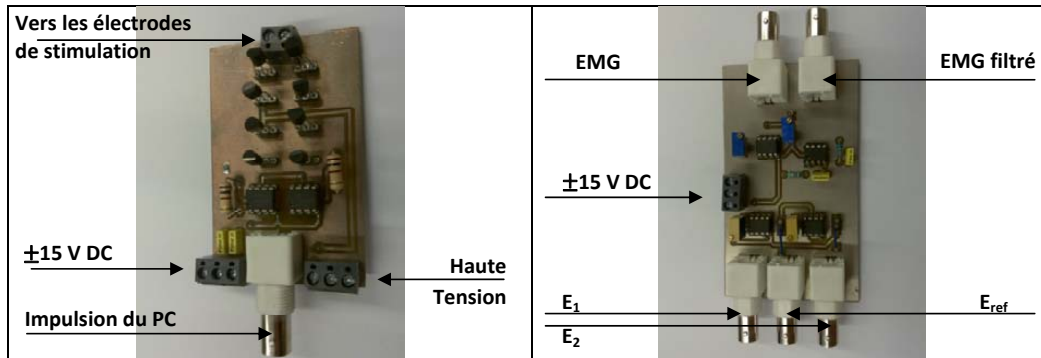


FIGURE 2.3 – Photographies des cartes PCB. A gauche, la carte de stimulation et à droite la carte d’amplification EMG.

USB 6251 [82]). Il donne au système la capacité d’être temps réel car ce module permet d’envoyer et de recevoir des données en même temps. La figure 2.2 donne un schéma général du système. Il correspond au diagramme « b » de la figure 2.1.

### 2.3 L’électrostimulateur

La carte de stimulation est inspirée des travaux de Han-Chang Wu et al [83]. Le schéma de la figure 2.4 montre le circuit de stimulation qui a été réalisé pour notre système. La stimulation électrique du muscle doit être faite à courant constant afin que la stimulation soit la même, peu importe la variation d’impédance du muscle pendant la contraction [84]. Or, la commande issue du logiciel est une tension bornée entre  $-10\text{ V}$  et  $10\text{ V}$  et est à  $0\text{ V}$  en dehors des impulsions. La carte de stimulation doit donc, dans un premier temps, convertir ces impulsions de commande de tension en courant. Cette première étape est réalisée avec l’amplificateur opérationnel U1, le transistor Q3 et la résistance R1 pour les phases positives et grâce à U2, Q6 et R4 pour les phases négatives. Nous pouvons dire que ces deux amplificateurs sont en mode linéaire à cause de la rétroaction négative que nous lui imposons. En effet, les entrées négatives de l’AOP sont liées aux sorties. Nous obtenons donc :

$$ep_+ = ep_- = V_{in} \quad \text{et} \quad en_+ = en_- = V_{in}, \quad (2.1)$$

Avec  $ep_+$  et  $ep_-$ , les tensions correspondantes à l’entrée positive et négative de l’amplificateur opérationnel U1 et  $en_+$  et  $en_-$ , les tensions correspondantes à l’entrée positive et négative de l’amplificateur opérationnel U2. La tension qui se trouve aux bornes de R1 et R4 est donc la tension  $V_{in}$ . On trouve donc grâce à une simple loi d’Ohm que :

$$I_{R1} = \frac{V_{in}}{R1} \quad \text{et} \quad I_{R4} = \frac{V_{in}}{R4}. \quad (2.2)$$



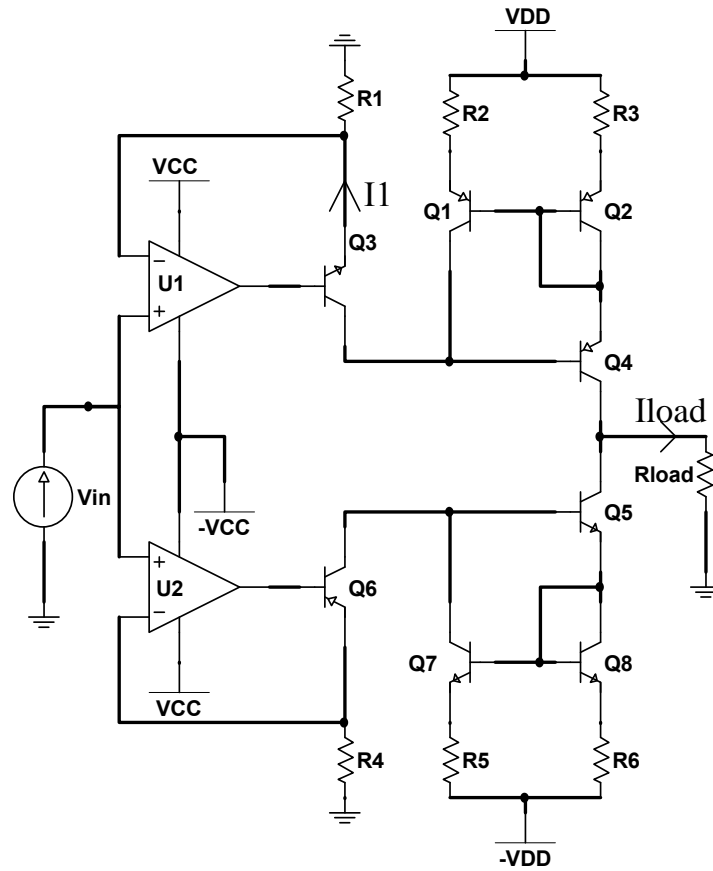


FIGURE 2.4 – Schéma du circuit de la carte d'amplification des impulsions de stimulation.

En choisissant  $R1 = R4 = 100 \Omega$ , on obtient donc un courant borné entre  $V_{inmax} = 10 V$  et  $V_{inmin} = -10 V$ , soit :

$$I_{R1max} = \frac{10}{100} = 100 \text{ mA} \text{ et } I_{R4min} = \frac{-10}{100} = -100 \text{ mA} . \quad (2.3)$$

Le transistor  $Q3$  empêche la conversion de courant sur  $R1$  lors d'une commande négative en se bloquant. Le courant qui circule dans  $R1$  est alors nul, soit

$$\text{si } V_{in} < 0 \rightarrow V_{R1} = 0 \rightarrow I_{R1} = 0 . \quad (2.4)$$

D'une manière similaire au transistor  $Q3$ ,  $Q6$  empêche la conversion de courant sur  $R4$  lors d'une commande positive. Cette fois, en se bloquant sur une commande positive, la tension  $V_{R4}$  devient nulle et nous avons :

$$\text{si } V_{in} > 0 \rightarrow V_{R4} = 0 \rightarrow I_{R4} = 0 . \quad (2.5)$$

Nous voyons que le circuit de stimulation fonctionne de manière symétrique avec la moitié supérieure du schéma pour les commandes  $V_{in}$  positive et la moitié inférieure pour les commandes négatives.

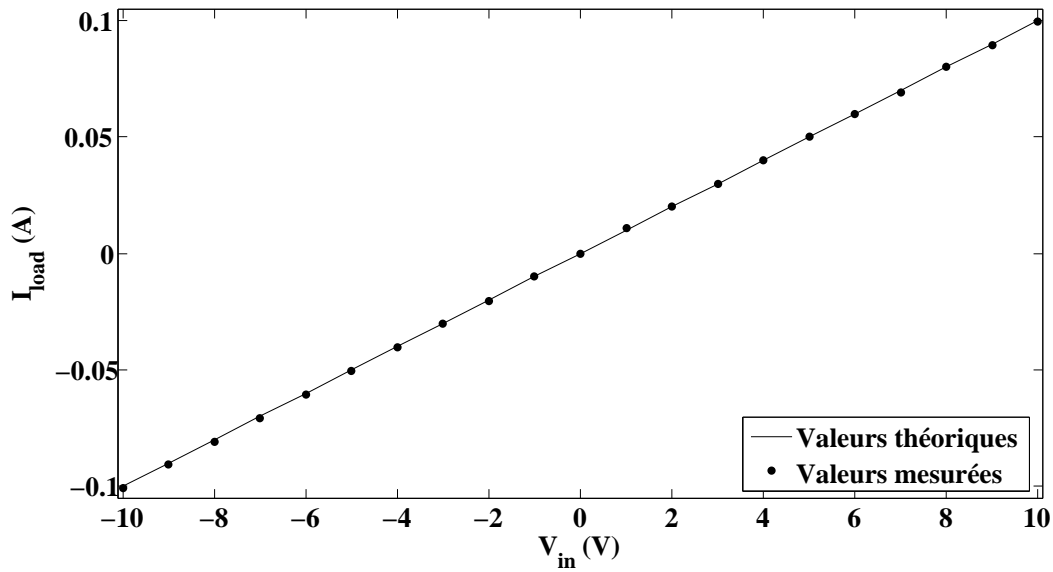


FIGURE 2.5 – Courbe caractéristique du courant de sortie ( $I_{load}$ ) en fonction de la tension d'entrée ( $V_{in}$ ) appliquée sur une charge de  $500 \Omega$ .

Maintenant que la conversion de tension en courant a été effectuée, il nous reste à la rendre constante pour une large gamme d'impédance musculaire. Les impédances musculaires sont de l'ordre de quelques centaines d'Ohm. Pour garder une injection de courant constant, nous avons choisi un miroir de courant de Wilson. Il copie le courant  $I_{R1}$  ou  $I_{RA}$  vers la charge  $R_{load}$  (les électrodes de stimulations et le muscle) noté  $I_{load}$  et, en même temps, effectue une élévation en tension pour garantir un courant de sortie constant. Les tensions  $VDD$  et  $-VDD$  sont des hautes tensions de l'ordre de  $\pm 150V$  garantissant une injection de courant maximal de  $\pm 100 mA$  pour une impédance musculaire jusqu'à  $1500 \Omega$ .

$$\pm VDD = \pm max(I_{load}) \cdot R_{load} = \pm 0,1 \cdot 1500 = \pm 150V . \quad (2.6)$$

Afin de vérifier la bonne conversion tension-courant de ce montage, la courbe courant de sortie ( $I_{load}$ ) en fonction de la tension d'entrée ( $V_{in}$ ) appliquée sur une charge de  $500 \Omega$  est affichée à la figure 2.5. Nous pouvons voir que la courbe est très proche de la courbe théorique. L'erreur moyenne est de  $0,27 mA$ , ce qui montre une bonne conversion.

La figure 2.6 montre le domaine d'utilisation du circuit d'électromyostimulation. Nous pouvons voir que ce circuit est utilisable jusqu'à  $200 kHz$  alors que les fréquences de train d'impulsion qui sont envoyées au muscle sont de l'ordre de la centaine d'Hertz. Nous restons donc à l'intérieur du domaine d'utilisation.

La tension des impulsions s'adapte afin que le courant de sortie soit stable (conversion tension-courant). Afin de vérifier que les impulsions de stimulation sont bien des impulsions de courant, nous

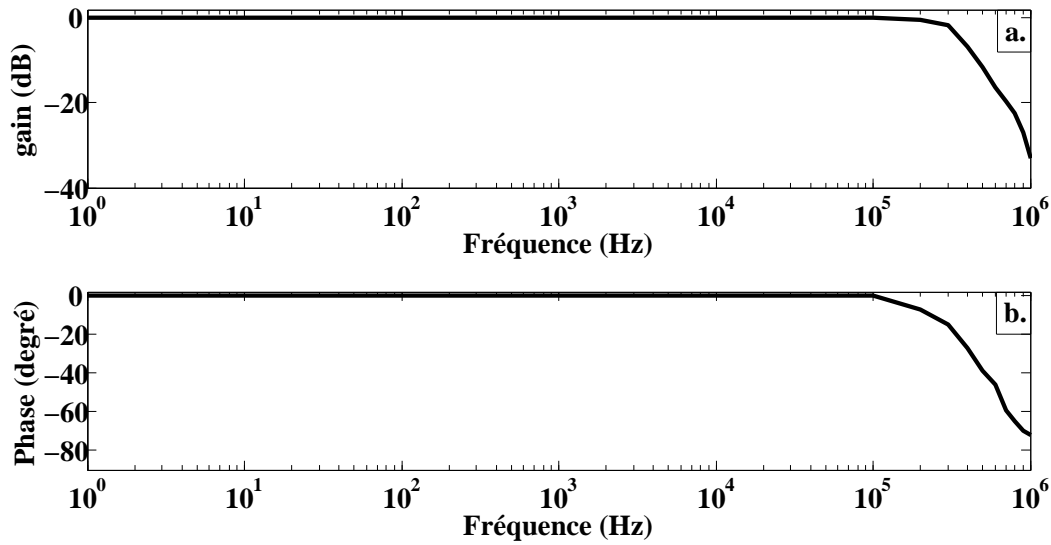


FIGURE 2.6 – a) Courbe de gain (dB) en fonction des fréquences d'utilisation. b) Courbe de phase (degré) en fonction des fréquences d'utilisation.

avons appliqué les impulsions de stimulation sur une résistance variable. La figure 2.7 montre trois exemples d'impulsion appliquée pour trois charges  $R_c$  de résistante différente ( $R_c$  de valeur  $500\Omega$ ,  $1000\Omega$  et  $1500\Omega$ ). Les paramètres de stimulation sont de telle sorte que le courant de stimulation est fixé à  $50\text{ mA}$ , la forme de l'impulsion est biphasique de fréquence  $40\text{ Hz}$  et de largeur d'impulsion de  $1\text{ ms}$ . Nous pouvons voir que, pour les trois valeurs, la tension de sortie est constante ce qui montre la stabilité du générateur de courant pendant les impulsions de stimulation. Si nous calculons le courant dans la charge  $I_c$  pour les trois valeurs de  $R_c$ , nous obtenons:

$$I_c = \frac{U}{R_c} = \frac{25}{500} = \frac{50}{1000} = \frac{75}{1500}. \quad (2.7)$$

Ceci montre bien que l'électromyostimulation est commandé en courant et peut s'adapter au variation d'impédance du muscle pendant l'électrostimulation, ce qui n'est pas le cas avec un électromyostimulateur contrôlé en tension.

## 2.4 L'électromyogramme

L'électromyogramme que nous réalisons est la différence de deux électrodes de surface placées sur le muscle à analyser. Nous avons donc un électromyogramme bipolaire. Afin de réaliser cette différence, deux circuits ont été créés. Le premier (circuit 1) est un montage à base amplificateur différentiel incluant une correction automatique d'offset. Le second (circuit 2) est un montage à base d'amplificateur instrumental permettant également d'avoir accès à la tension monopolaire de chaque électrode qui pourrait être utilisée dans une future étude pour analyser la fatigue musculaire grâce à une unique électrode EMG. De plus, les signaux EMG ont la particularité d'être des petits signaux.

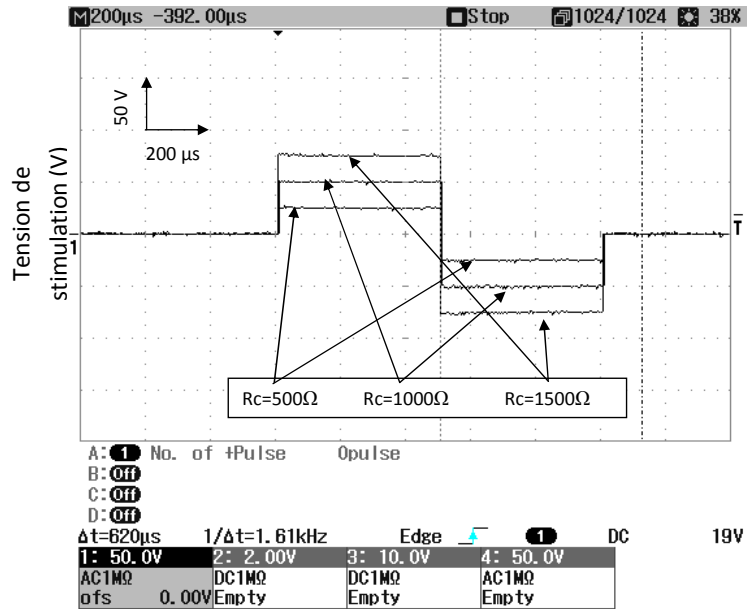


FIGURE 2.7 – Essai de la carte de stimulation pour sur une résistance de charge variable  $R_c$  de valeur  $500\Omega$ ,  $1000\Omega$  et  $1500\Omega$ . Le courant de stimulation est fixé à  $50 \text{ mA}$ , la forme de l’impulsion est biphasique de fréquence  $40 \text{ Hz}$  et de largeur d’impulsion de  $1 \text{ ms}$ . Pour les trois valeurs de résistance, la tension s’adapte pour conserver un courant constant:  $I = \frac{U}{R_c} = \frac{25}{500} = \frac{50}{1000} = \frac{75}{1500}$ .

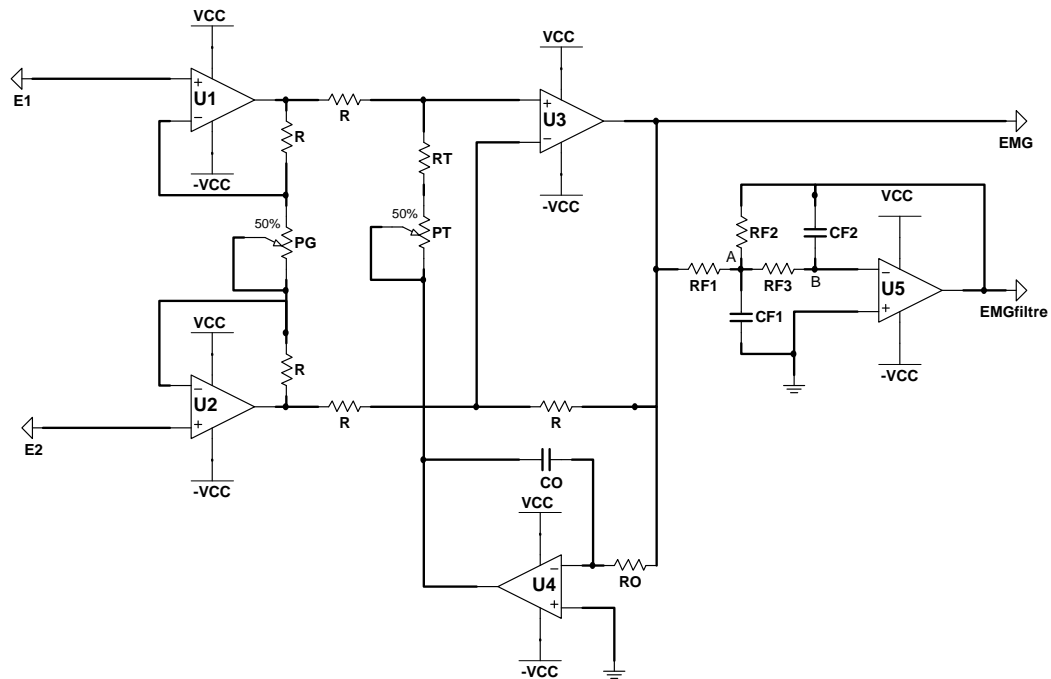


FIGURE 2.8 – Schéma du circuit de la carte d’amplification de l’activité électrique musculaire. Carte 1.

Ils doivent donc être amplifiés fortement avant de pouvoir être traités ce qui est réalisé sur les deux circuits. Les électrodes d'EMG utilisées sont de surface. Elles sont non invasives et permettent donc une utilisation plus simple.

### 2.4.1 Circuit 1: amplificateur différentiel

La figure 2.8 donne le schéma complet du premier circuit à base d'amplificateur opérationnel qui réalise l'amplificateur différentiel sur deux électrodes EMG de surface.

#### 2.4.1.1 Le premier étage

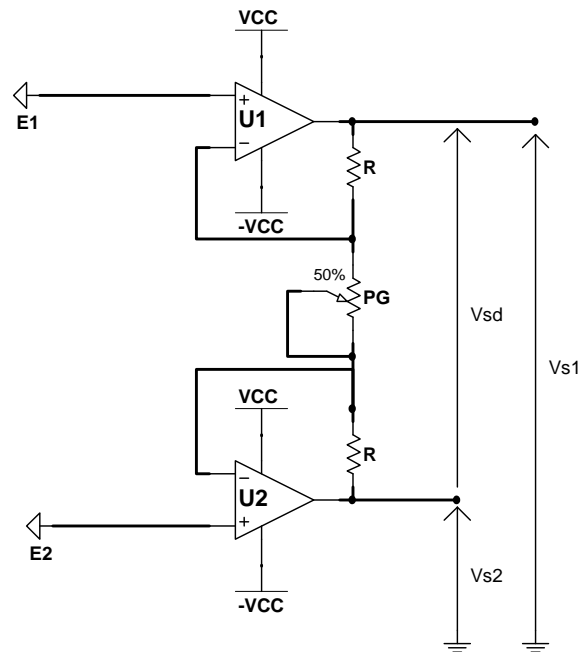


FIGURE 2.9 – Schéma du premier étage.

Le premier étage, illustré sur le schéma de la figure 2.9, réalise la différence entre les deux entrées du système  $E_1$  et  $E_2$  (les électrodes EMG). Les deux AOP U1 et U2 fonctionnent en mode linéaire grâce aux contre-réactions négatives des résistances R. En première approximation, nous avons donc  $V_+ = V_-$ , ce qui nous amène à

$$V_{sd} = (E_1 - E_2) \frac{2R + PG}{PG}. \quad (2.8)$$

Nous pouvons noter que la tension de mode commun à l'entrée vaut

$$V_{MCe} = \frac{E_1 + E_2}{2}, \quad (2.9)$$

et que celle de sortie vaut

$$V_{MCs} = \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2}. \quad (2.10)$$

Comme nous avons

$$V_{s1} = E_1 + Ri \quad \text{et} \quad V_{s2} = E_2 - Ri, \quad (2.11)$$

avec  $i$ , le courant passant dans les deux résistances  $R$  et le potentiomètre  $PG$ . Nous pouvons écrire

$$V_{MCs} = \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2} = \frac{E_1 + E_2}{2} = V_{MCe}. \quad (2.12)$$

La tension de mode commun n'a pas changée entre l'entrée et la sortie de cet étage. Cependant, la tension différentielle a été amplifiée d'un facteur  $\frac{2R+PG}{PG}$ . Pour atténuer la tension de mode commun un second étage différentiel est ajouté.

### 2.4.1.2 Le second étage

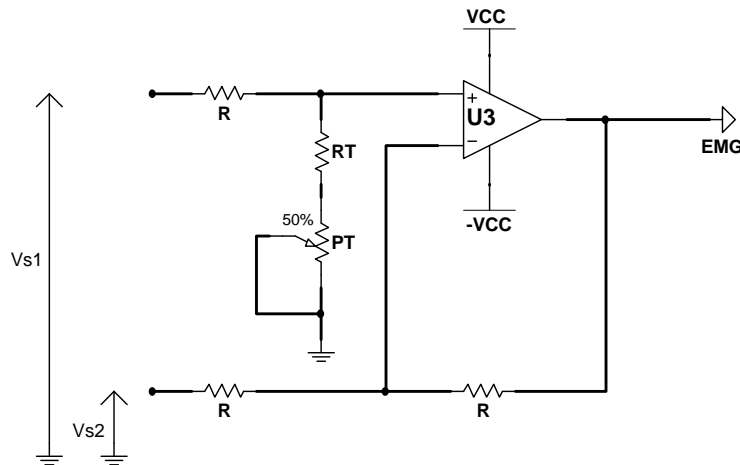


FIGURE 2.10 – Schéma du second étage.

Cet étage, composé de l'AOP  $U_3$ , de la résistance  $RT$  et du potentiomètre  $PT$  (cf. figure 2.10), atténue la tension de mode commun. Il s'agit d'un montage différentiel classique ajouté en sortie du premier étage. Le gain idéal en mode commun de l'amplificateur d'instrumentation est zéro. Dans le circuit, la valeur de ce gain est modifiée par les différentes tolérances des valeurs des résistances qui rendent le montage asymétrique, et par le gain de mode commun non nul des deux AOP utilisés pour le premier étage. Afin de pouvoir corriger ces défauts, le potentiomètre  $PT$  doit être ajusté pour augmenter au maximum le taux de réjection du mode commun (TRMC). Pour ajuster ce potentiomètre, nous appliquons un signal continu identique sur  $E_1$  et  $E_2$ . La tension de sortie du montage doit donc être nulle puisque nous avons un montage différentiel.  $PT$  est ajusté pour approcher au maximum  $E_1 - E_2 = 0$ . La figure 2.11 montre la valeur de  $V_{mc}$  en fonction du réglage du potentiomètre  $PT$ . Nous pouvons voir que, aux alentours de  $5\text{ k}\Omega$ , la tension de mode commun s'annule.

La figure 2.12 nous donne l'étude fréquentielle à la sortie des deux premiers étages avec un gain réglé à 100.

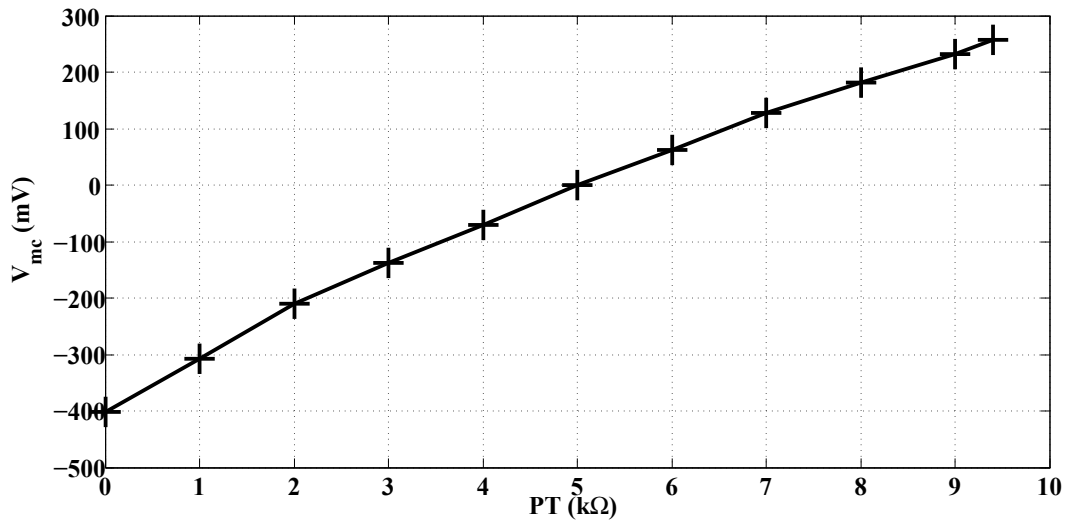


FIGURE 2.11 –  $V_{mc}$  en fonction de la valeur du potentiomètre  $PT$  avec une tension continue de 1 V sur les deux entrées du montage. Nous pouvons voir que l'ajustement de  $PT$  (aux alentours de 5  $k\Omega$ ) augmente le TRMC.

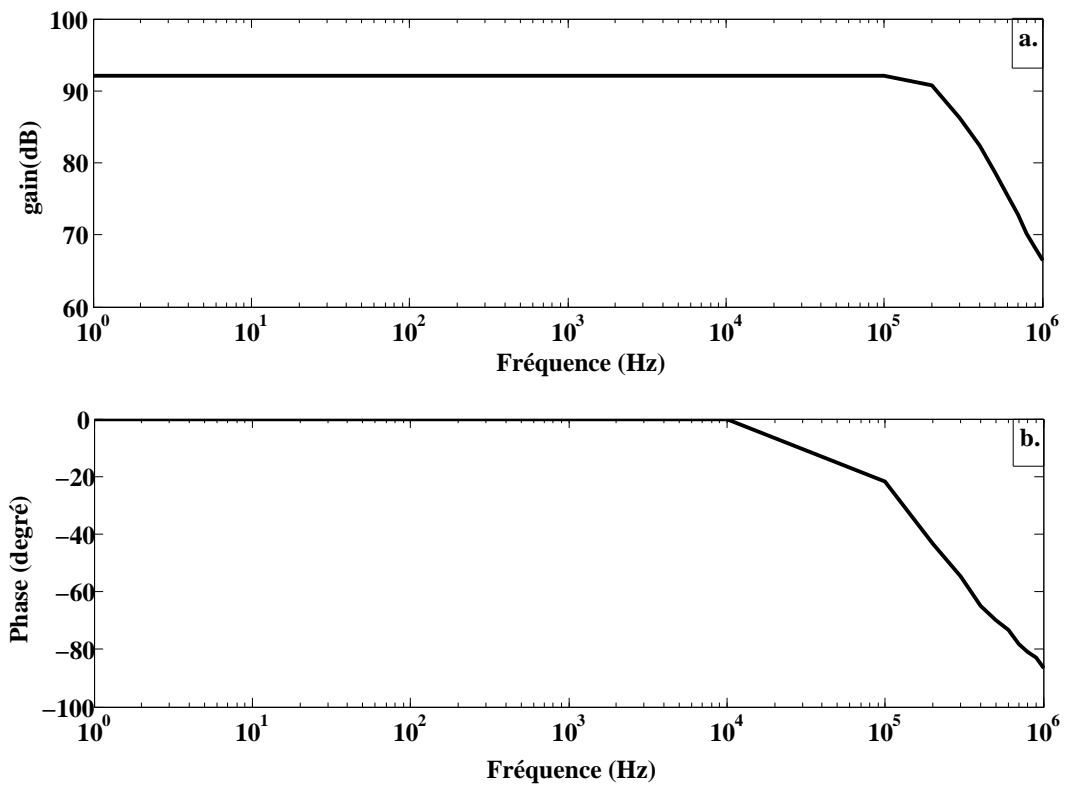


FIGURE 2.12 – a) Courbe de gain (dB) en fonction des fréquences d'utilisation. b) Courbe de phase (degré) en fonction des fréquences d'utilisation.

2.4.1.3 Filtrage

Les signaux EMG ont la particularité d’être des petits signaux, un étage de filtrage peut être nécessaire afin de supprimer le bruit facilement présent dans ce genre de signaux. Deux filtrages ont été implémentés dans ce circuit : un correcteur automatique d’offset afin d’enlever une ligne de base non nulle possible sur la sortie et un filtre passe-bas afin de supprimer le bruit haute fréquence pouvant perturber le signal EMG.

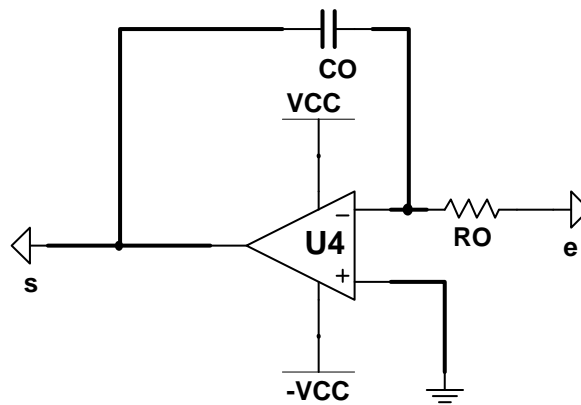


FIGURE 2.13 – Schéma du correcteur automatique d’offset.

**La correction automatique d’offset:** La correction automatique d’offset, dont le schéma se trouve sur la figure 2.13, est constituée d’un montage intégrateur basé sur l’AOP U4, la résistance RO et le condensateur CO. L’équation de la tension de sortie  $V_s$  en fonction de la tension d’entrée  $V_e$  s’exprime sous la forme

$$V_s = \frac{-1}{RO \cdot CO} \int_0^t V_e dt. \tag{2.13}$$

Comme cette intégration est réalisée avec l’entrée négative de l’AOP, l’intégrale de l’entrée est inversée. Nous voyons que l’équation d’intégration est pondérée par un coefficient qui dépend de RO et de CO. Plus RO et CO sont grand, plus le résultat de l’intégrale est faible. Plus RO et CO sont petits plus le résultat de l’intégrale est grand. La tension  $V_s$  de cette intégrateur est ensuite amenée à l’entrée positive de l’AOP du second étage par l’intermédiaire de PT et RT, ce qui a pour effet d’ajouter la tension  $V_s$  à la différence de tension réalisée entre  $E_1$  et  $E_2$ . La tension en sortie du montage complet peut être réduite à

$$EMG = (E_1 - E_2) + V_s. \tag{2.14}$$

La vitesse de correction d’offset dépend de la résistance RO et du condensateur CO.

**Le filtrage de bruit:** Le circuit prévoit un filtre issu d’une structure de Rauch. Ce type de structure permet de réaliser trois types de filtre du deuxième ordre selon le type d’impédance qui la compose



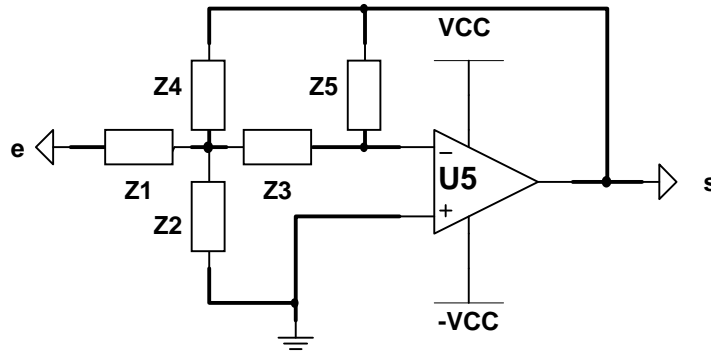


FIGURE 2.14 – Schéma du filtre à structure de Rauch.

(passe-bas, passe-haut ou passe-bande). Le circuit possède déjà un filtre passe-haut grâce à l'ajout d'un correcteur automatique d'offset. Le filtre qu'il nous reste à réaliser sera donc un passe-bas. Il est constitué de l'amplificateur opérationnel U5, des trois résistances:  $Z_1=RF_1$ ,  $Z_3=RF_2$ ,  $Z_4=RF_3$  et des deux condensateurs:  $Z_2=CF_1$  et  $Z_5=CF_2$ . La rétroaction négative par  $Z_5$  sur l'entrée négative de l'amplificateur opérationnel implique qu'il fonctionne en régime linéaire et donc que  $V_B = V_+ = V_- = 0$ , ce qui amène à

$$V_A = -\frac{Z_3}{Z_5} V_S. \quad (2.15)$$

Le théorème de Millman nous donne alors

$$V_A = \frac{\frac{V_E}{Z_1} + \frac{V_S}{Z_4}}{\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_3} + \frac{1}{Z_4}}. \quad (2.16)$$

Grâce à l'introduction de l'équation 2.15 dans 2.16, Nous obtenons la fonction de transfert

$$T = \frac{-1}{\frac{Z_3}{Z_5} + \frac{Z_1}{Z_5} + \frac{Z_1}{Z_4} + \frac{Z_1 \cdot Z_3}{Z_2 \cdot Z_5} + \frac{Z_1 \cdot Z_3}{Z_4 \cdot Z_5}}. \quad (2.17)$$

Dans notre cas particulier du filtre passe-bas,

- toutes les résistances sont égales:  $R = RF_1 = RF_2 = RF_3$ ,  $Z_1 = Z_3 = Z_4 = R$ ;
- tous les condensateurs sont égaux:  $C = CF_1 = CF_2$ ,  $Z_2 = Z_5 = \frac{1}{jC\omega}$ .

Ceci donne pour notre cas

$$T = \frac{-1}{1 + j\omega RC + (j\omega RC)^2}. \quad (2.18)$$

Le filtre passe bas que nous désirons doit avoir une fonction de transfert de la forme:

$$T = \frac{A}{1 + 2jm \frac{\omega}{\omega_o} + \left(j \frac{\omega}{\omega_o}\right)^2}. \quad (2.19)$$

Par identification, nous obtenons:

$$\begin{cases} A = -1 \\ \omega_o = \frac{1}{RC} \rightarrow f_o = \frac{1}{2\pi RC} \\ m = \frac{1}{2} \end{cases} \quad (2.20)$$

Dans notre cas, nous avons choisi  $R = 15 \text{ k}\Omega$  et  $C = 1 \text{ nF}$  pour obtenir une fréquence de coupure à  $10 \text{ kHz}$ . Ceci permet de conserver les fréquences des ondes M dont la fréquence fondamentale se trouve à quelques dizaines de Hertz (cf. figure 3.15). La figure 2.15 montre le diagramme de Bode et de phase du filtre.

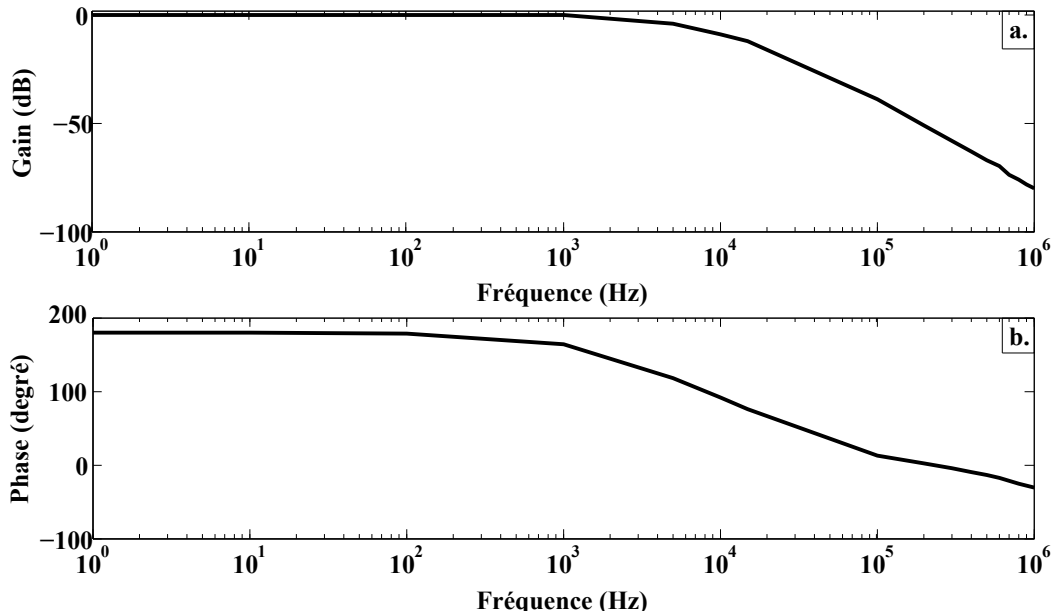


FIGURE 2.15 – Diagramme de Bode et de phase du filtre à structure de Rauch avec  $R = 15 \text{ k}\Omega$  et  $C = 1 \text{ nF}$  pour une fréquence de coupure à  $10 \text{ kHz}$ .

Nous proposons, ici, quelques tests de validation. Pour le premier test, l'étage de correction automatique d'offset a été enlevé et le nœud en dessous du potentiomètre PT a été mis à la masse du circuit. Nous allons donc observer un montage d'instrumentation de moindre qualité mais qui reste utile pour le réglage du potentiomètre PT afin d'augmenter au maximum le taux de réjection de mode commun (TRMC) permettant d'obtenir une meilleure suppression des tensions communes aux deux entrées. Un signal sinusoïdal d'amplitude  $50 \text{ mV}$  et de fréquence  $1 \text{ kHz}$  a été créé et est amené sur les entrées  $E_1$  et  $E_2$  afin d'obtenir le même signal sur les deux entrées. Comme la tension de sortie  $V_{EMG}$  est la différence entre les deux entrées, nous devrions dans le cas idéal obtenir un signal nul. La figure 2.16 à gauche montre le signal sinusoïdal appliqué sur les entrées  $E_1$  et  $E_2$  sur la voie 1 et la sortie  $V_{EMG}$  sur la voie 2. Nous pouvons constater que la différence entre les deux entrées n'est pas correctement réalisée, ce qui est dû à un mauvais réglage de PT. La figure 2.16 à droite montre la sortie  $V_{EMG}$  sur la voie 2 avec un bon réglage du potentiomètre PT. La différence des deux entrées est bien meilleure.

Une fois le potentiomètre PT correctement ajusté, nous ajoutons au circuit l'étage de correction automatique d'offset dont la sortie est connectée avec le potentiomètre PT. Le gain total du montage ajustable par PG a été fixé à  $100$  ( $PT = 300 \Omega$ ). Cette fois-ci, l'une des deux entrées est connectée

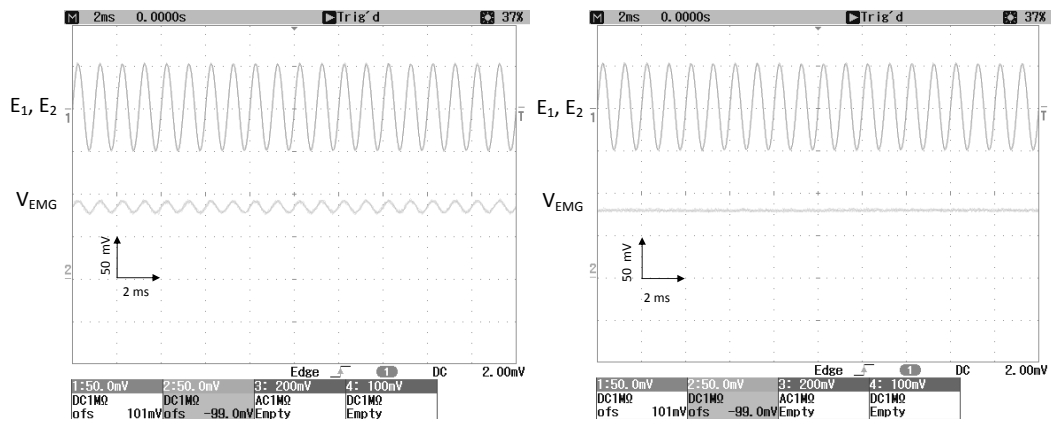


FIGURE 2.16 – A gauche:  $E_1 = E_2$  un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1, la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$  sur la voie 2 avec un mauvais réglage de  $PT$ . A droite:  $E_1 = E_2$  un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1, la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$  sur la voie 2 avec un bon réglage de  $PT$ .

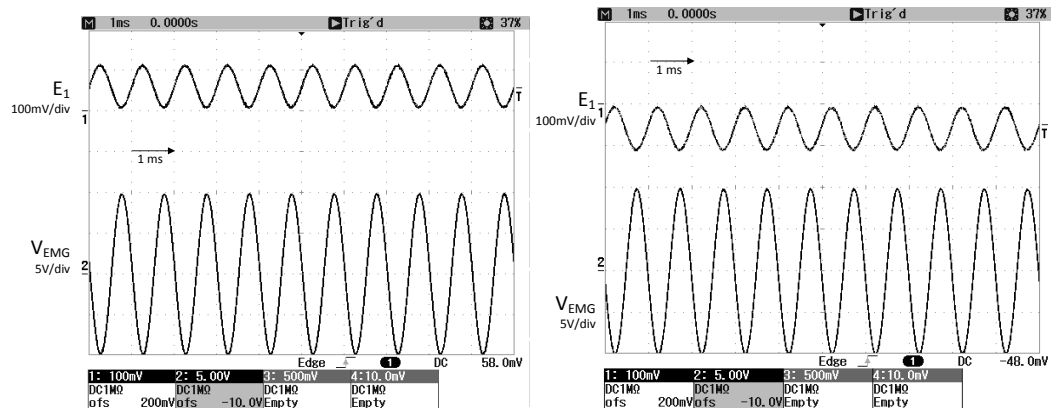


FIGURE 2.17 – A gauche:  $E_1$  un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV avec un offset de 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1,  $E_1$  est à la masse du circuit, la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$  sur la voie 2. Nous pouvons voir que l'offset appliqué sur  $E_1$  est supprimé sur le signal  $V_{EMG}$ . A droite:  $E_1$  un signal sinusoïdal d'amplitude -50 mV avec un offset de 50 mV et une période d'une milliseconde sur la voie 1,  $E_1$  est à la masse du circuit, la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$  sur la voie 2. Nous pouvons voir que l'offset appliqué sur  $E_1$  est supprimé sur le signal  $V_{EMG}$ .

à la masse ( $E_2$ ) et nous appliquons toujours la sinusoïde sur l'autre ( $E_1$ ) avec un offset de  $\pm 60$  mV. La figure 2.16 montre les deux résultats: à gauche pour un offset positif de +60 mV, à droite pour un offset négatif de -60 mV. Nous pouvons observer que pour les deux cas, aucune composante continue n'est présente en sortie. L'utilité de l'ajout d'un correcteur automatique d'offset correspond en effet au fait que la ligne de base du signal EMG sera toujours très proche de zéro. La figure 2.18 montre un exemple d'un EMG réalisé avec le circuit 1 lors d'une série de contractions volontaires sur le biceps droit d'un sujet.

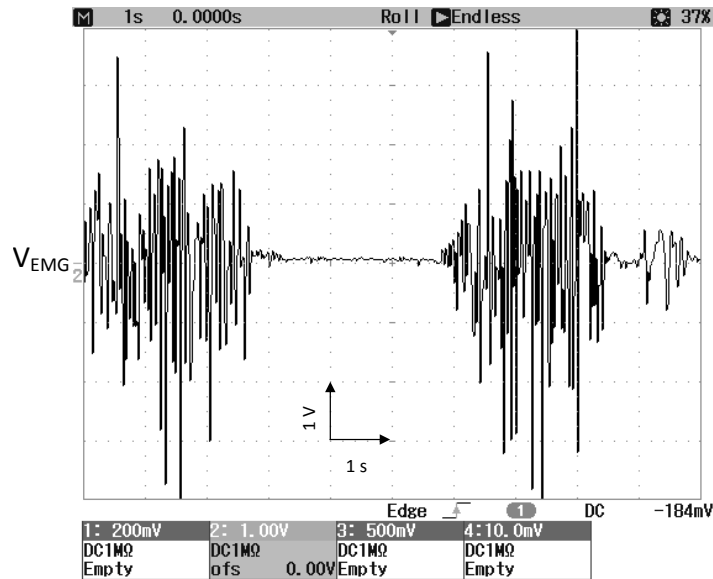


FIGURE 2.18 – EMG réalisé avec la carte 1 lors d'une série de contractions volontaires sur le biceps droit d'un sujet.

### 2.4.2 Circuit 2: amplificateur instrumental

Le schéma complet du second circuit réalisé grâce à un montage à base d'amplificateur instrumental INA 2128 de Texas Instruments est montré à la figure 2.19. Les analyses des EMG durant l'électro-stimulation sont faites sur les ondes M produites par le muscle entre deux impulsions de stimulation. Afin d'obtenir ces ondes M, un différentiel est réalisé entre deux électrodes placées sur le muscle. Le circuit que nous proposons permet de faire ce différentiel avec une amplification. Habituellement, un seul INA est utilisé pour réaliser cette différence entre les deux électrodes musculaires [85]. Ceci provoque l'impossibilité d'obtenir la tension monopolaire d'une seule électrode. Le circuit de la figure 2.19 utilise plusieurs INA permettant d'avoir accès à la tension de chaque électrode séparément si des analyses sur une électrode musculaire unique sont envisagées.

Comme le montre le schéma du circuit d'électromyogramme en figure 2.19, trois électrodes de surface sont utilisées. Deux électrodes sont placées sur le muscle pour l'acquisition de l'activité électrique musculaire ( $E_1$  et  $E_2$ ) et une autre est placée sur un point osseux agissant comme une tension de référence ( $E_{ref}$ ). Ce circuit peut être décomposé en trois étapes. La première consiste à

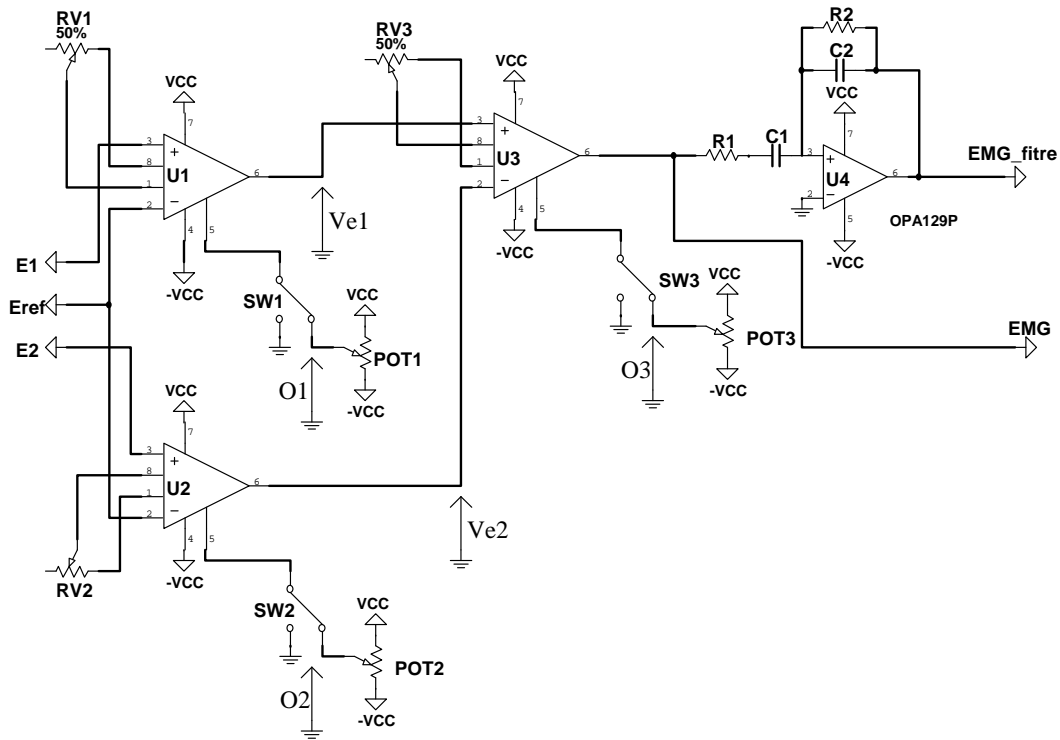


FIGURE 2.19 – Schéma du circuit de la carte d'amplification de l'activité électrique musculaire. Carte 2.

supprimer la tension de référence recueillie par l'électrode de référence. Cette suppression est réalisée séparément pour  $E_1$  et  $E_2$  avec deux INA  $U_1$  et  $U_2$ . Il est possible d'ajuster l'offset des signaux  $V_{E_1}$  et  $V_{E_2}$  grâce aux switches  $SW_1$  et  $SW_2$  et les potentiomètres  $POT_1$  et  $POT_2$ . De plus, une préamplification peut être réalisée en ajustant les résistances variables  $RP_1$  et  $RP_2$ . Cependant, les ajustements doivent être identiques pour les deux INA  $U_1$  et  $U_2$  auquel cas une électrode sera plus amplifiée que l'autre. Il est préférable de n'utiliser cette pré-amplification qu'en cas d'utilisation des deux tensions  $V_{E_1}$  et  $V_{E_2}$  de manière séparée (sans différentiel). A la sortie du premier étage, nous obtenons le signal régi par l'équation suivante:

$$V_{E_i} = (E_i - E_{ref}) \cdot G_i + O_i \quad \text{avec} \quad G_i = 1 + \frac{50}{RP_i}, \quad (2.21)$$

où  $i = \{1 \text{ ou } 2\}$  selon l'électrode qui est concerné,  $RP_i$  est en  $k\Omega$  et  $O_i$  est la correction d'offset créée avec  $SW_i$  et  $POT_i$ .  $V_{E_1}$  et  $V_{E_2}$  sont les deux tensions des électrodes placées sur le muscle sans la tension de référence  $E_{REF}$  qui contenait les tensions parasites de l'environnement. La deuxième étape consiste à effectuer le différentiel des deux tensions précédentes de la même manière que pour l'équation 2.21. En conséquence, nous avons l'équation :

$$V_{EMG} = (V_{E_1} - V_{E_2}) \cdot G_3 + O_3 \quad \text{avec} \quad G_3 = 1 + \frac{50}{RP_3}. \quad (2.22)$$

L'offset et l'amplification sont ajustables grâce au switch  $SW_3$ , au potentiomètre  $POT_3$  et à la résis-

tance variable  $RP_3$ . La dernière étape n'est pas obligatoire. Il s'agit d'un filtre actif passe bande du premier ordre qui permet la suppression de bruit ou d'une ligne de base non nulle si ceux-ci sont importants. Nous pouvons exprimer les impédances équivalentes  $Z_1$  et  $Z_2$ , respectivement composées de  $R_1$  et  $C_2$  pour  $Z_1$  et  $R_2$  et  $C_2$  pour  $Z_2$ .

$$\begin{aligned} Z_1 &= R_1 + C_1 = \frac{1 + jR_1C_1\omega}{jC_1\omega}, \\ Z_2 &= R_2 // C_2 = \frac{R_2}{1 + jR_2C_2\omega}. \end{aligned} \tag{2.23}$$

La fonction de transfert  $H$  est obtenue à partir des équations 2.23 et s'exprime

$$H(j\omega) = -\frac{jR_2C_1\omega}{(1 + jR_1C_1\omega)(1 + jR_2C_2\omega)}, \tag{2.24}$$

avec

$$fb = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad \text{et} \quad fh = \frac{1}{2\pi R_2 C_2}, \tag{2.25}$$

où  $fb$  est la fréquence de coupure basse et  $fh$  la fréquence de coupure haute.

Dans notre cas, nous avons choisi  $R_1 = R_2 = 15 \text{ k}\Omega$ ,  $C_1 = 2 \text{ }\mu\text{F}$  et  $C_2 = 1 \text{ nF}$  pour obtenir une fréquence de coupure basse à 5 Hz et une fréquence de coupure haute à 10 kHz. Ceci permet de conserver les fréquences des ondes M dont la fréquence fondamentale se trouve à quelques dizaines

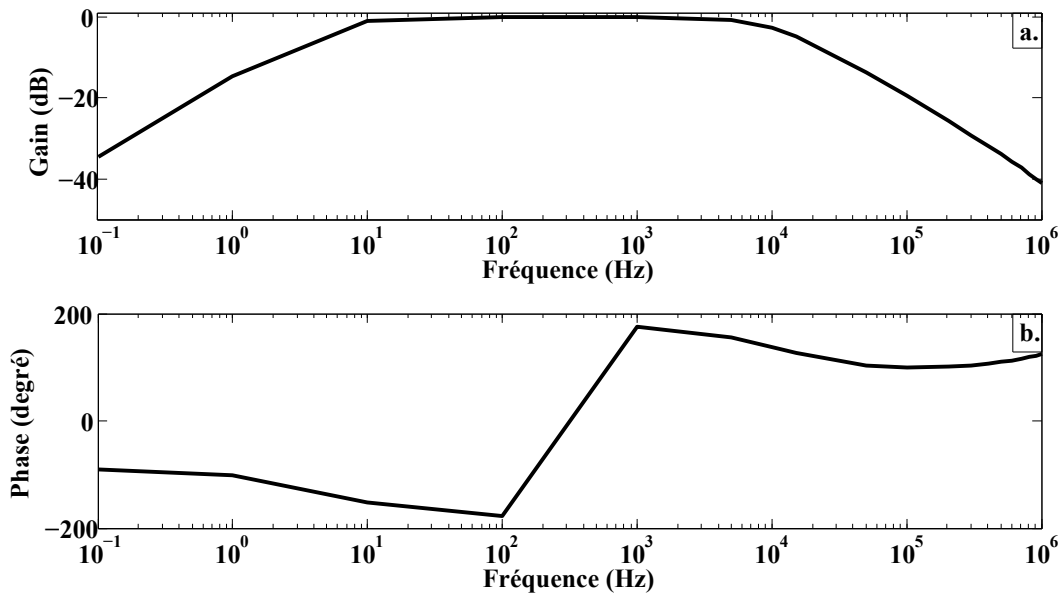


FIGURE 2.20 – Diagramme de Bode et de phase du filtre avec  $R_1 = R_2 = 15 \text{ k}\Omega$ ,  $C_1 = 2 \text{ }\mu\text{F}$  et  $C_2 = 1 \text{ nF}$  pour obtenir une fréquence de coupure bas à 5 Hz et une fréquence de coupure haute à 10 kHz.

de Hertz (cf. figure 3.15) tout en supprimant une possible ligne de base non nulle. La figure 2.20 montre le diagramme de Bode et de phase du filtre.

Nous proposons, ici, quelques tests de validation. Pour le premier test, un signal sinusoïdal d'amplitude 50 mV et de fréquence 1 kHz a été créé. Il a ensuite été amené sur les entrées  $E_1$  et  $E_2$  afin d'obtenir le même signal sur les deux entrées.  $E_{ref}$  a été mis à la masse du circuit. La figure 2.21 montre ce signal sinusoïdal appliqué sur les entrées  $E_1$  et  $E_2$  sur la voie 1. Les deux tensions  $V_{e1}$  et  $V_{e2}$  qui représentent les tensions monopolaires de chaque électrode sont respectivement affichées sur les voies 2 et 3. Dans cet exemple,  $R_{V_1}$  et  $R_{V_2}$  ont été réglé pour obtenir un gain de 2 pour chaque tension monopolaire. Soit  $R_{V_1} = R_{V_2} = 50 \text{ k}\Omega$ . Généralement, pour nos sessions de test sous électrostimulation,  $R_{V_1}$  et  $R_{V_2}$  ont une valeur infinie, ce qui donne un gain unitaire mais cela évite de faire chuter le TRMC si les deux amplifications diffèrent pour  $E_1$  et  $E_2$ . La tension bipolaire comprenant les deux électrodes est représentée sur la voie 4. Cette tension réalise la différence entre les deux tensions monopolaires avec un gain réglé à 50, soit  $R_{V_3} = 1.02 \text{ k}\Omega$ . Le gain total du montage est donc de 100. Nous remarquons que cette dernière est nulle, ce qui montre que la soustraction entre les entrées  $E_1$  et  $E_2$  a bien été réalisée.

Sur la figure 2.22, l'une des deux entrées a été mise à la masse. L'autre est toujours alimentée par le signal sinusoïdal créé ci-dessus comme tension. Les gains de chaque étage sont toujours les mêmes.

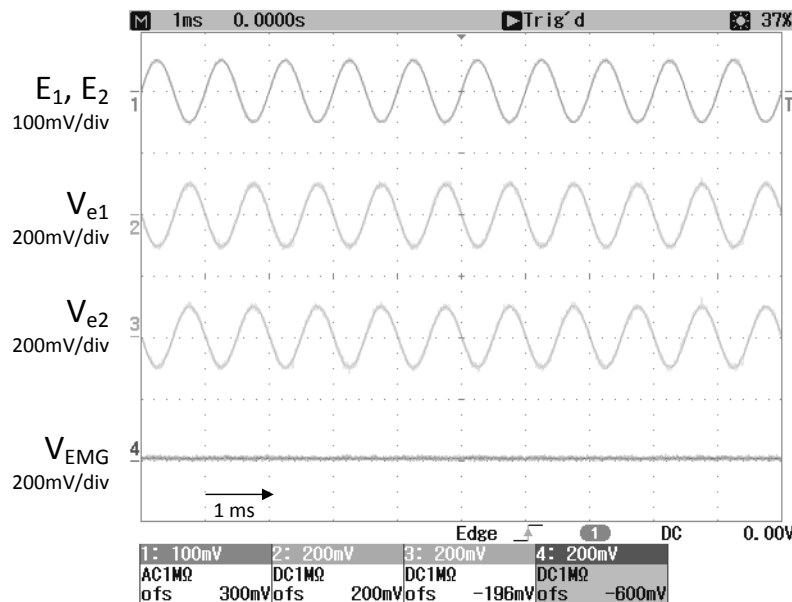


FIGURE 2.21 – Test de la carte EMG 2 pour  $E_1 = E_2$  un sinus d'amplitude 50 mV et une période d'une milliseconde. Nous y voyons les tensions monopolaires  $V_{e1}$  et  $V_{e2}$  et la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$ .

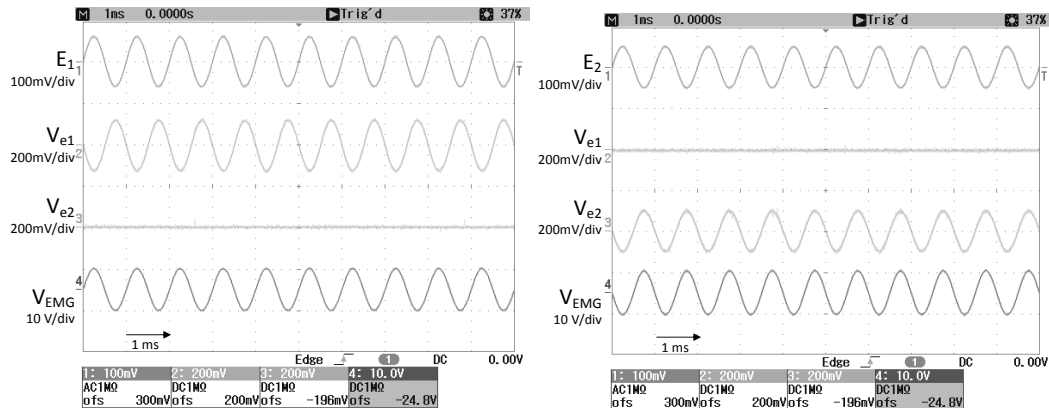


FIGURE 2.22 – A gauche: Test de la carte EMG 2 pour  $E_1$  un sinus d’amplitude 50 mV et une période d’une milliseconde et pour  $E_2 = 0$ . Nous y voyons les tensions monopolaires  $V_{e1}$  et  $V_{e2}$  et la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$ . A droite: Test de la carte EMG 2 pour  $E_2$  un sinus d’amplitude 50 mV et une période d’une milliseconde et pour  $E_1 = 0$ . Nous y voyons les tensions monopolaires  $V_{e1}$  et  $V_{e2}$  et la tension bipolaire entre  $E_1$  et  $E_2$  est représentée par  $V_{EMG}$ .

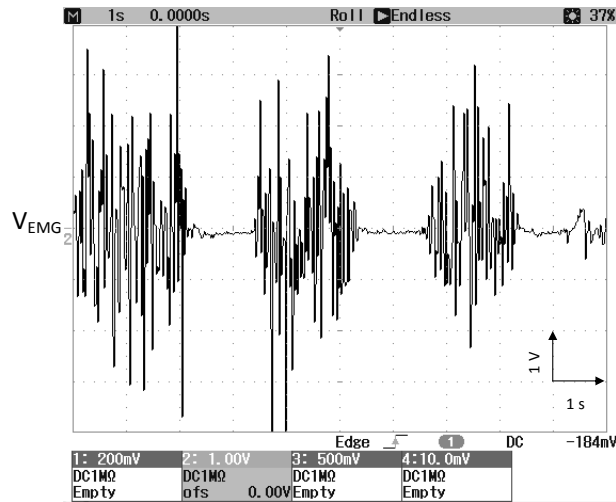


FIGURE 2.23 – EMG réalisé avec la carte 2 lors d’une série de contractions volontaires sur le biceps droit d’un sujet.

Nous voyons sur le graphique de gauche que l’entrée  $E_2$  a été mise à la masse. La tension  $V_{e2}$  est donc nulle. La tension  $V_{e1}$  représente le même sinus que sur  $E_1$  avec une amplification de deux. La tension  $V_{EMG}$ , qui est la tension différentielle entre  $E_1$  et  $E_2$ , montre le sinus de l’entrée  $E_1$  avec un gain de 100. Pour le graphique de droite, c’est la tension sur  $E_1$  qui est nulle et nous avons appliqué la sinusoïde sur  $E_2$ . Les mêmes conclusions que précédemment sont donc obtenues. La figure 2.23 montre un exemple d’un EMG réalisé avec la carte 2 lors d’une série de contractions volontaires sur le biceps droit d’un sujet.



## 2.5 Le logiciel

Le logiciel constitue l'intelligence du système. Il permet, d'une part, la génération des impulsions de stimulation grâce aux différents paramètres de stimulation choisis par un utilisateur et, d'autre part, l'analyse des EMG afin d'obtenir une information de l'état de fatigue physiologique dans lequel se trouve le muscle stimulé. La manipulation des paramètres de stimulation ou d'analyse EMG se fait par l'intermédiaire d'une interface logicielle. Une image de cette interface est montrée en figure 2.24.

Un grand nombre de paramètres réglables sur les impulsions de stimulation permet d'obtenir un grand nombre de formes d'ondes de stimulation possible. Ces paramètres ont été choisis pour être en adéquation avec les paramètres réglables sur les électrostimulateurs du commerce. Leur nombre a été fixé à 6. La figure 2.25 permet de visualiser à quoi ils correspondent. On trouve:

- L'intensité de la stimulation, il s'agit du courant maximum de l'impulsion qui est transmis au muscle, allant de  $0\text{ mA}$  jusqu'à  $\pm 100\text{ mA}$ .
- La durée de l'impulsion, qui est ajustable de  $0,1\text{ ms}$  à  $3\text{ ms}$ .

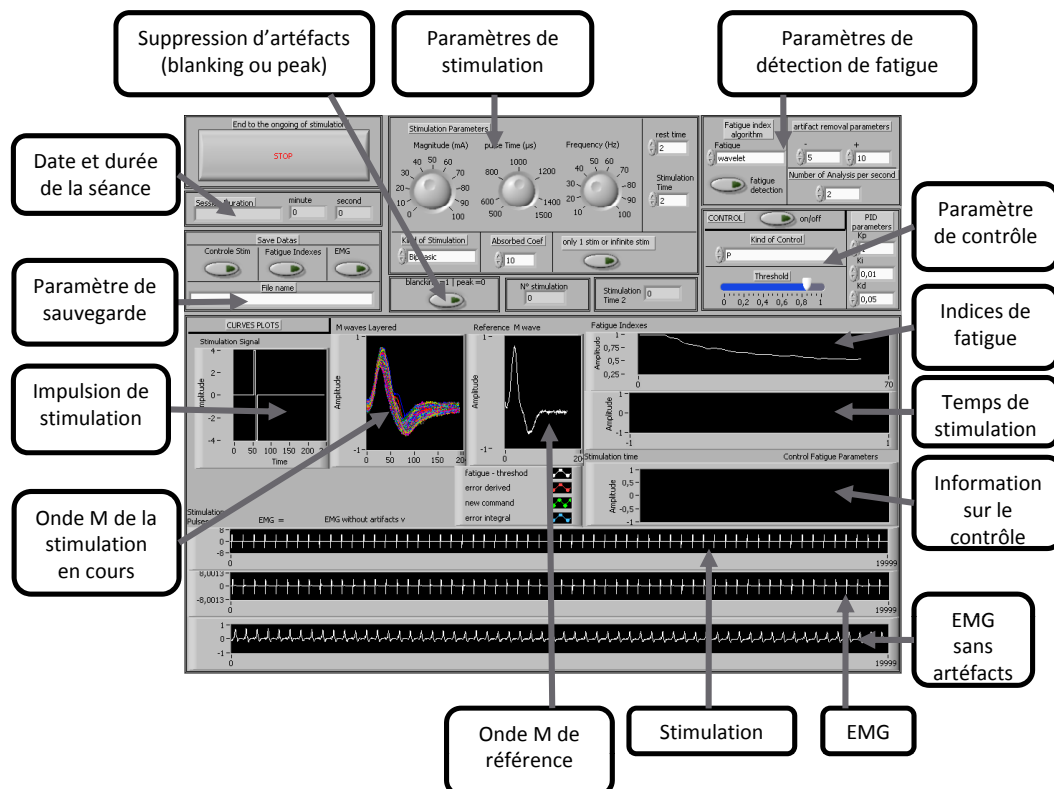


FIGURE 2.24 – Interface du logiciel avec les différents blocs de contrôle des paramètres et d'affichage.

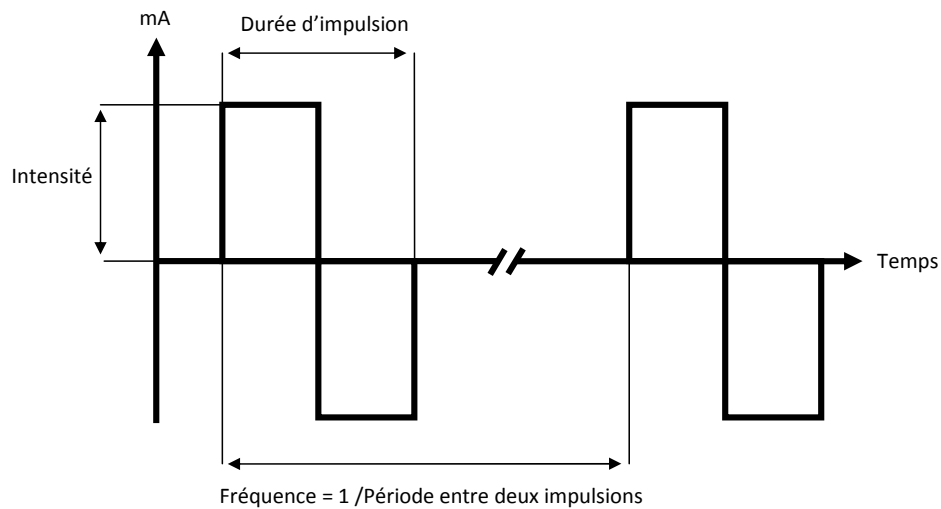


FIGURE 2.25 – Paramètres ajustables des impulsions de stimulation avec l'intensité, la durée d'impulsion et la fréquence du train d'impulsion.

- La fréquence du train d'impulsions, qui est le nombre d'impulsions de stimulation envoyées au muscle par seconde. Ce nombre est au minimum de  $10\text{ Hz}$  et est au maximum de  $100\text{ Hz}$ . Généralement, les fréquences des électromyostimulations réalisées dans le but de la rééducation musculaire sont comprises entre  $20\text{ Hz}$  et  $80\text{ Hz}$ . Le logiciel permet donc de couvrir largement l'intégralité des fréquences habituellement utilisées.
- Les formes d'impulsion peuvent être sélectionnées parmi les plus courantes de la littérature. Elles sont affichées sur la figure 2.26, avec
  - a) Monophasique: impulsion soit positive soit négative de valeur moyenne non nulle.
  - b) Biphasique: impulsion positive puis négative (ou vice-versa) de valeur moyenne nulle.
  - c) Double biphasique: deux impulsions biphasiques consécutives de valeur moyenne nulle.
  - d) Biphasique amortie: impulsion monophasique suivie d'une autre impulsion monophasique d'amplitude plus faible et de durée plus longue de telle sorte que la valeur moyenne soit nulle.
  - e) Nlet [86] [87]: deux impulsions monophasiques séparées par une durée sans impulsion.

De plus, d'autres formes d'impulsion peuvent être ajoutées si l'utilisateur utilise des formes non conventionnelles. Cependant, la forme d'onde des impulsions doivent contenir des changements brutaux de courant afin d'induire une contraction. En effet, si le courant s'établit progressivement, il peut atteindre des intensités élevées sans provoquer d'excitation.
- La durée de stimulation (de contraction musculaire), qui est réglable à la dixième de seconde près.
- La durée de repos entre deux contractions, qui est également réglable à la dixième de seconde près.

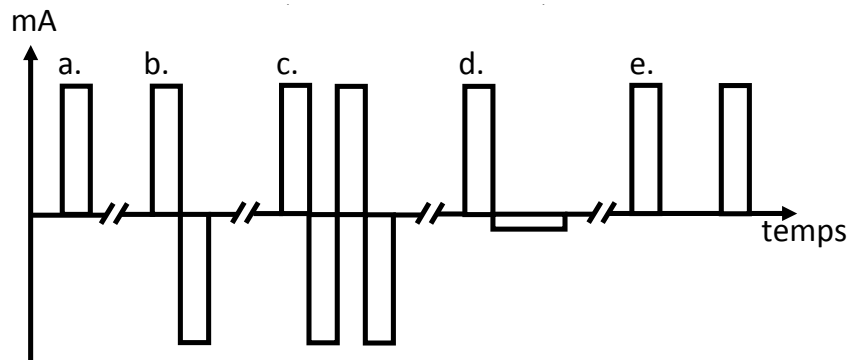


FIGURE 2.26 – Formes d’onde des impulsions. a) monophasique, b) biphasique, c) double biphasique, d) biphasique amortie et e) Nlet.

Le logiciel permet à l'utilisateur le choix des traitements qui vont être exécutés. L'estimation de la fatigue musculaire peut être calculée selon plusieurs algorithmes qui seront présentés dans le chapitre suivant. Les indices de fatigue sont : l'amplitude pic-à-pic, la surface RMS, la fréquence moyenne ou médiane et un nouvel indice basé sur la transformée continue en ondelette (CWT). Plusieurs graphiques mis à jour en temps réel donnent des informations sur la manière dont le muscle est stimulé et sur l'état de fatigue physiologique du muscle. Les graphiques disponibles donnent des informations sur:

- L'impulsion de stimulation.
- La stimulation appliquée au muscle.
- L'EMG.
- L'EMG sans artéfacts de stimulation.
- Les ondes M superposées.
- L'onde M de référence (pour l'indice CWT).
- Les indices de fatigue.
- Les durées de contraction pour la session en cours.
- Les informations sur le contrôle de la fatigue musculaire.

Une fois créées, les impulsions de stimulation sont envoyées à l'électrostimulateur qui convertit les impulsions en tension  $[0, \pm 10 \text{ V}]$  en impulsions de courant  $[0, \pm 100 \text{ mA}]$ . Afin d'observer les impulsions qui sont générées en sortie du module NI Daq 6251, différents graphiques ont été réalisés représentant la variation d'un seul paramètre à la fois. Ils sont présentés aux figures 2.27 à 2.29. La première (figure 2.27 à gauche) montre la variation d'amplitude des impulsions. Cette amplitude peut aller de 0 à  $\pm 10 \text{ V}$  par pas de 0,1 V. Sur la figure, cinq amplitudes ( $\pm 20, \pm 40, \pm 60, \pm 80$  et  $\pm 100 \text{ mA}$ ) sont représentées pour une forme d'onde biphasique et une durée d'impulsion de 1 ms.

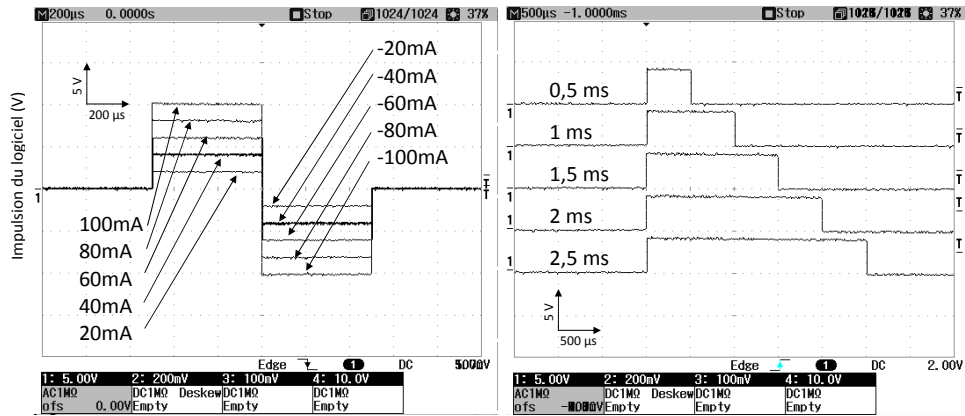


FIGURE 2.27 – A gauche : variation de l’amplitude des impulsions générées par le logiciel pour cinq amplitudes (20, 40, 60, 80 et 100 mA) et pour une forme d’onde biphasique et une durée d’impulsion de 1 ms. A droite : variation de la durée des impulsions générées par le logiciel pour cinq valeurs (0,5, 1, 1,5, 2, 2,5 ms) et pour une forme d’onde monophasique d’amplitude 40 mA.

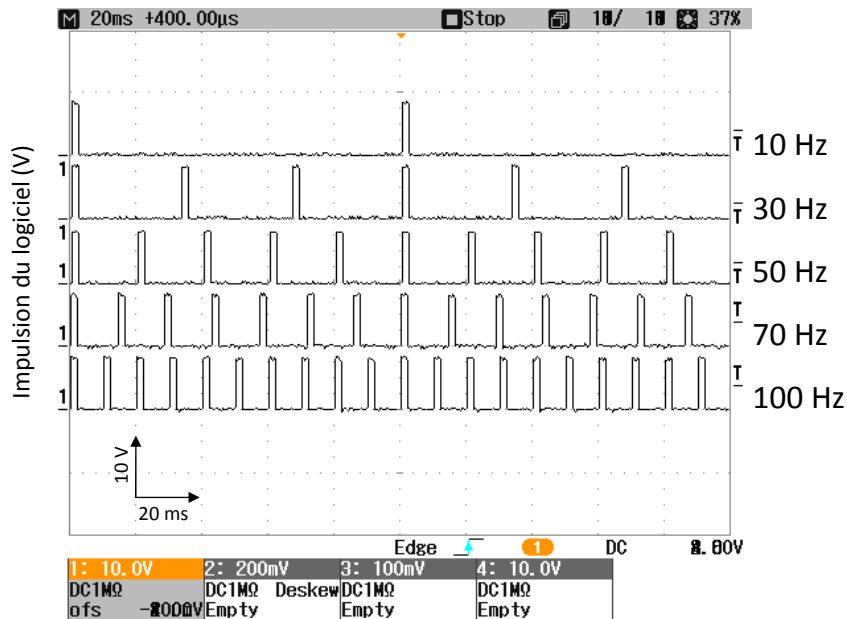


FIGURE 2.28 – Variation de la fréquence du train impulsions générée par le logiciel pour cinq valeurs (10, 30, 50, 70 et 100 Hz) pour une forme d’onde monophasique et une durée d’impulsion de 2 ms.

La figure 2.27 à droite montre la variation des durées d’impulsion sur cinq valeurs (0,5, 1, 1,5, 2 et 2,5 ms) et pour une forme d’onde monophasique d’amplitude 40 mA. La variation totale va de 0,5 à 3 ms par pas de 0,1 ms mais elle pourrait être modifiée pour réduire ou augmenter la durée des impulsions. La figure 2.28 montre la variation fréquentielle possible du train d’impulsion de 10 Hz à 100 Hz par pas de 1 Hz. Cinq fréquences sont affichées : 10, 30, 50, 70 et 100 Hz.

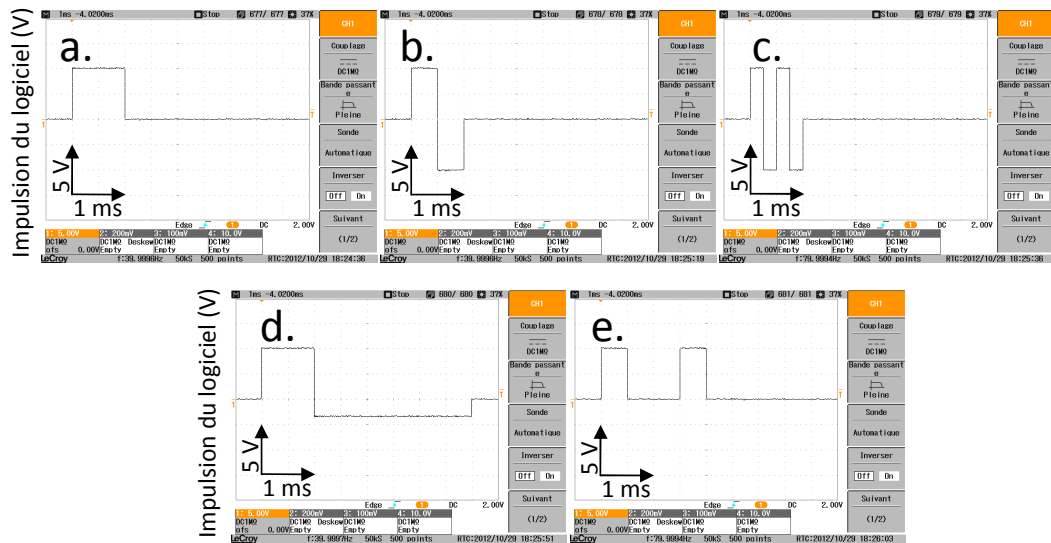


FIGURE 2.29 – Formes d’onde des impulsions. a) Monophasique, b) biphasique, c) double biphasique, d) biphasique amortie et e) Nlet

Nous avons vu que le logiciel pouvait fournir cinq formes d’impulsions de stimulation différentes. Un exemple de chacune d’entre elles est montré à la figure 2.29 avec en a) une forme monophasique, en b) une forme biphasique, en c) une forme double biphasique, en d) une forme biphasique amortie avec 60% d’amortissement (l’aire de la phase positive est égale à l’aire de la phase négative mais cette dernière est d’amplitude 60% plus faible que celle de la phase positive) et en e) une forme doublet Nlet.

## 2.6 exemples expérimentaux

Nous donnons, ici, plusieurs tests expérimentaux utilisant la totalité du système. Le système génère les impulsions de stimulation, suivant les différents paramètres souhaités par l’utilisateur, et les envoie à l’électromyostimulateur permettant d’induire une contraction musculaire. Dans le même temps, l’électromyographe recueille la réponse électrique du muscle qui est envoyée au logiciel. Les graphiques de la figure 2.30 à 2.33 en montre quatre exemples pour quatre électromyostimulations différentes. Nous pouvons voir, sur ces EMG, que deux sources y figurent: les ondes M et les artefacts de stimulation. Ces derniers sont d’amplitude plus grande que les ondes M, ce qui va nous permettre de les différencier dans les traitements des chapitres suivants. Nous pouvons également observer le phénomène de troncature apparaître pour la figure 2.33 à 60 Hz. Les ondes M générées par l’EMS sont coupées par les impulsions de stimulation suivantes. Ce phénomène est du à une fréquence de stimulation trop élevée.

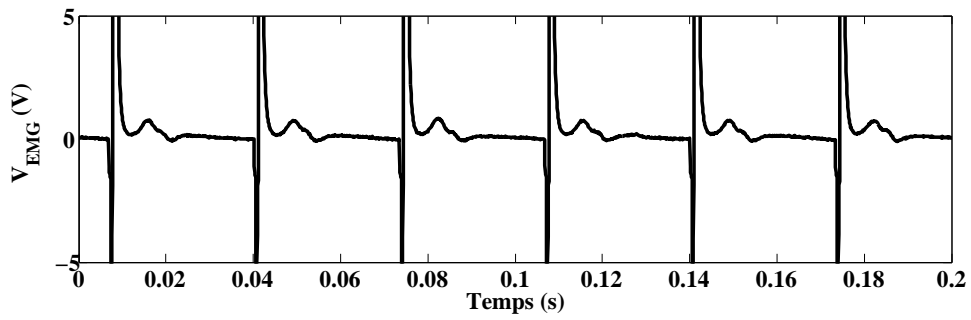


FIGURE 2.30 – EMG réalisé lors d'une EMS à 30 Hz et 40 mA avec une impulsion biphasique.

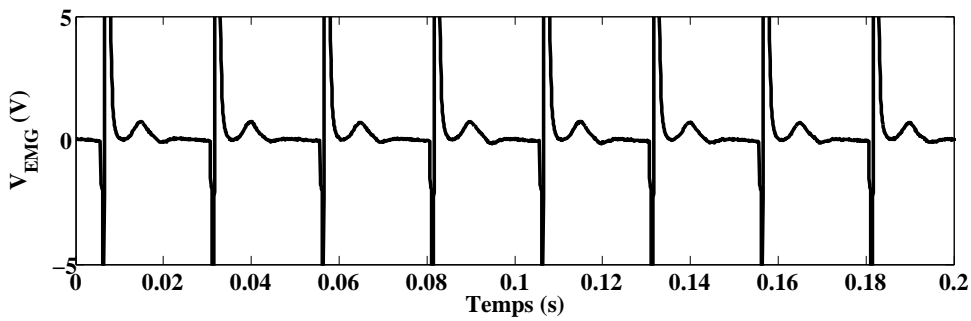


FIGURE 2.31 – EMG réalisé lors d'une EMS à 40 Hz et 40 mA avec une impulsion biphasique.

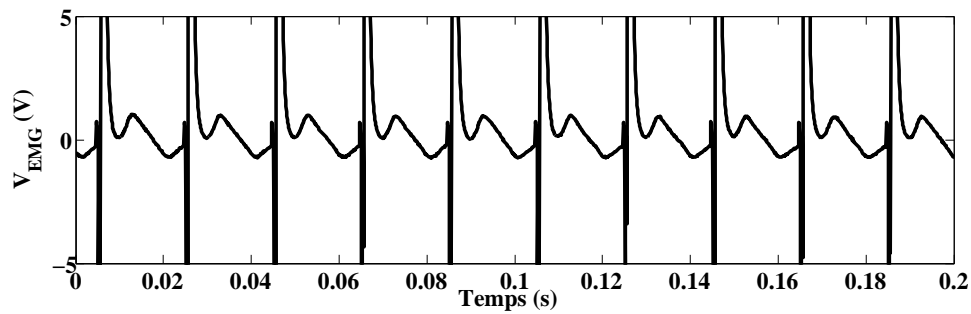


FIGURE 2.32 – EMG réalisé lors d'une EMS à 50 Hz et 50 mA avec une impulsion biphasique.

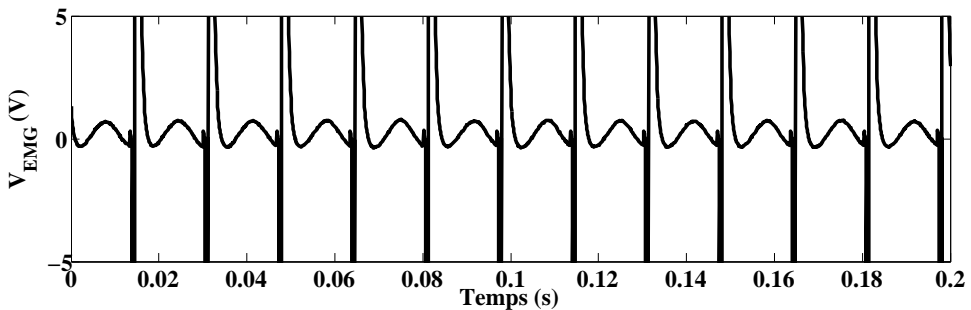


FIGURE 2.33 – EMG réalisé lors d'une EMS à 60 Hz et 60 mA avec une impulsion biphasique.

## 2.7 Conclusion

Nous avons vu dans ce chapitre, la description du matériel utilisé pour nos expérimentations. Il se sépare en trois parties majeures. La partie électromyostimulation qui permet la contraction musculaire par le biais d'une injection de courant contrôlée ayant une forme particulière afin qu'elle puisse pénétrer dans le muscle. Plusieurs paramètres ajustent cette forme comme l'amplitude (de 0 à  $\pm 100$  mA), la largeur d'impulsion (de 0.5 à 3 ms), la fréquence du train d'impulsion (de 10 à 100 Hz), la forme d'onde (monophasique, biphasique, double-biphasique, biphasique amortie et N-let). Les durées de contraction et de repos sont également ajustables. Le fait que les impulsions de stimulation sont contrôlées en courant permet de s'assurer que le même flux d'électrons passe dans le muscle, ce qui n'est pas le cas pour des impulsions contrôlées en tension où, cette fois ci, le flux d'électrons est dépendant de l'impédance (inter-électrodes) du muscle. La seconde partie est l'électromyographie qui recueille la réponse du muscle à la contraction musculaire. Elle est réalisée avec des électrodes de surface bipolaires et nous donne accès aux ondes M produites par le muscle entre chaque impulsion de stimulation. La dernière partie concerne le logiciel qui donne à l'utilisateur la possibilité d'ajuster les différents paramètres concernant la stimulation électrique, la suppression d'artefacts de stimulation présents sur l'électromyogramme, l'estimation de la fatigue musculaire et le contrôle de la stimulation électrique en utilisant l'estimation de la fatigue. Le chapitre suivant décrit les différentes méthodes de suppression d'artefacts et d'estimation de la fatigue musculaire grâce à des techniques issues de la littérature et des nouvelles techniques basées sur la transformée en ondelette développées au cours de ce travail de thèse. L'estimation du niveau de fatigue musculaire est ensuite utilisée dans le but de contrôler la stimulation électrique.

## Chapitre 3

# Estimation de la fatigue musculaire

### 3.1 Introduction

Les indices de fatigue sont la représentation des modifications de l'EMG au cours du temps. Ces changements permettent de suivre l'évolution de l'état physiologique du muscle lors d'une contraction musculaire. Les premières recherches ayant trait à la fatigue musculaire sur les signaux myoélectriques ont montré qu'il y avait un ralentissement des signaux myoélectriques de surface réalisés pendant une contraction continue [88]. Depuis les années 50, de nombreuses études tentent d'estimer la fatigue musculaire au travers diverses formes de traitement du signal. Les premières analyses ont été réalisées grâce aux amplitudes de l'EMG par une intégration appelée Mean Absolute Value (MAV) ou la valeur RMS (Root Mean square) [89]. D'autres, réalisées par Kogi and Hakamada [90], montre un déplacement des fréquences de la transformée de Fourier du signal myoélectrique vers les basses fréquences. Plusieurs auteurs ont tenté de trouver des explications physiologiques à ce phénomène comme De Lucas ou Basmajian [81,91]. Certains tentent de créer des modèles de modification fréquentielle de la densité spectrale au travers des modifications de la vitesse de conduction des fibres musculaires [92]. A partir des années 70, plusieurs indices de fatigue musculaire ont fait leur apparition comme la fréquence moyenne [93] et la fréquence médiane [94] toutes deux basées sur le spectre de puissance. Le second est l'un des plus populaires. Le nombre de passage à zéro [95] est un substitut à la mesure du décalage fréquentiel qui s'apparenterait aux deux indices issus du spectre de puissance sans passer par la transformée de Fourier [95]. D'autres techniques moins communes sont également utilisées dans le but d'estimer la fatigue musculaire. Quelques unes sont listées ci-dessous:

- Des méthodes utilisant des analyses auto-régressives [96] et même des approches Time-varying autoregressive [97]. Sous l'hypothèse que l'EMG de surface est un processus stochastique, ce processus peut être représenté comme un filtre linéaire avec certain nombre de



pôles et de zéros. La modification des pôles pendant la contraction peut révéler un indice de fatigue [98].

- Des méthodes conjointes d'amplitude et de spectre d'EMG. Les amplitudes des EMG sont corrélées avec la force développée et la fatigue musculaire. Une étude conjointe de l'amplitude et du spectre permet d'obtenir des informations plus robustes si les changements des EMG sont induites par une fatigue ou par la force [99].
- Des méthodes basées sur des analyses Temps-fréquence ou Time scale comme des transformées de Fourier à fenêtre glissante (STFT), la distribution de Wigner Ville (WD), la distribution de Choi Williams (CWD) ou encore les transformées en ondelette [100].
- Des méthodes de Recurrence Quantification Analysis (RQA) [56, 101]. Il s'agit d'une méthode non-linéaire. Le signal EMG est mappé sur un espace bidimensionnel, et un ensemble de variables est calculé dans le but d'évaluer des motifs récurrents et non-stationnaires du signal EMG. Généralement, les variables les plus couramment étudiées sont le pourcentage de structures récurrentes (% REC) et le pourcentage de déterminisme (% DET). Ils indiquent si le système est proche ou éloigné d'un système purement aléatoire et indiquent le niveau de déterminisme.
- Des méthodes utilisant la transformée de Hilbert Huang [102].

Dans notre cas, L'EMG se présente sous la forme d'ondes M successives qui surviennent après chaque impulsion de stimulation. L'étude des changements de ces ondes M, au cours d'une contraction provoquée électriquement, représente l'évolution physiologique du muscle stimulé. Cette forme d'onde permet d'établir des indices de fatigue basés sur les amplitudes de cette onde. Il s'agit, par exemple, de la valeur pic-à-pic (PTP) qui est déterminée par la différence entre la valeur maximale et minimale de chaque onde M [103]. Ce chapitre présente quatre indices de fatigue issus de la littérature et un nouveau (que nous avons mis en place) qui ont été implémentés dans le logiciel. Le dernier est basé sur la transformée continue en ondelette (CWT). Il utilise la forme de l'onde M dans le but d'estimer la dilatation subie par l'onde M lors d'une stimulation électrique. Cette dilatation est alors utilisée pour déterminer un nouvel indice de fatigue musculaire. Afin de tester la robustesse de l'indice basé sur les ondelettes, deux études comparatives avec les indices de la littérature ont été réalisées. L'une sur l'influence du bruit et la seconde sur l'influence de la troncature. Puis, des exemples expérimentaux sont donnés montrant des estimations des indices de fatigue au cours de stimulation électrique en temps réel. Ces exemples montrent que l'évolution de la fatigue musculaire sur plusieurs stimulations électriques consécutives n'est pas identique. Le muscle aurait donc une réaction différente à chaque électromyostimulation. Une méthode, combinant plusieurs indices de fatigue en un, utilisant une distance euclidienne, est présentée. Elle combine, en un indice, plusieurs aspects physiologiques de la fatigue musculaire comme le nombre d'unités motrices recrutés ou la vitesse de conduction des fibres musculaires.

Avant d'être utilisable, les signaux EMG doivent passer un pré traitement. En effet, l'EMG recueille les ondes M, issues de la contraction du muscle, mais aussi les artefacts de stimulation. Les artefacts sont supprimés avant que les algorithmes d'estimation des indices de fatigue musculaire soient appliqués. Trois techniques de suppression d'artefacts sont présentées dans le paragraphe suivant: une par seuillage, une par blanking et une dernière basée sur la transformée en ondelette que nous avons développée.

## 3.2 Suppression d'artefacts

Lors de l'EMS, l'EMG mesure deux sources différentes. La première est l'activité électrique musculaire qui contient l'information utile pour analyser l'état physiologique du muscle. La seconde est constituée d'artefacts de stimulation. Ces artefacts doivent être supprimés afin d'éviter qu'ils influent sur les analyses de l'EMG [18]. Deux techniques de suppression d'artefacts issues de la littérature, l'une est une technique de suppression par seuillage et l'autre est une technique par blanking, ainsi qu'une troisième basée sur la transformée en ondelette, que nous avons mis en place, ont été implémentées dans notre système.

Plusieurs techniques de suppression d'artefacts existent. Elles permettent souvent de diminuer l'impact des artefacts sur le signal EMG. Certaines sont directement implémentées dans le matériel de recueillement de l'EMG, comme par exemple:

- des techniques de filtrage analogique où les hautes fréquences de l'EMG qui contiennent les artefacts, sont supprimées. Par exemple Solomonow et al. [104] ont implémenté un filtre de Chebyshev passe-bas du huitième ordre et de fréquence de coupure de 550 Hz afin de supprimer la majorité des fréquences des artefacts. Cependant, ces filtres laissent passer les basses fréquences des artefacts. De plus, les fréquences des ondes M et des artefacts étant assez proches, il est très difficile de filtrer les artefacts sans dénaturer les ondes M;
- des techniques basées sur les gains des amplificateurs. Par exemple, Roskar et al [105] contrôlent le gain des amplificateurs de manière à obtenir un gain unitaire pendant les stimuli électriques et un gain de 1000 entre ces derniers. Cependant, le facteur de 1000 entre les gains ne serait pas suffisant pour supprimer les artefacts [18] et serait incapable de s'adapter à une modification des impulsions de stimulation;
- des techniques de blanking matériel. Cela consiste à déconnecter électriquement les électrodes EMG du muscle pendant les impulsions de l'électromyostimulation. Un déclenchement synchronisé extérieur depuis l'électromyostimulateur est communément utilisé [106, 107]. L'inconvénient de cette technique est que la fenêtre de blanking est généralement fixée, ce qui peut entraîner un résidu d'artefacts si la durée est trop courte ou la suppression d'une partie de l'onde M si elle est trop longue.

D'autres techniques sont implémentées numériquement dans les logiciels de traitement du signal en tant que prétraitement du signal EMG, comme:

- des techniques utilisant un recueil d'artefacts de stimulation afin de pouvoir les soustraire ultérieurement au signal EMG. Il existe trois principales méthodes pour obtenir une estimation de l'artefact: stimuler en dessous du seuil de déclenchement (la stimulation n'engendre pas de contraction musculaire), enregistrer un artefact éloigné (un second EMG est recueilli loin du premier pour acquérir un signal d'artefact pur), effectuer une stimulation doublée (une seconde impulsion de stimulation est réalisée pendant la période réfractaire ne créant donc pas de signal évoqué, seul l'artefact de stimulation est recueilli) [19]. Ces techniques ne suppriment pas totalement les artefacts et ont tendance à dégrader le rapport signal sur bruit. De plus, elles nécessitent un ajout de matériel pour la plupart;
- des techniques basées sur la détection par seuillage [108]. L'artefact de stimulation est généralement plus grand que l'onde M, d'un facteur 2 à 3 [18], et permet donc une différenciation entre l'artefact et de l'onde M;
- des équations mathématiques estiment l'artefact de stimulation [109] afin de les supprimer.

Nous avons implémenté trois techniques de suppression d'artefacts. Ces techniques sont rapides en termes de vitesse d'exécution afin que le système puisse rester en temps réel. La première technique utilise un seuillage. Cette technique ne nécessitant pas de connaître la stimulation, elle permet au logiciel de pouvoir analyser et observer la fatigue musculaire pour n'importe quel électromyostimulateur. La seconde technique de suppression d'artefacts utilise un blanking logiciel, elle nécessite obligatoirement de connaître les impulsions de stimulation pour fonctionner. La troisième technique est nouvelle et utilise un traitement basé sur les ondelettes afin de détecter les artefacts de stimulation.

### 3.2.0.1 Suppression d'artefacts par seuillage

Cette méthode utilise uniquement le signal  $V_{EMG}$  pour faire la suppression d'artefacts, elle ne nécessite pas d'information sur la stimulation comme la seconde méthode. Elle peut donc être utilisée avec n'importe quel électromyostimulateur. Cette technique est inspirée du travail de O'Keeffe et al [108] et utilise une détection d'artefacts par seuillage afin de les soustraire au signal  $V_{EMG}$ . La détection des artefacts permet également de séparer chaque onde M puisque chaque artefact de stimulation est suivi d'une onde M. La figure 3.1 montre un exemple de signal  $V_{EMG}$  comprenant l'artefact de stimulation « A » suivi par une chute en exponentiel « B ». L'onde M (« D ») est précédée par une latence « C » qui dépend de la position des électrodes et de la propagation des potentiels d'action dans les fibres musculaires [109]. L'artefact de stimulation possède une amplitude bien plus grande que l'onde M [18]. C'est cette particularité qui est utilisée afin de détecter les artefacts et de les supprimer.

Afin de pouvoir supprimer les artefacts de stimulation, le signal  $V_{EMG}$  est modifié pour que l'écart

d'amplitude qui existe entre les artefacts de stimulation et les ondes M qui apparaissent après chaque artefacts soit plus important. Le processus de suppression d'artefacts débute donc avec une mise au carré du signal  $V_{EMG}$ .

$$aV_{EMG} = V_{EMG}^2 \tag{3.1}$$

Cela à également pour effet d'amener les parties négatives des artefacts en positif afin que deux seuils suffisent à détecter la totalité de chaque artefact. Le traitement prévoit donc deux seuils  $SH$  et  $SB$ , représentés sur la figure 3.1, dépendant des valeurs maximales du signal  $aV_{EMG}$ .

$$SH = \frac{\max(aV_{EMG})}{x} \quad SB = \frac{\max(aV_{EMG})}{y} \tag{3.2}$$

Initialement, les deux variables  $x$  et  $y$  sont fixées afin d'effectuer la première détection.  $SH$  correspond à un  $x = 2$  et  $SB$  correspond à un  $y = 20$  [108]. Nous allons regarder l'évolution de  $aV_{EMG}$  au cours de la stimulation grâce à ces seuils. Plus particulièrement les moments de franchissement de ces seuils. Nous pouvons analyser deux cas différents, présentés à la figure 3.2. Dans le cas a, il y a la présence d'un artefact. Nous pouvons voir que les seuils sont franchis quatre fois:  $SB$  (pente positive),  $SH$  (pente positive),  $SH$  (pente négative) et  $SB$  (pente négative). Si  $aV_{EMG}$  franchit les

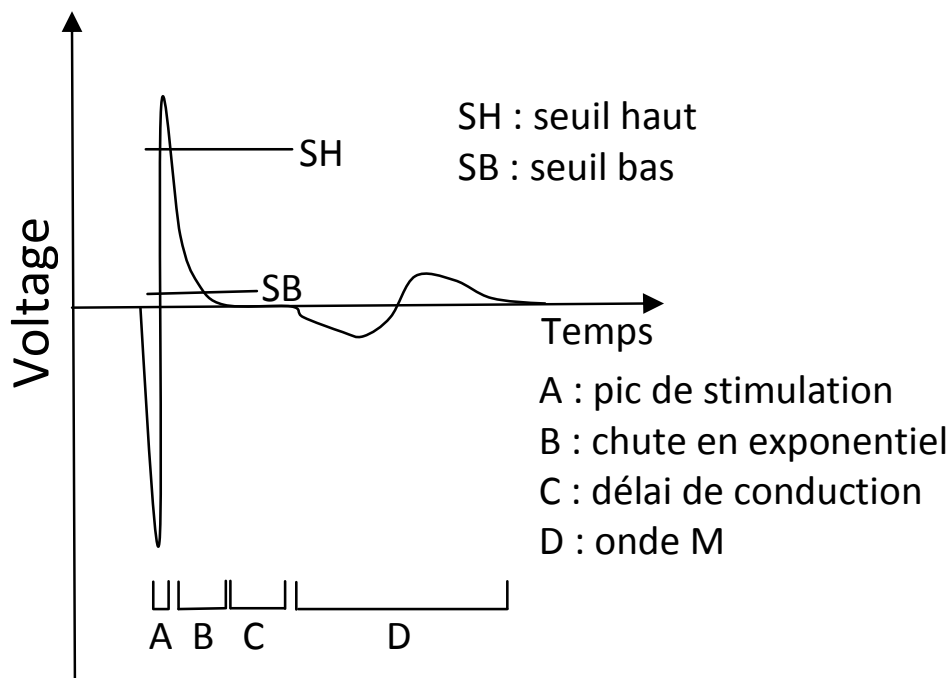


FIGURE 3.1 –  $V_{EMG}$  où l'onde M est recueillie avec l'artefact de stimulation. Un exemple arbitraire pour le seuil haut et bas est montré.

seuils de cette manière, alors nous pouvons en déduire que nous sommes en présence d'un artefact. Le second cas, représenté en b, montre  $aV_{EMG}$  sans présence d'artefact. Nous pouvons voir que seul le seuil  $SB$  est franchi par une onde M:  $SB$  (pente positive) et  $SB$  (pente négative). Dans ce cas nous pouvons dire qu'il ne s'agit pas d'un artefact de stimulation et qu'il ne doit donc pas être supprimé. Afin de vérifier la pente de  $aV_{EMG}$  lors des franchissements de seuil, le signe de la dérivée de  $aV_{EMG}$  est utilisé.

$$a\dot{V}_{EMG} = \frac{daV_{EMG}}{dt} \quad (3.3)$$

Si  $a\dot{V}_{EMG}$  est positive lors d'un franchissement de seuil alors la pente de  $aV_{EMG}$  est positive. Si  $a\dot{V}_{EMG}$  est négative lors d'un franchissement de seuil alors la pente de  $aV_{EMG}$  est négative. Pour chaque artefact détecté, les temps des deux passages au seuil  $SB$  sont enregistrés. Le franchissement de seuil  $SB$  avec une pente positive ( $a\dot{V}_{EMG} > 0$ ) donne le début de l'artefact de stimulation et le franchissement de seuil  $SB$  avec une pente négative ( $a\dot{V}_{EMG} < 0$ ) donne la fin de l'artefact de stimulation. Afin d'être sûr de supprimer la totalité de l'artefact, les durées de début d'artefact ( $t_{début}$ ) sont avancées d'1 ms et les durées de fin d'artefact ( $t_{fin}$ ) sont retardées d'1 ms. Les durées  $t_{début}$  et  $t_{fin}$  sont modifiables par l'utilisateur depuis l'interface logiciel. De plus, le traitement permet de compter le nombre d'artefacts détectés lorsque la suppression d'artefacts est réalisée avec notre électrostimulateur, ceci permet de connaître le taux d'erreur entre le nombre d'impulsions de stimulation qui a été envoyé au muscle et le nombre d'artefacts détectés:

$$erreur = artefacts\ détectés - impulsions\ envoyés. \quad (3.4)$$

Si le nombre d'artefacts qui est détecté ne correspond pas avec le nombre d'impulsions de stimulations envoyées au muscle, alors les deux valeurs de seuil  $SH$  et  $SB$  sont modifiées au travers les

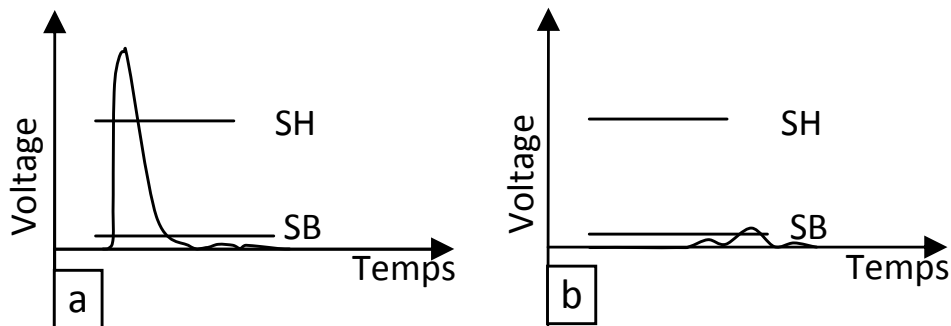


FIGURE 3.2 – Passage des seuils lors de la suppression d'artefact. a) en présence d'un artefact b) sans présence d'un artefact.

variables  $x$  et  $y$ . Si l'erreur est positive, trop d'artefacts ont été détectés, les seuils  $SB$  et  $SH$  sont alors rehaussés de manière à obtenir des nouveaux  $x$  et  $y$  égaux à 75% de leurs anciennes valeurs. Si l'erreur est négative, pas assez d'artefacts ont été détectés, les seuils  $SB$  et  $SH$  sont alors abaissés de manière à obtenir des nouveaux  $x$  et  $y$  égaux à 125% de leurs anciennes valeurs. Cette opération peut être réitérée cinq fois. Si, le cas échéant, l'erreur ne devient pas nulle, alors le résultat pour lequel l'erreur est la plus proche de zéro est prise.

Grâce aux temps  $t_{début}$  et  $t_{fin}$  ainsi déterminés, un masque de suppression d'artefacts est créé. Ce masque est de la même taille que le vecteur  $V_{EMG}$  et a pour valeur 1 lorsque qu'il n'y a pas présence d'artefact et 0 lorsque qu'il y a présence d'un artefact. De cette manière, lorsque le masque et  $V_{EMG}$  sont multipliés, les artefacts sont mis à zéro et il ne reste que les ondes M sur le signal  $V_{EMG}$ .

La figure 3.3 montre un exemple de suppression d'artefacts effectuée sur le signal  $V_{EMG}$  de la courbe a). Le processus de suppression par seuillage a été appliqué et nous a donné le masque de suppression d'artefacts de la courbe b). Ce dernier a ensuite été multiplié avec le signal  $V_{EMG}$  pour donner la courbe en c), le signal  $V_{EMG}$  sans artefacts de stimulation.

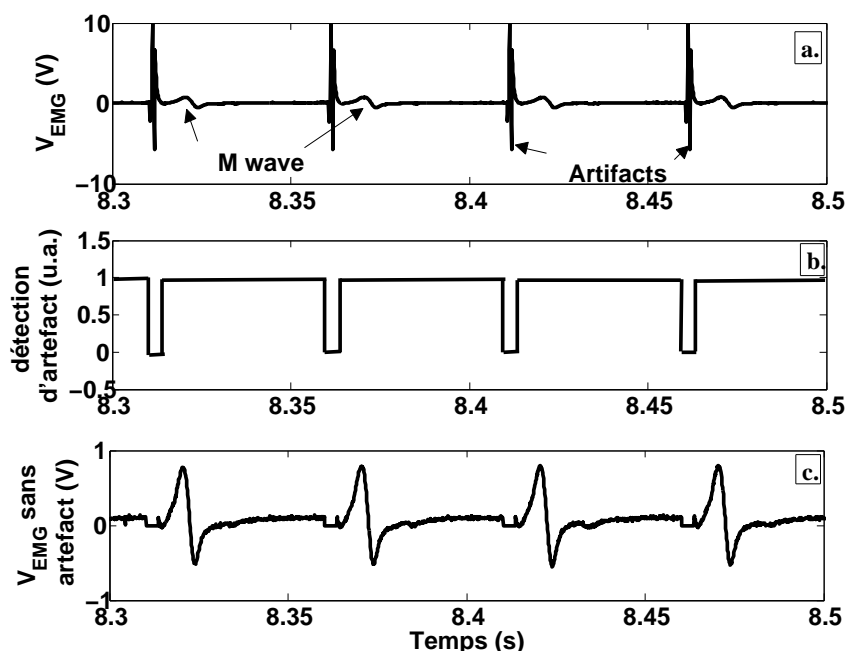


FIGURE 3.3 – Suppression d'artefacts par seuillage. a) le signal  $V_{EMG}$  contenant les artefacts. b) le masque de suppression d'artefact créé par la méthode à double seuillage. c) Le signal  $V_{EMG}$  sans les artefacts de stimulation.

### 3.2.0.2 Suppression d'artefacts par blanking

La seconde méthode de suppression d'artefacts, implémentée dans le système, est une méthode assez utilisée mais elle nécessite de connaître les moments où les impulsions de stimulation sont envoyées au muscle. Dans notre système, nous connaissons les moments où les artefacts de stimulation sont présents dans l'EMG puisqu'ils correspondent avec les instants où les impulsions de stimulation sont envoyées au muscle. Cependant, si cette méthode est choisie, nous devons obligatoirement utiliser l'électrostimulateur du système. Sans cela, les instants d'envois des impulsions de stimulation seraient inconnus. La première méthode peut fonctionner avec n'importe quel électrostimulateur car elle ne nécessite aucune information sur la stimulation qui est envoyée au muscle, ce qui n'est pas le cas de la seconde méthode.

Cette technique de suppression consiste donc à créer un masque de suppression d'artefacts à partir des informations de stimulation. La figure 3.4 montre un exemple de cette technique utilisée sur un

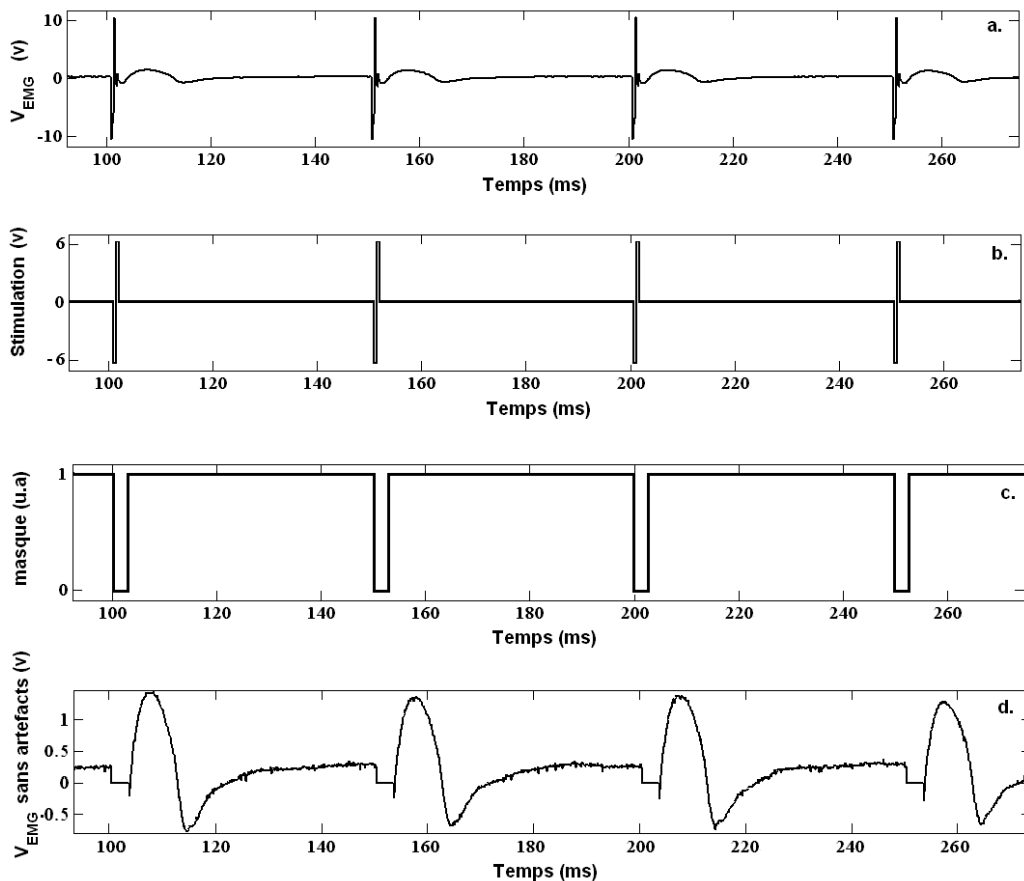


FIGURE 3.4 – Suppression d'artefacts par blanking. a) le signal  $V_{EMG}$  contenant les artefacts. b) Le masque de suppression créé. c) Le signal  $V_{EMG}$  sans les artefacts de stimulation.

signal  $V_{EMG}$  (figure 3.4a). Grâce au signal de stimulation, qui est connu (figure 3.4b), un masque de suppression (figure 3.4c) est créé. Le début des périodes de suppression d'artefacts, où le masque de blanking passe à 0 commence avant le début des impulsions de stimulation d'une durée pré-stimulation paramétrée par l'utilisateur. D'une manière similaire, la fin des périodes de suppression, où le masque de blanking passe à 1 s'arrête après la fin de l'impulsion de stimulation d'une durée post-stimulation paramétrée par l'utilisateur. Par défaut cette durée est la même dans les deux cas et est égale à 1 ms. L'utilisation de ce masque permet d'obtenir une suppression d'artefacts lorsqu'il est égal à 0 et de conserver le signal  $V_{EMG}$  lorsqu'il vaut 1. Nous avons représenté un exemple de masque à la figure 3.4c correspondant à une durée pré-stimulation nulle et une durée post-stimulation de 1 ms. Le masque est ensuite multiplié avec le signal  $V_{EMG}$  (figure 3.4a) pour obtenir un signal  $V_{EMG}$  sans artefacts de stimulation (figure 3.4d).

### 3.3 Nouvelle méthode de suppression d'artefacts utilisant les ondelettes

Nous proposons ici une méthode basée sur la transformée en ondelettes afin de détecter puis de supprimer les artefacts de stimulation. Cette méthode utilise la transformée continue en ondelette (CWT) afin de détecter les artefacts de stimulation. Le principe est d'utiliser des ondelettes standards, comme l'ondelette de Haar, et de faire varier le facteur d'échelle de la transformée continue en ondelette pour déterminer à quel facteur d'échelle correspond le maximum de corrélation entre

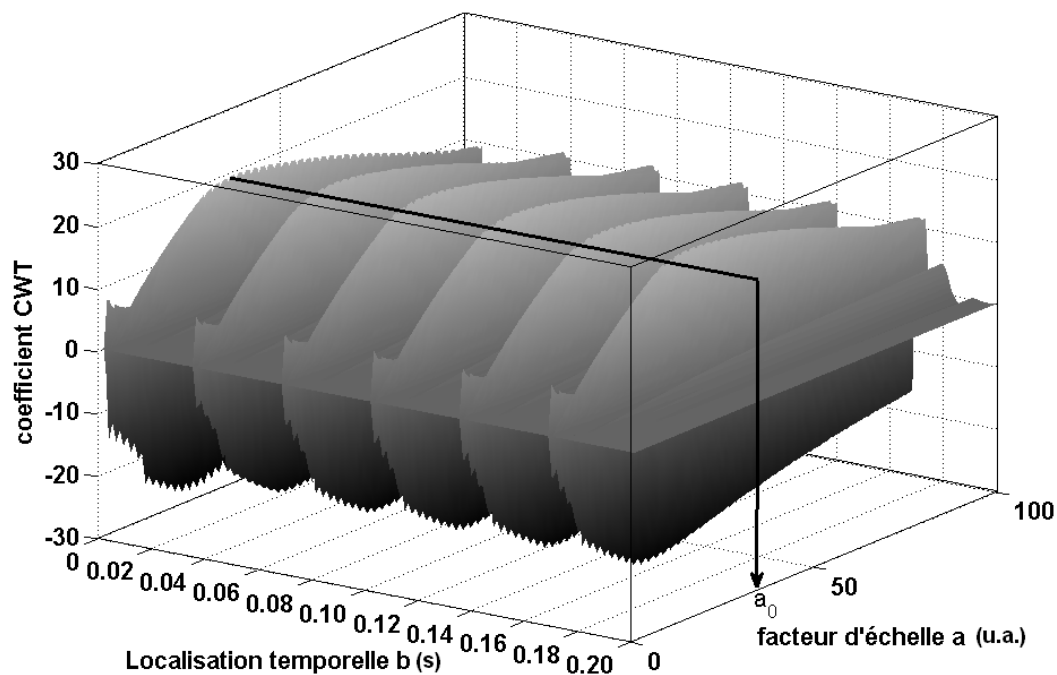


FIGURE 3.5 – Résultat de la transformée continue en ondelette avec l'ondelette de Haar.



l'artefact de stimulation et l'ondelette assujettie aux facteurs d'échelle. Par contre, le traitement devra laisser intact les ondes M qui suivent les artefacts de stimulation car il s'agit du signal utile. Les ondes M ne doivent pas être dénaturées par le traitement.

Pour réaliser les tests préliminaires et expliquer l'algorithme de suppression d'artefacts par CWT, nous utiliserons, pour commencer, l'ondelette de Haar. D'autres ondelettes seront testées ultérieurement. L'ondelette de Haar a la particularité de ressembler aux artefacts de stimulation dans le sens où les deux possèdent de grands changements de front. Cette ondelette pourrait donc détecter convenablement les artefacts. La transformée en ondelette est appliquée entre l'EMG avec artefacts noté  $V_{EMG}$  et l'ondelette  $\psi$  subissant le facteur d'échelle  $a$  tel que

$$C_{a,b}(V_{EMG}(t), \psi(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} V_{EMG}(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (3.5)$$

avec  $b$  la localisation temporelle. Les facteurs d'échelle  $a$  ont été choisis allant de 1 à 100 avec un pas de 1. Cette fenêtre permet d'analyser beaucoup de durées d'artefacts différents. La figure 3.5 montre un exemple de résultat de la transformée continue en ondelette avec les paramètres décrits ci-dessus.

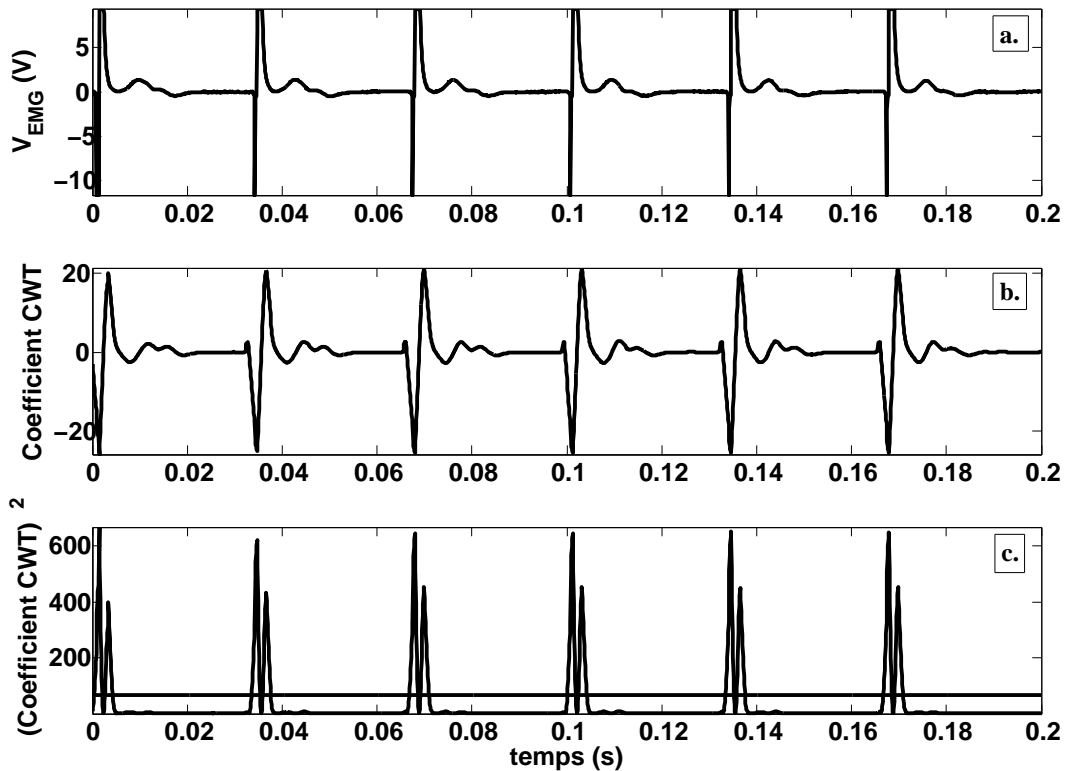


FIGURE 3.6 – a) Signal  $V_{EMG}$ . b) La décomposition en ondelette pour le signal  $V_{EMG}$  avec un  $a_0 = 38$ . c) Courbe  $C_{coef}^2$ .

Le signal  $V_{EMG}$  correspond à celui affiché à la figure 3.6a. Afin de trouver à quel facteur d'échelle correspond le maximum de corrélation avec les artefacts de  $V_{EMG}$ , nous devons chercher le facteur d'échelle correspondant avec la valeur maximale des coefficients de la CWT appelés  $C_{coef}$ . Le reste de l'algorithme se fera uniquement sur la décomposition en ondelette avec ce facteur d'échelle trouvé et que nous appellerons  $a_0$ . La figure 3.5 montre un exemple de détermination de  $a_0$  (indiqué par une flèche).

Une fois le facteur d'échelle  $a_0$  trouvé, nous prenons les coefficients de la CWT qui correspondent avec ce facteur d'échelle. Sur la figure 3.6, nous voyons la décomposition en ondelette pour le signal  $V_{EMG}$  issu d'une stimulation électrique à 30 Hz pour une amplitude de 40 mA et une durée d'impulsion de 1 ms. Seules les 0.2 premières secondes sont affichées pour une meilleure lisibilité. Le facteur  $a_0$  trouvé est de 38. La courbe en b correspond à la transformée continue en ondelette avec une ondelette de Haar et le facteur d'échelle  $a = a_0$ . Nous remarquons que les valeurs de  $C_{coef}$  correspondant aux artefacts sont bien plus élevées que les valeurs de  $C_{coef}$  correspondant aux ondes M. C'est grâce à ce point que nous allons pouvoir différencier les artefacts de notre signal utile (les ondes M). La courbe en c affiche les coefficients de la CWT aux carrés appelés  $C_{coef}^2$ . Le but de cette élévation au carré est double: premièrement les écarts des amplitudes entre les coefficients aux niveaux des artefacts et ceux pendant les ondes M sont encore plus grands; deuxièmement, les phases négatives des artefacts seront détectées de la même manière que les phases positives des artefacts.

Afin de discriminer les deux parties (artefacts/ondes M), nous allons déterminer un seuil, par une détection de maximums locaux à partir du maximum des coefficients pour les artefacts de stimulation et pour les ondes M. La figure 3.7 représente ces maximums grâce aux segments de droite en pointillés. Le seuil qui permet de discriminer les artefacts sans prendre en compte les ondes M se situe sur ces segments en ordonnée rapporté au carré puisque la détection aura lieu sur les coefficients aux

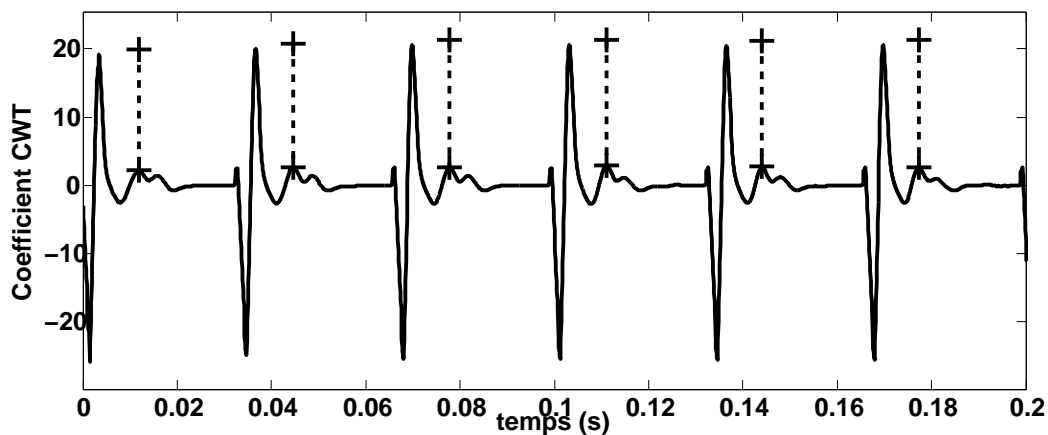


FIGURE 3.7 – Représentation de la différence entre les maximums des coefficients des artefacts et les maximums des coefficients des ondes M.

carrés ( $C_{coef}^2$ ). Nous avons choisi de fixer le seuil pour être égal à

$$seuil = (k \times detC_{coef})^2, \quad (3.6)$$

où  $detC_{coef}$  est la valeur maximale de  $C_{coef}$  détectée durant les ondes M. (la valeur maximale des limites basses des segments discontinus) et  $k = 1, 5$  excepté si le résultat est plus élevé que la limite haute des segments. Dans ce cas, la valeur de  $k$  doit être diminuée mais ne doit pas être inférieure à un. Nous avons choisi de diminuer  $k$  de 0,05 jusqu'à ce que la condition précédente soit vraie. Une fois le seuil trouvé, un masque d'annulation est créé grâce aux coefficients  $C_{coef}^2$  et au seuil. Le masque est égal à 1 si les coefficients sont inférieurs au seuil, ce qui correspond à la présence d'une onde M, et il est égal à 0 si les coefficients sont supérieurs ou égaux au seuil, cas de la présence d'un artefact. Soit:

$$\begin{cases} masque = 1 & \text{if } C_{coef} < seuil \\ masque = 0 & \text{if } C_{coef} \geq seuil \end{cases}, \quad (3.7)$$

La figure 3.8 montre un exemple de création d'un masque de suppression sur la courbe b à partir des

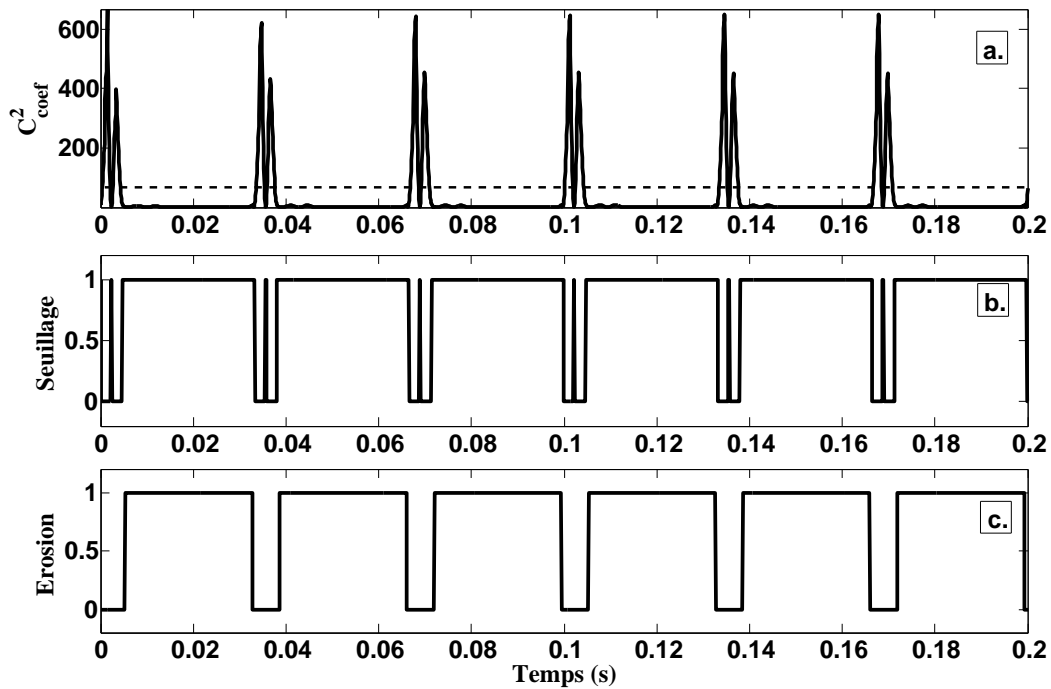


FIGURE 3.8 – a)  $C_{coef}^2$  correspondant à la décomposition en ondelette pour le signal  $V_{EMG}$  avec un  $a_0 = 38$ . b) *masque* créé grâce au seuil. c) *masque* corrigé avec l'érosion.

coefficients  $C_{coef}^2$  de la courbe a et du seuil. Nous remarquons que le masque n'est pas stable durant les artefacts de stimulation. Afin de d'éliminer ce problème, nous appliquons une érosion du masque (une opération de morphologie mathématique [110]) de manière à supprimer les oscillations du masque durant les artefacts. Un exemple de masque après érosion est affiché sur la courbe c. Enfin, la dernière étape de la suppression d'artefact par CWT consiste à multiplier le masque précédemment créé avec  $V_{EMG}$  pour obtenir le signal  $saV_{EMG}$  sans artefacts de stimulation.

$$saV_{EMG}(t) = V_{EMG}(t) \cdot masque(t). \quad (3.8)$$

La figure 3.9 à la courbe b montre un signal  $saV_{EMG}$  sans artefacts de stimulation obtenue grâce à la transformée en ondelette avec le signal  $V_{EMG}$  de la courbe a.

Nous avons utilisé une ondelette mère de Haar dans l'algorithme de suppression d'artefacts de stimulation par CWT. Cependant, il est possible d'appliquer cet algorithme avec d'autres ondelettes mères standards. La figure 3.10 et 3.11 en montre un exemple pour différentes ondelettes mères couramment utilisées lors d'analyses en ondelette. Les ondelettes mères sont issues de Daubechies, Symlet, Coiflet, Gaussienne, Morlet, Meyer, Biorthogonale et Shannon. Nous pouvons voir que la majorité des ondelettes mères donne de bons résultats. Cependant, certaines sont moins efficaces que d'autres. C'est le cas pour « Sym3 » et « shan1-1 » qui ne suppriment pas complètement les artefacts de stimulation. Si une partie des artefacts reste dans le signal  $saV_{EMG}$ , elle pourrait mener à une erreur dans les traitements suivants. C'est aussi le cas pour « gauss3 » et « meyr ». Cette fois, les artefacts sont complètement supprimés mais une partie des ondes M est tronquée. Ceci pourrait également conduire à des erreurs dans les traitements suivants.

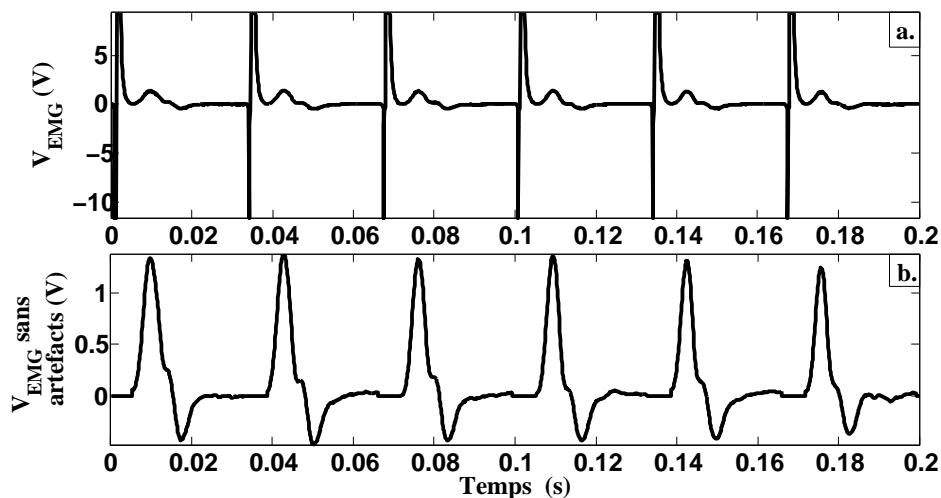


FIGURE 3.9 – Exemple de suppression d'artefacts. a) le signal  $V_{EMG}$  d'origine. b) le signal sans artefacts  $saV_{EMG}$ .

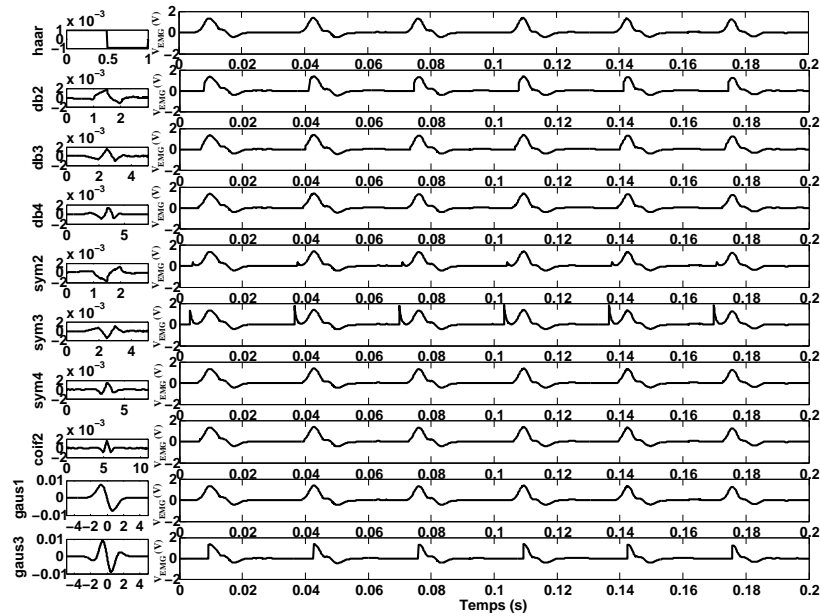


FIGURE 3.10 – Exemple de résultats de suppression d’artefacts avec les ondelettes de Haar (haar), Daubechies (db2, db3 et db4), Symlets (sym2, sym3 et sym4), Coiflets (coif2) et gaussien (gaus1 et gaus2) appliquées sur le signal  $V_{EMG}$  de la figure 3.6a.

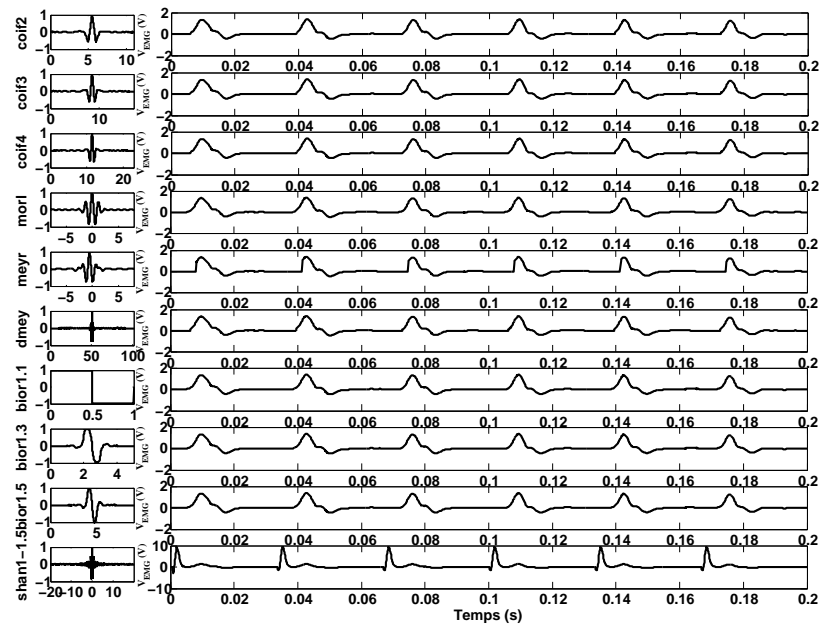


FIGURE 3.11 – Exemple de résultats de suppression d’artefacts avec les ondelettes Coiflets (coif2, coif3 et coif4), Morlet (morl), Meyer (meyr et dmey), Biorthogonal (bior1.1, bior1.3 et bior1.5) et Shannon (shan1-1) appliquées sur le signal  $V_{EMG}$  de la figure 3.6a.

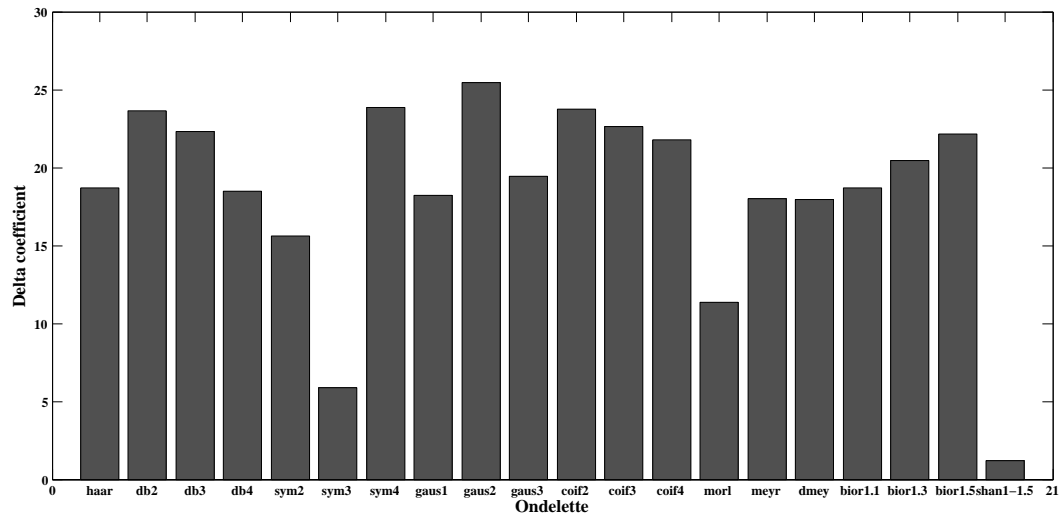


FIGURE 3.12 – Diagramme en bar des différences moyennes entre les valeurs maximales des coefficients de la CWT (correspondant à  $a_0$ ) pendant les artefacts et les ondes M pour chaque impulsion de stimulation pour les ondelettes des figures 3.10 et 3.11.

Afin de discriminer les ondelettes qui ne suppriment pas entièrement les artefacts de stimulation, nous avons cherché un indice pouvant caractériser la bonne compatibilité des ondelettes utilisées. Nous avons utilisé la différence moyenne entre les valeurs maximales des coefficients de la CWT (correspondant à  $a_0$ ) pendant les artefacts et les ondes M pour chaque impulsion de stimulation. Ces différences sont représentées avec les traits discontinus de la figure 3.7. Le diagramme en bar de la figure 3.12 donne les résultats de la moyenne pour les différentes ondelettes utilisées dans les figures 3.10 et 3.11. Nous pouvons voir que les valeurs pour les deux ondelettes « Sym3 » et « shan1-1 » qui ne suppriment pas complètement les artefacts sont relativement basses. Ceci permet de les discriminer et de les définir comme mauvaise ondelette pour ce traitement.

### 3.4 Les estimateurs de la fatigue musculaire sur l'onde M

Quatre indices de fatigue de la littérature [72, 103, 111–114] ont été implémentés dans notre système. Il s'agit des indices de fatigue les plus utilisés. Ces indices de fatigue sont calculés pour chaque onde M correspondant aux tensions  $V_{EMG}$  prises entre deux impulsions de stimulation. Les indices incluent des mesures basées sur les valeurs en amplitude de  $V_{EMG}$  directement; c'est le cas pour la valeur Pic-à-Pic (PTP) et pour la valeur quadratique moyenne (RMS). Ils incluent également des indices basés sur des analyses fréquentielles comme la fréquence moyenne ( $F_{mean}$ ) et la fréquence médiane ( $F_{med}$ ).

### 3.4.1 L'amplitude ou la durée Pic-à-Pic

Cet indice donne une information sur la différence qui existe entre la valeur maximale de l'onde M et sa valeur minimale. Cet indice peut être réalisé en amplitude ou en durée. De plus, il est appliqué directement sur les valeurs en amplitude de l'onde M. Il ne nécessite donc pas de prétraitement pour être calculé. Le temps d'exécution est court pour obtenir cet indice. Cependant, le bruit peut affecter cet indice puisque le bruit modifie directement les valeurs minimales et maximales de l'onde M. Le bruit engendre alors un rehaussement des valeurs des indices de fatigue PTP. Sur la partie gauche de la figure 3.13, un exemple de valeur PTP en amplitude est affiché. La partie de droite, quant à elle, montre un exemple de valeur PTP en durée. L'équation permettant d'extraire ce paramètre en amplitude est telle que:

$$PTP = \max(V_{EMG}) - \min(V_{EMG}) . \quad (3.9)$$

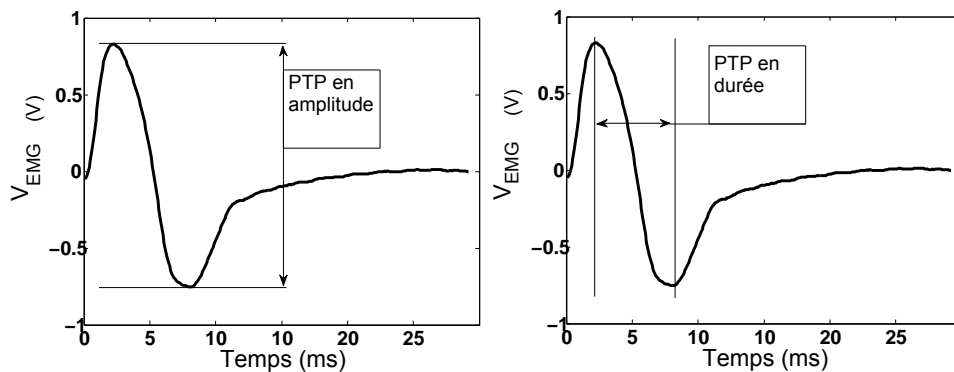


FIGURE 3.13 – A gauche: Représentation d'une valeur PTP en amplitude pour une onde M. A droite: Représentation d'une valeur PTP en durée pour une onde M.

### 3.4.2 Root mean square

Ce traitement calcule l'énergie de chaque onde M. La valeur RMS consiste à réaliser l'intégration de l'onde M pour en extraire la surface totale.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n V_{EMG}(i)^2} , \quad (3.10)$$

où  $n$  est le nombre de points de l'onde M analysée. Cet indice de fatigue utilise, comme pour l'indice PTP, directement les valeurs en amplitude de  $V_{EMG}$ . Il est donc assez rapide à calculer. Le graphique de gauche de la figure 3.14 montre une représentation de la valeur RMS pour une onde M. Cet indice est très dépendant de la ligne de base du signal. Le graphique de droite de la figure 3.14 représente

cette dépendance. Si une ligne de base non nulle existe, elle doit impérativement être prise en compte dans le calcul de l'indice RMS sinon l'indice sera faussé.

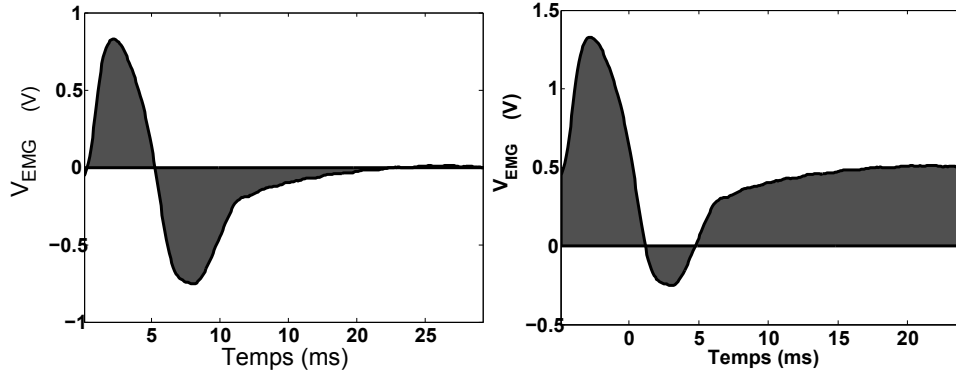


FIGURE 3.14 – A gauche) Représentation d’une valeur RMS pour une onde M. A droite) Représentation d’une valeur RMS pour une onde M avec un défaut de ligne de base.

### 3.4.3 Fréquence moyenne

La fréquence moyenne utilise le spectre de puissance qui est obtenu par la transformée de Fourier rapide (FFT) de la manière suivante:

$$PSD(i) = \sum_{j=1}^n V_{EMG} \omega_n^{(j-1)(i-1)} \quad (3.11)$$

*avec*  $\omega_n = e^{\frac{2\pi f}{n}}$

La fréquence moyenne est calculée en effectuant la moyenne sur le spectre de puissance. On a donc:

$$F_{mean} = \frac{\sum_{i=0}^n PSD(i) \cdot f(i)}{\sum_{i=0}^n PSD(i)}, \quad (3.12)$$

où  $PSD$  est la densité spectrale de puissance de  $V_{EMG}$  et  $f$  est le vecteur des fréquences. Pour cet indice de fatigue, l’onde M doit être modifiée en effectuant une FFT. Son temps d’exécution est donc plus long que pour les deux premiers indices. Le bruit présent dans le signal EMG a tendance à augmenter la valeur  $F_{mean}$  puisque le bruit est majoritairement constitué de hautes fréquences. Un exemple de fréquence moyenne est montré par la ligne discontinue de la figure 3.15.

### 3.4.4 Fréquence Médiane

La fréquence médiane utilise, elle aussi, le spectre de puissance calculé grâce à l’équation 3.11. La fréquence médiane est la fréquence qui sépare le spectre de puissance en deux parties de surfaces



égales.

$$\sum_{i=0}^{F_{med}} PSD(i) = \sum_{i=F_{med}}^n PSD(i) = \frac{1}{2} \cdot TSD, \quad (3.13)$$

où  $TSD$  est la densité spectrale totale. De la même manière et pour les mêmes raisons que pour la fréquence moyenne, le bruit a tendance à augmenter cette valeur. Un exemple de fréquence médiane est montré par la ligne en pointillé de la figure 3.15.

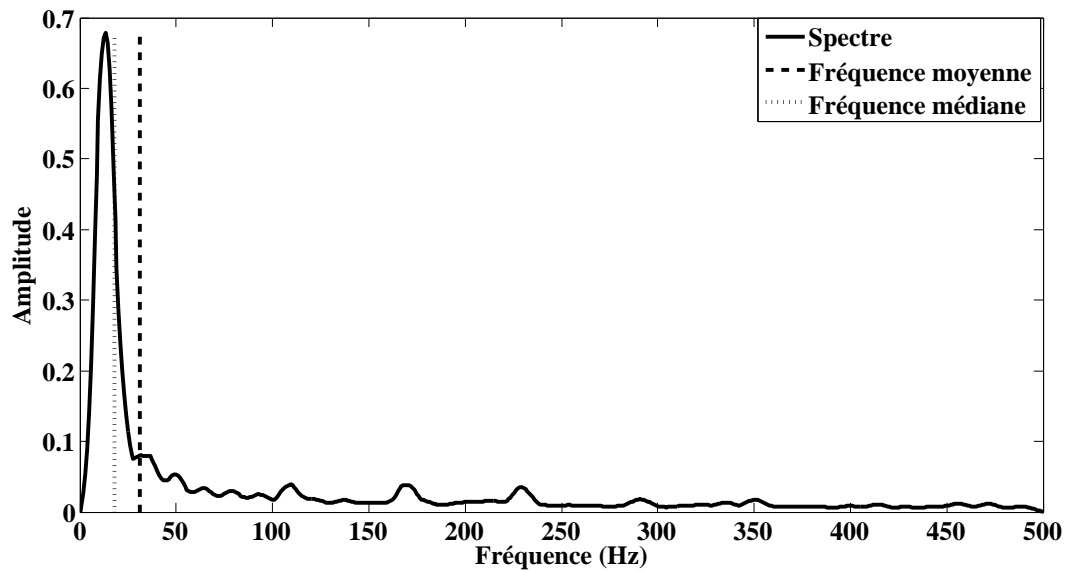


FIGURE 3.15 – Spectre de puissance d’une onde M avec la représentation de la fréquence moyenne et médiane.

### 3.5 Indice de fatigue basé sur la CWT

Cet indice se base sur la forme de l’onde M en entier plutôt que sur l’aspect d’amplitude ou fréquentiel de l’onde M comme les indices de la littérature précédents. Il est démontré que l’onde M se dilate au cours d’une contraction musculaire et que cette dilatation peut traduire une fatigue musculaire [96, 115, 116]. C’est cette dilatation, subie par l’onde M au cours de la contraction musculaire, que l’algorithme va estimer. L’algorithme se scinde en quatre parties. Il commence par une suppression d’artefacts puis une analyse par transformée continue en ondelette est réalisée. Une recherche de maximums locaux est alors appliquée afin de trouver les estimations des dilatations subies entre le début de la stimulation et le reste de la stimulation. Enfin, les indices de fatigue  $I_{CWT}$  trouvés grâce à la dilatation sont normalisés. La figure 3.16 montre le schéma bloc du procédé conduisant à l’obtention de l’indice de fatigue  $I_{CWT}$ .

### 3.5.1 La transformée continue en ondelette

La transformée en ondelette est de plus en plus utilisée dans l'analyse des signaux biophysiques comme les signaux neuroélectriques (EMG, ECG ou EEG) [117]. Concernant l'analyse de l'activité musculaire, elle est généralement utilisée pour analyser les EMG lors de contraction volontaire. Il est beaucoup plus rare de voir des traitements en ondelette appliqués aux potentiels évoqués électriquement comme les ondes M. Plusieurs recherches récentes montrent l'utilisation des ondelettes afin de déterminer la fatigue musculaire, sur des exercices de type volontaire, grâce aux EMG de surface comme les travaux de Merletti et al [115], de Pope et al [118], de Kumaret al [119] ou en-

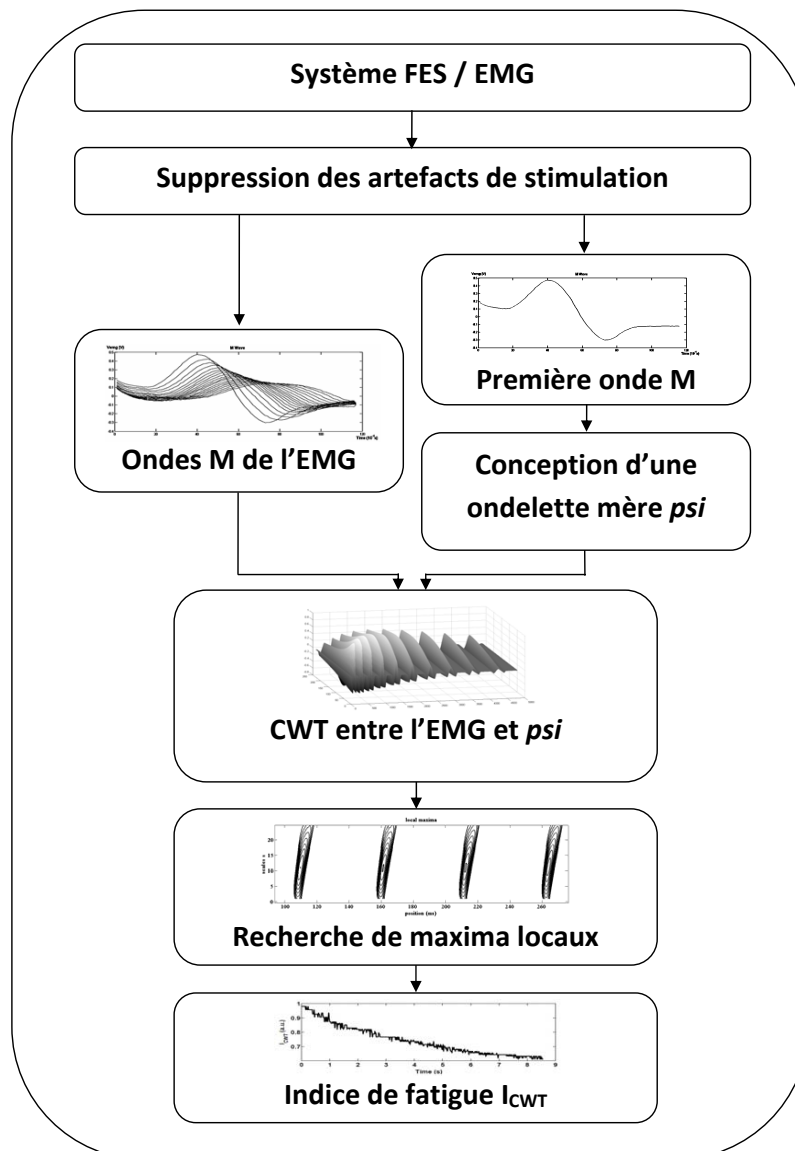


FIGURE 3.16 – Schéma général de l'algorithme de l'indice de fatigue basé sur la CWT.

core de González-Izal et al [120]. La transformée discrète en ondelette (DWT) est toujours utilisée dans le but de trouver la localisation en temps et en échelle d'une ondelette prédéfinie appliquée à un signal EMG avec des facteurs d'échelle de  $2^n$ . Cette DWT se sert d'ondelettes couramment utilisées comme les ondelettes de Haar, de Daubechies, Symlets, Coiflets, etc. Cependant, peu d'articles dans la littérature exploitent la transformée en ondelette appliquée sur les ondes M évoquées par stimulation électrique d'un muscle. Quelques publications étudient les potentiels d'action se propageant dans les fibres musculaires [121] mais encore une fois, le signal est décomposé grâce à une ondelette mère classique et la DWT est utilisée pour analyser la présence dans le signal de l'ondelette par rapport à un facteur d'échelle de  $2^n$  et une localisation temporelle. Nous avons vu que l'onde M se dilate au cours d'une stimulation électrique [96, 115, 116]. Dans notre cas, la transformée en ondelette va être utilisée pour estimer la dilatation qui est subie par l'onde M durant la stimulation. Nous devons donc choisir une ondelette, parmi celle de la littérature, qui approche la forme d'onde de l'onde M. La figure 3.17 nous montre la superposition d'une onde M recueillie expérimentalement avec trois ondelettes très couramment utilisées dans la transformée en ondelette. La première est la plus simple avec l'ondelette de Haar, la seconde est l'ondelette de Daubechies 4 et la dernière est l'ondelette de la dérivée seconde d'une gaussienne (le chapeau mexicain). Nous pouvons voir que ces ondelettes ne s'ajustent pas correctement avec la forme d'une onde M courante, rendant difficile leurs utilisations pour la détermination de la dilatation des ondes M au cours d'une stimulation électrique.

Dans le but que l'ondelette utilisée, pour réaliser l'estimation de la dilatation de l'onde M, approche au mieux une onde M de référence, notre algorithme utilise une nouvelle ondelette qui est créée à

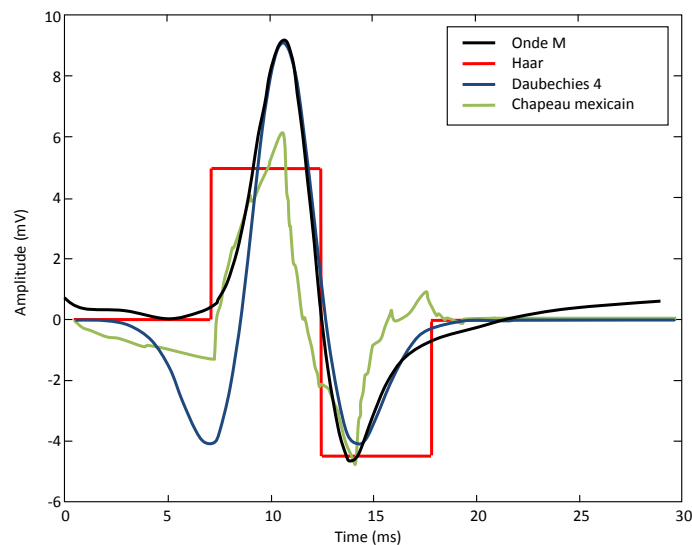


FIGURE 3.17 – Superposition d'une Onde M avec 3 ondelettes couramment utilisées: l'ondelette de Haar, l'ondelette de Daubechies 4 et l'ondelette dite du chapeau mexicain (dérivée seconde d'une gaussien).

partir des ondes M reçues par le système d'acquisition de l'EMG. La transformée en ondelette n'utilise donc pas d'ondelettes couramment utilisées comme les ondelettes de Daubechies ou de Shannon par exemple. La nouvelle ondelette est créée pour chaque session de stimulation. Elle est donc différente selon la personne ou le muscle qui est stimulé mais aussi selon la position des électrodes sur la peau. Il s'agit là d'un très grand avantage puisque l'algorithme est adaptatif pour chaque sujet. Le principe est d'utiliser l'une des premières ondes M reçues de la session de stimulation afin de créer cette nouvelle ondelette. Le muscle étant, à ce moment là, non fatigué puisque la stimulation vient à peine de commencer, cette nouvelle ondelette représente donc une onde M de référence, correspondant à un l'état non fatigué du muscle. Elle n'a donc pas encore subi de dilatation due à une fatigue musculaire.

Le principe de conception d'une nouvelle ondelette est d'approcher un motif donné en utilisant l'optimisation par moindres carrés conduisant à une ondelette recevable bien adaptée pour la détection de motif à l'aide de la transformée continue en ondelette. L'estimation de l'ondelette est un polynôme d'ordre  $n$  qui doit avoir la condition d'éligibilité de moyenne nulle [122]. Elle doit donc répondre à :

$$A_{\hat{\psi}} = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{\psi}(t) dt = 0, \quad (3.14)$$

avec  $\hat{\psi}(t)$  l'ondelette estimée. L'ondelette doit également avoir des conditions aux limites nulles [122]. Un exemple de construction d'ondelette est montré à la figure 3.18 où la courbe en trait plein est une onde M expérimentale et la courbe en ligne discontinue est l'ondelette estimée à partir de l'onde M expérimentale.

Une fois l'ondelette créée, elle est utilisée dans l'algorithme de la transformée en ondelette. La plupart du temps, l'algorithme utilisé pour décomposer le signal est la DWT. Les facteurs d'échelle appliqués sur l'ondelette mère sont généralement de  $2^n$  où  $n$  est le niveau de décomposition [117].

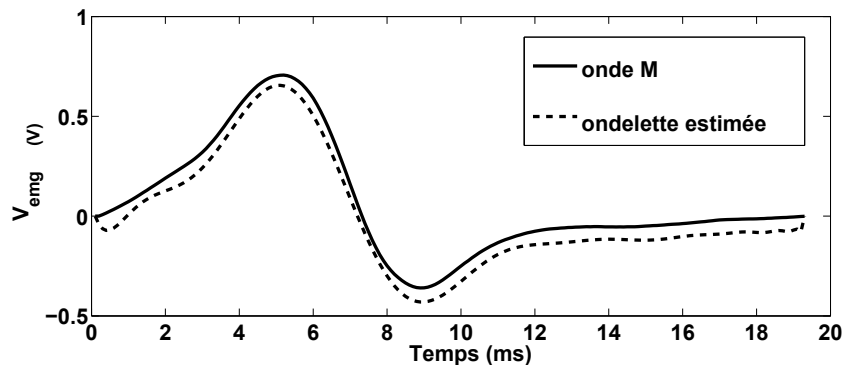


FIGURE 3.18 – Exemple de création d'ondelette à partir d'une onde M expérimentale. L'ondelette possède la condition d'éligibilité de l'équation 3.14.

Ceci constitue une transformation beaucoup plus simple à implémenter tout en conservant une bonne précision fréquentielle et temporelle. Dans notre cas, les dilatations qui sont subies par les ondes M au cours d'une électromyostimulation sont de l'ordre de 1 à 3 fois la taille de l'onde M d'origine. Nous pouvons donc constater qu'une application courante de la DWT n'est pas possible puisque l'ondelette mère est dilatée d'un facteur d'échelle  $2^n$  (1, 2, 4, 8, etc.). Afin de pouvoir choisir des dilatations dans la gamme des dilatations qui sont subies par l'onde M lors d'une électromyostimulation, nous utilisons la transformée continue en ondelette (CWT). Cette dernière nous permet de choisir les facteurs d'échelles que nous voulons appliquer sur l'ondelette mère. La localisation temporelle de l'équation nous permet de voir la corrélation qui existe entre l'ondelette dilatée d'un facteur d'échelle et le signal analysé à une coordonnée temporelle précise. En considérant que l'ondelette mère sera pour nous la nouvelle ondelette créée précédemment et que les signaux étudiés sont les ondes M au cours d'une session de stimulation, nous pourrions voir les corrélations entre l'onde M du début de la session dilatée de différents facteurs d'échelle, et les ondes M qui la suivent. L'équation CWT qui est utilisée est la suivante:

$$C_{a,b}(V_{EMG}(t), \hat{\psi}(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} V_{EMG}(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \hat{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (3.15)$$

avec  $a$  le facteur d'échelle qui est pour nous le facteur de dilatation appliquée à l'ondelette mère et  $b$  indique la localisation temporelle. Le paramètre  $a$  est un vecteur qui contient tous les facteurs d'échelle que nous voulons analyser. Nous avons vu que les dilatations étaient comprises entre 1 et 3 fois la longueur initiale de l'onde M d'une électrostimulation. Le vecteur  $a$  doit donc aller au delà afin de donner les corrélations de toutes les dilatations possibles de l'onde M. Le vecteur  $a$  a été choisi pour aller de 1 à 4 avec un pas de 0,01. Le résultat de cette CWT nous donne donc une matrice à 2 dimensions: le facteur d'échelle et la localisation temporelle où chaque coordonnée donne la valeur de corrélation. La figure 3.19 affiche un exemple de résultat.

### 3.5.2 L'analyse des maximums locaux

Nous avons vu précédemment que le résultat de la CWT est une matrice contenant les valeurs de corrélation entre l'ondelette estimée et les ondes M d'une électrostimulation. Nous devons maintenant trouver pour chaque onde M de la stimulation le facteur de dilatation qu'elle a subi par rapport au début de la stimulation. La figure 3.19 donne un exemple de résultat de la CWT correspondant aux ondes M de la figure 3.3. Nous pouvons voir que pour chaque onde M, le résultat de la CWT a une forme de dôme. La corrélation entre l'ondelette dilatée et l'onde M courante est la plus forte au sommet de ces dômes, quand le résultat de la CWT est maximal. Afin de détecter ces points, nous allons faire une recherche de maximums locaux. Cette technique nous permet de trouver les coordonnées des sommets de chaque dôme. Nous avons donc autant de maximums locaux que d'ondes M analysées. A chaque maximum local détecté correspond un facteur d'échelle  $a$  et une localisation

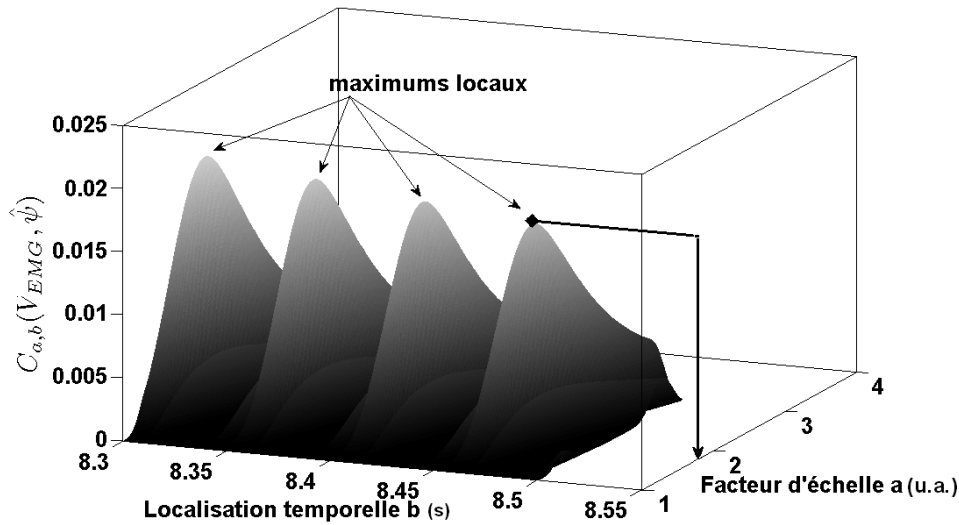


FIGURE 3.19 – Représentation des résultats d’une CWT entre une ondelette estimée et les ondes M d’une électrostimulation. Quatre maximums locaux sont représentés. Le facteur d’échelle trouvé pour le dôme situé entre  $t = 8,45$  et  $t = 8,5$  est représenté, il est de 1,8. On peut dire que l’onde M s’est dilatée de 1,8 fois par rapport à l’onde M d’origine.

temporelle  $b$ . Quatre maximums locaux sont représentés sur la figure 3.19. La coordonnée qui nous intéresse lors de la recherche des maximums locaux est le facteur d’échelle  $a$ . Nous pouvons voir sa représentation sur la figure à partir du maximum local le plus à droite au travers de la flèche.

### 3.5.3 L’indice de fatigue $I_{CWT}$

Finalement, les facteurs d’échelle  $a$  trouvés lors de la détection des maximums locaux sont utilisés pour construire l’indice de fatigue basé sur la CWT ( $I_{CWT}$ ). L’évolution du paramètre d’échelle  $a$  indique l’expansion temporelle subie par l’ondelette estimée grâce à la première onde M de l’électromyostimulation et les ondes M du reste de la stimulation. Cependant, les indices de fatigue communément utilisés comme PTP, RMS,  $F_{\text{mean}}$  et  $F_{\text{med}}$ , tendent à décroître vers zéro durant une contraction musculaire [72, 103, 111–114]. Comme  $I_{CWT}$  montre la dilatation de l’onde M, il croît à partir de 1. Afin de conserver la même tendance que les indices de fatigue de la littérature, le paramètre d’échelle est inversé. Ce qui a pour effet d’avoir un indice  $I_{CWT}$  qui décroît à partir de 1. Donc l’estimation de la fatigue musculaire  $I_{CWT}$  peut être exprimée comme:

$$I_{CWT} = \left[ \underset{a}{\operatorname{argmax}} \left\{ C_{a,b} \left( V_{EMG}(t), \hat{\psi}(t) \right) \right\} \right]^{-1}. \quad (3.16)$$

La figure 3.20a montre un exemple de recherche de maximums locaux pour une stimulation à 50 Hz, 50 mA, une largeur d’impulsion d’1 ms et une durée totale de stimulation de 6 secondes. Nous pouvons constater que le facteur d’échelle commence à 1 puis augmente montrant ainsi que l’onde M se dilate au cours de la stimulation. Sur cette même figure en b, nous avons inversé les paramètres

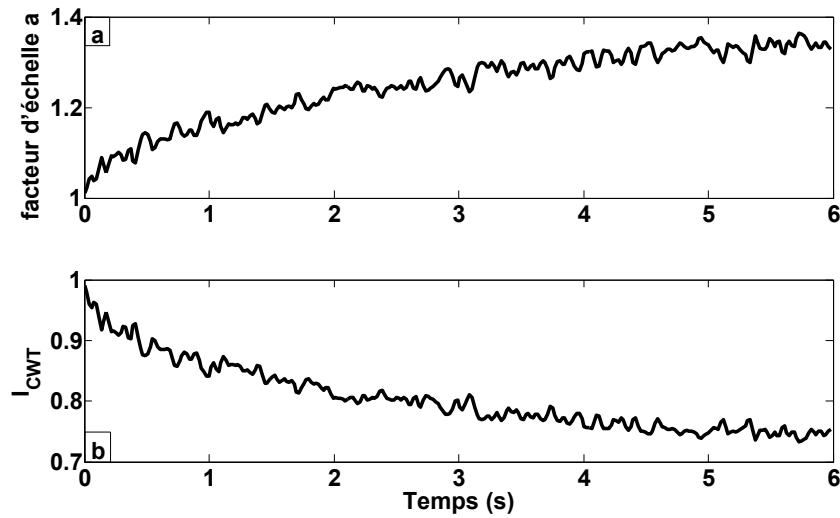


FIGURE 3.20 – a) Facteurs d'échelle trouvés grâce à la détection des maximums locaux. b) Inversion des facteurs d'échelle pour conserver une variation décroissante comme les autres indices de la littérature.

d'échelle trouvés afin que ces derniers soient décroissants et qu'ils suivent la même tendance les autres indices de fatigue également implémentés dans notre système.

### 3.6 $I_{CWT}$ appliqué sur des signaux artificiels

Cette étude propose, avant d'appliquer l'algorithme  $I_{CWT}$  sur des EMG réels, des essais sur des signaux artificiels. Deux types de signaux ont été utilisés. Les premiers sont des signaux purement artificiels où les ondes M sont créées de manière mathématique. Les deuxièmes sont des signaux qui utilisent des ondes M recueillies expérimentalement. Toutes ces ondes M sont ensuite transformées pour approcher des signaux  $V_{EMG}$ .

#### 3.6.1 Signaux complètement artificiels

La figure 3.21 montre un exemple de création de signaux  $V_{EMG}$  artificiels. La première étape consiste à créer une onde M artificielle. Pour notre étude, l'onde M synthétique est composée de deux parties. Une sinusoïde (bornée entre [-1 1]) complétée par une durée à zéro (figure 3.21a). Les durées totales des ondes M artificielles que nous avons créées correspondent à celles que nous avons pu observer dans nos essais expérimentaux. Puis, cette onde M synthétique doit être étirée temporellement pour faire apparaître l'élongation de l'onde M subie lors d'une EMS. Nous avons utilisé des dilatations allant de 1 à 3 (voir la figure 3.21b). Les ondes M obtenues précédemment sont ensuite juxtaposées (figure 3.21c). Durant une EMS, une perte en amplitude apparaît sur les ondes M de l'EMG. Afin de reproduire cette perte en amplitude et de ressembler encore plus à un EMG réel, le signal est

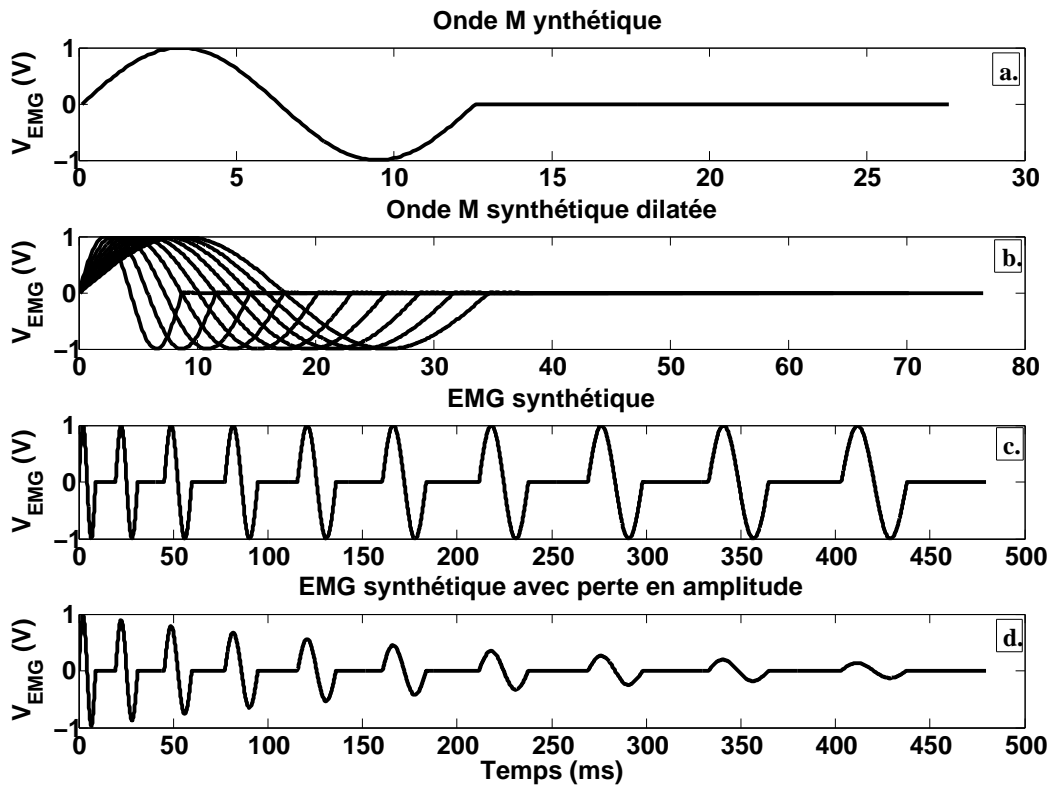


FIGURE 3.21 – Création d'un signal EMG complètement artificiel. a) Onde M synthétique créée avec un sinus et un vecteur de valeurs nulles. b) L'onde M précédente est dilatée temporellement de valeurs comprises entre 1 et 3 fois la durée originale. c) Les ondes M artificiellement dilatées sont juxtaposées. d) Ajout d'une perte en amplitude pour donner l'EMG synthétique final.

multiplié par une exponentielle décroissante allant de 1 à 0.1. Ce qui nous donne un signal  $V_{EMG}$  artificiel approchant un signal  $V_{EMG}$  expérimental. La figure 3.21d montre un exemple de  $V_{EMG}$  artificiel constitué de 10 ondes M.

### 3.6.2 Résultats avec des signaux complètement artificiels

Maintenant que nous sommes en possession du signal  $V_{EMG}$  artificiel, nous appliquons la recherche d'indice de fatigue  $I_{CWT}$ . La figure 3.22 montre un exemple de résultat obtenu. Pour cet exemple, un signal  $V_{EMG}$  contenant 150 ondes M a été créé. La première onde M a été utilisée comme onde M de référence pour créer l'ondelette mère. Le résultat de l'estimation de la fatigue  $I_{CWT}$  est affiché avec la courbe en pointillé avec les croix. Comme nous avons créé  $V_{EMG}$ , nous connaissons les différentes dilatations subies entre la première onde M et les suivantes. Nous connaissons donc le résultat idéal que nous devons trouver. La courbe en trait plein montre l'estimation idéale. Nous pouvons remarquer que les deux courbes sont très similaires. Ceci montre une bonne estimation de la fatigue musculaire grâce à notre indice.



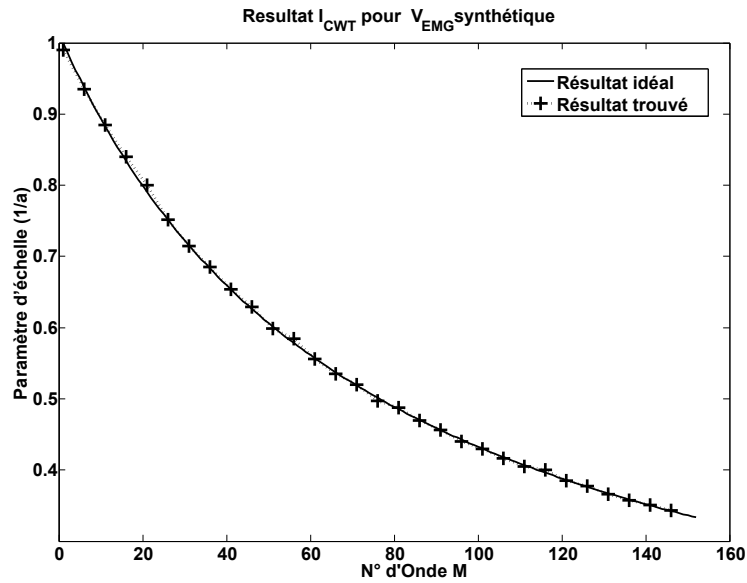


FIGURE 3.22 – Résultat de l'estimation de la fatigue musculaire avec  $I_{CWT}$  (ligne en pointillé avec plus) pour un signal  $V_{EMG}$  complètement artificiel. La ligne pleine montre le résultat idéal.

Afin de quantifier la différence entre le résultat de l'estimation de la fatigue et le résultat idéal, le calcul d'un ratio d'erreur a été exprimé. Cette erreur utilise la moyenne des erreurs absolues données par l'équation suivante:

$$ER = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|FR_i - IR_i|}{IR_i}, \quad (3.17)$$

où  $ER$  est la moyenne des erreurs absolues,  $FR$  est le résultat trouvé,  $IR$  est le résultat idéal et  $n$  représente le nombre d'ondes  $M$  qui ont été analysées. L'erreur moyenne pour nos tests s'élève à 0,66%. On peut dire que l'analyse par CWT est une bonne méthode pour trouver l'expansion temporelle subie par une onde  $M$  artificielle.

### 3.6.3 Signaux artificiels basés sur des ondes $M$ expérimentales

Nous avons vu que l'estimation de la fatigue par CWT fonctionnait bien pour les signaux  $V_{EMG}$  complètement synthétiques. Nous allons recommencer la manipulation précédente en utilisant, cette fois ci, des ondes  $M$  issues d'expérimentation à la place des ondes  $M$  synthétiques. La figure 3.23 montre un exemple de création de signaux  $V_{EMG}$  artificiels. Premièrement, nous avons récupéré des ondes  $M$  expérimentales. Différentes stimulations ont été réalisées pour tester notre algorithme sur différentes ondes  $M$ . Une onde  $M$  est montrée en exemple à la figure 3.23a. Puis, les mêmes étapes que précédemment ont été réalisées. Cette onde  $M$  est étendue temporellement pour faire apparaître l'élongation de l'onde  $M$  subie lors d'une EMS. Nous avons utilisé des dilatations allant de 1 à 3 (voir la figure 3.23b). Les ondes  $M$  obtenues précédemment sont ensuite juxtaposées (figure 3.23c). Afin de reproduire une perte en amplitude pour ressembler d'avantage à un EMG réel, le signal est

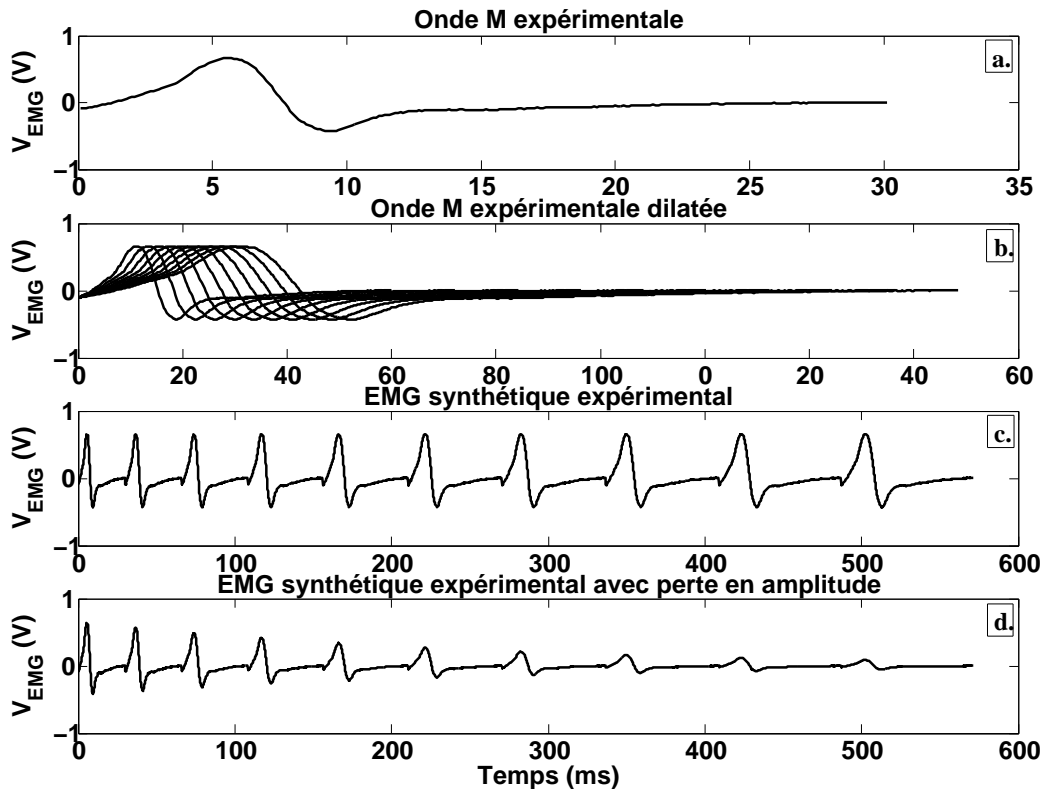


FIGURE 3.23 – Courbe de création d'un signal EMG artificiel basé sur une onde M expérimentale. a) Onde M expérimentale. b) L'onde M précédente est dilatée temporellement de valeurs comprises entre 1 et 3 fois la durée originale. c) Les ondes M artificiellement dilatées sont juxtaposées. d) Ajout d'une perte en amplitude pour donner l'EMG synthétique final.

multiplié par une fonction exponentielle décroissante allant de 1 à 0,1. Ceci nous donne un signal  $V_{EMG}$  artificiel approchant un signal  $V_{EMG}$  expérimental. La figure 3.23d montre un exemple de  $V_{EMG}$  artificiel constitué de 10 ondes M.

### 3.6.4 Résultats avec des signaux artificiels basés sur des ondes M expérimentales

De la même manière que pour le signal  $V_{EMG}$  complètement artificiel, l'analyse de la fatigue par CWT a été appliquée sur le signal  $V_{EMG}$  artificiel basé sur des ondes M expérimentales. La figure 3.24 donne un exemple de résultat obtenu. Dans ce cas aussi, les dilatations appliquées sont connues. Le taux d'erreur peut donc être calculé grâce à l'équation 3.17. Le taux d'erreur est de 1,04%. Ce faible taux d'erreur indique que l'indice de fatigue basé sur les ondelettes fonctionne bien pour des signaux physiologiques comme les ondes M.

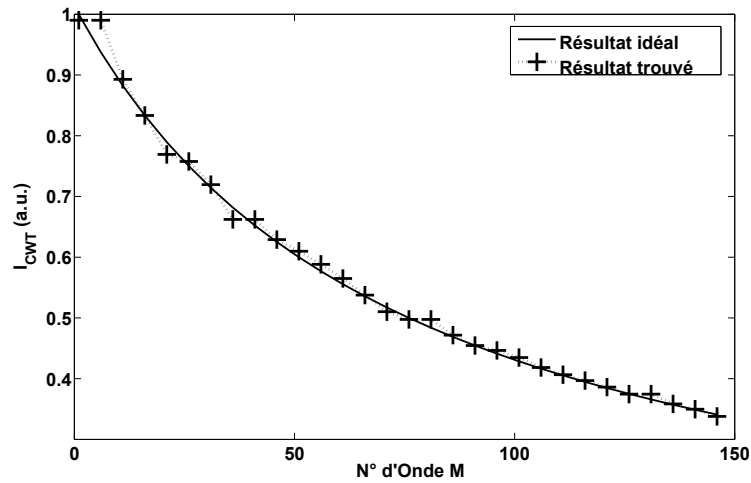


FIGURE 3.24 – Résultat de l'estimation de la fatigue musculaire avec  $I_{CWT}$  (ligne en pointillé avec plus) pour un signal  $V_{EMG}$  complètement artificiel. La ligne pleine montre le résultat idéal.

## 3.7 Étude sur des signaux bruités

### 3.7.1 La dépendance aux bruits

Les EMG ont la propriété d'être de très petits signaux. Cette particularité peut engendrer un rapport signal sur bruit (SNR) assez faible. Afin de voir la dépendance aux bruits de l'indice de fatigue utilisant la CWT, nous avons effectué une étude sur sa robustesse par rapport aux bruits. Le but est de comparer la dépendance aux bruits des indices de fatigue implémentés dans notre système et de montrer lequel est le plus robuste face aux bruits. Pour réaliser cette étude, un bruit a été ajouté aux EMG. Le bruit utilisé est un bruit blanc avec une distribution uniforme sur l'intervalle fermé  $[-1 \ 1]$ . Ce bruit est ensuite multiplié par un facteur défini par un pourcentage de l'amplitude maximale du signal  $V_{EMG}$  étudié. Puis, le bruit est ajouté au signal  $V_{EMG}$  pour obtenir un signal  $V_{EMG}$  bruité. La figure 3.25 montre deux exemples de signaux bruités pour les deux types de signaux  $V_{EMG}$  étudiés précédemment.

Regardons un exemple d'estimation de la fatigue, obtenu grâce à la CWT, sur un signal  $V_{EMG}$  artificiel basé sur une onde M expérimentale à la figure 3.26. La ligne pleine montre le résultat attendu (qui est connu), la ligne discontinue représente le résultat obtenu avec  $V_{EMG}$  sans ajout de bruit et la ligne en pointillé montre le résultat obtenu avec un  $V_{EMG}$  bruité. Nous voyons que le résultat avec un  $V_{EMG}$  bruité est moins bon. Il existe donc une dépendance de l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  devant le bruit du signal.

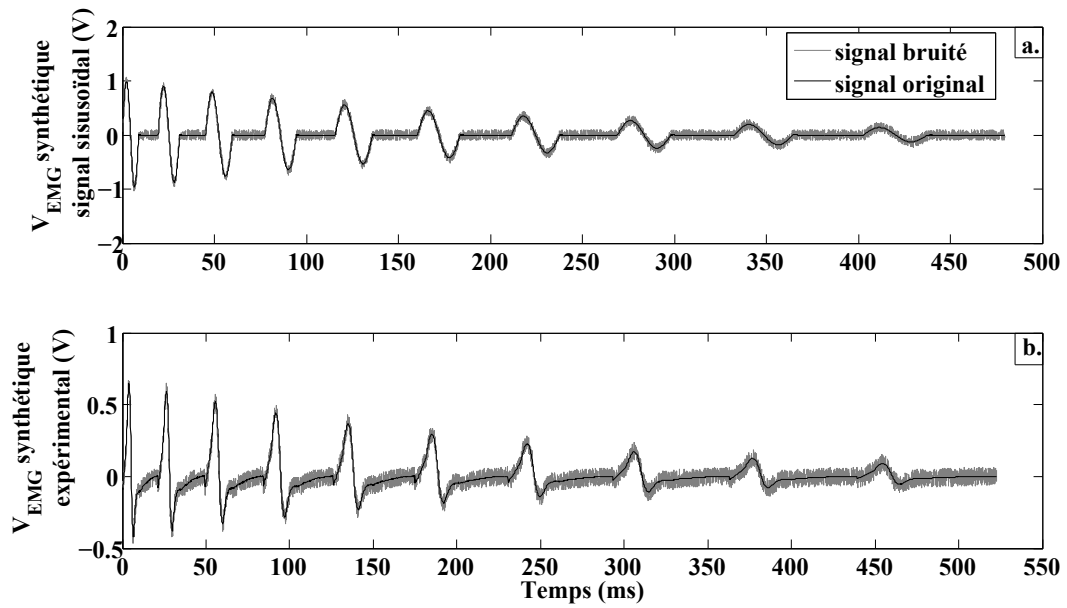


FIGURE 3.25 – Exemple de signaux  $V_{EMG}$  bruité. a) Pour un signal  $V_{EMG}$  complètement artificiel réalisé avec un signal sinusoïdal avec un SNR de 7,61 dB. b) Pour un signal  $V_{EMG}$  artificiel réalisé avec une onde M expérimentale avec un SNR de 5,38 dB.

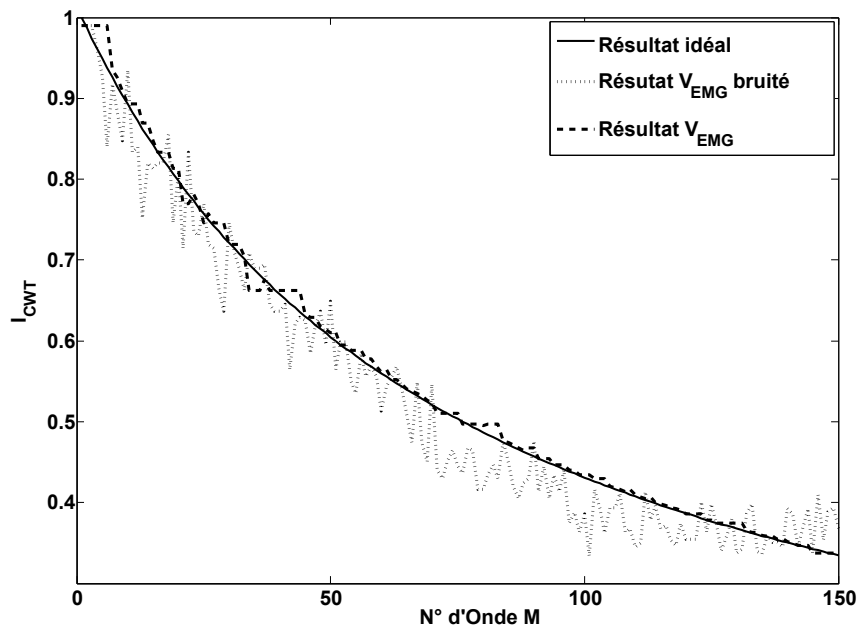


FIGURE 3.26 – Application de l'estimation de fatigue  $I_{CWT}$  sur un signal  $V_{EMG}$ . La ligne pleine représente le résultat idéal, la ligne discontinue affiche le résultat d'un signal  $V_{EMG}$  sans ajout de bruit et la ligne en pointillé affiche le résultat d'un signal  $V_{EMG}$  avec ajout de bruit avec un SNR de 6,43.

### 3.7.2 Les méthodes de filtrage

Avec l'intention de réduire l'impact du bruit sur l'indice  $I_{CWT}$ , cinq filtres ont été réalisés. Ces filtres peuvent être séparés en deux groupes. Le premier correspond aux filtres qui sont appliqués sur le signal  $V_{EMG}$ . Dans ce cas, le filtrage est fait avant l'estimation de la fatigue musculaire. Le second groupe correspond aux filtres appliqués sur les coefficients de la CWT. Cette fois, le filtrage est réalisé pendant l'estimation de la fatigue musculaire. Les tests de filtrage ont également été appliqués aux indices de fatigue de la littérature afin de vérifier s'il est utile d'effectuer un filtrage pour ces indices. Pour le premier groupe, deux filtres ont été implémentés. Un filtre passe-bas Butterworth 1D et un filtre passe-bas 1D utilisant les ondelettes (SWT: discrete stationary wavelet transform). Pour les indices de fatigue de la littérature, seulement ces deux filtres ont été appliqués. En effet, les coefficients de la CWT n'existent pas et donc les filtres du second groupe ne peuvent pas être appliqués. Ces filtres sont un filtre 2D issu du traitement d'image, un filtre de Butterworth appliqué en 2D et un filtre passe-bas basé sur les ondelettes avec une SWT.

#### - Filtre 1D Butterworth

Ce filtre est communément utilisé. Il a été créé pour obtenir un passe-bas. Le but est de préserver les fréquences contenues dans les ondes M (basses fréquences) et de supprimer celles du bruit (hautes fréquences). Les équations 3.18 et 3.19 ont été utilisées pour réaliser ce filtre:

$$H(s) = \frac{k}{(s - p(1))(s - p(2)) \dots (s - p(n))}, \quad (3.18)$$

où  $p$  sont les pôles du filtre et  $n$  l'ordre.  $H(s)$  est la fonction de transfert du filtre.

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{\omega}{\omega_0})^{2n}}, \quad (3.19)$$

où  $|H(\omega)|^2$  est le module au carré de la réponse de la fonction. La fréquence de coupure a été placée à 500 Hz. Ce qui permet une bonne suppression du bruit tout en concevant les fréquences des ondes M.

#### - Filtre 1D SWT

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \langle \Psi_{k,n}(t), x(t) \rangle \Psi_{k,n}(t). \quad (3.20)$$

Il s'agit, là aussi, d'un filtre passe bas. Cette fois, le signal  $V_{EMG}$  est décomposé grâce à l'équation 3.20. Le filtrage est fait sur les coefficients qui en résultent. Un seuil est fixé à 10% de la valeur maximale des valeurs des coefficients de la transformée en ondelette. Si la valeur absolue d'un coefficient est en dessous de ce seuil, il est mis à zéro. Puis, la transformée inverse est réalisée (ISWT) pour reconstruire le signal  $V_{EMG}$  sans bruit. Cette méthode permet une bonne suppression des coefficients qui contiennent peu d'énergie (le bruit) et de préserver les coefficients à haute énergie (L'onde M).

- Filtre de traitement d'image 2D

Plusieurs types de filtres issus du traitement d'image ont été implémentés. Le but de ces filtres est de lisser la matrice 2D des coefficients résultant de la CWT afin de retirer les hautes fréquences dans les coefficients. Les filtres testés sont: Gaussien, Laplacien, Laplacien de Gaussienne et moyenne sur un disque. Les meilleurs résultats pour ce type de filtre ont été obtenus avec la moyenne sur un disque. Il consiste en une moyenne des pixels contenus dans un disque. Le disque est un masque des pixels contenus dans un cercle de rayon 5 pixels.

- Filtre 2D Butterworth

Le principe est d'utiliser le filtre de Butterworth 1D sur la matrice 2D des coefficients de la CWT. Nous considérons que cette matrice est une juxtaposition de vecteur 1D où chaque vecteur correspond à une dilatation de l'onde M de référence. Nous appliquons donc un filtre de Butterworth 1D sur chaque ligne de la matrice 2D en utilisant les mêmes équations 3.18 et 3.19.

- Filtre 2D SWT

La même méthode que pour le filtre 1D SWT a été utilisée sauf que la décomposition se fait sur 2 dimensions. Un seuil a été fixé à 10% de la valeur maximale des coefficients de la SWT. Les valeurs absolues des coefficients de la SWT qui se trouvent en dessous de ce seuil sont mises à zéro. La matrice 2D des coefficients de la CWT est ensuite recomposée.

### 3.7.3 Résultat du filtrage

Deux types de signaux ont été utilisés pour tester la minimisation de l'influence de bruit par filtrage sur les indices de fatigue. Le premier utilise des ondes M complètement artificielles, le second utilise des ondes M artificielles basées sur des ondes M expérimentales recueillies pour différents sujets et EMS.

Pour les tests réalisés sur des ondes M complètement artificielles, 20  $V_{EMG}$  ont été réalisés par la méthode proposée au paragraphe 3.6.1. La durée des ondes M artificielles varie de 20, 30, 40, 50 et 60 *ms* et la période de la sinusoïde varie de 50, 30, 25, 20 et 16 *ms*. Ce qui correspond à des données recueillies expérimentalement.  $V_{EMG}$  a été construit pour contenir 150 ondes M avec des dilatations également réparties entre 1 et 3. Un bruit blanc, d'amplitude arbitraire de 10% de l'amplitude maximale du signal  $V_{EMG}$  (voir figure 3.25), a été créé puis ajouté à  $V_{EMG}$  pour obtenir un signal  $V_{EMG}$  bruité noté  $V_{EMGb}$ . Les estimations de la fatigue  $I_{CWT}$  avec et sans les cinq techniques de filtrage ont alors été appliquées sur chacun de ces signaux. Afin de voir l'efficacité des différentes techniques de filtrage, l'erreur absolue (ER) entre le résultat trouvé (FR) et le résultat attendu (IR) est calculée selon l'équation :

$$ER = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|FR_i - IR_i|}{IR_i}, \quad (3.21)$$

où  $n$  est le nombre d'ondes  $M$  analysées. Pour finir, les moyennes des erreurs sur les 20 signaux ont été réalisées et listées dans le tableau 3.1 dans la colonne « $V_{EMG}$  complètement artificiel ». On peut remarquer que pour le signal sans bruit, l'erreur moyenne est de 0,66 % et que pour un signal avec bruit sans filtrage l'erreur moyenne est de 3,16 %. Cette différence montre l'influence du bruit sur les  $V_{EMG}$  complètement artificiels. Bien que l'erreur soit plus importante pour  $V_{EMGb}$  que pour  $V_{EMG}$ , l'erreur reste cependant assez faible. Les différents filtrages appliqués tentent de minimiser cette erreur. Nous pouvons voir que le filtre qui minimise le mieux l'erreur moyenne est le filtre 2D moyenne circulaire emprunté au traitement d'image. Il fait diminuer l'erreur de 3,16 % à 1,08 %.

Pour les tests sur des ondes  $M$  expérimentales, cinq sujets ont été utilisés. Des électrostimulations leurs ont été appliquées sur le biceps d'une manière isométrique, le bras et l'avant bras formant un angle de  $90^\circ$ . Chaque sujet a été stimulé avec une forme d'onde biphasique (figure 2.26b) pour une durée d'impulsion de 1 ms. Les EMG ont été recueillis pour 20 électrostimulations différentes. Elles correspondent à une intensité de 30, 40, 50, 60 et 70 mA et à une fréquence de train d'impulsion de 20, 30, 40, 50 et 60 Hz. Pour chaque stimulation, cinq ondes  $M$  ont été récupérées du signal  $V_{EMG}$  comme base de donnée pour les tests. À partir de ces ondes  $M$ , nous avons créé des signaux  $V_{EMG}$  artificiels suivant la méthode proposée au paragraphe 3.6.3.  $V_{EMG}$  a été construit de telle sorte à contenir 150 ondes  $M$  avec des dilatations également réparties entre 1 et 3. Afin de pouvoir comparer chaque méthode de filtrage sur les cinq indices, un bruit a été ajouté à chaque signal  $V_{EMG}$ . Le bruit était blanc d'amplitude arbitraire de 10% de l'amplitude maximale. Les estimations de la fatigue  $I_{CWT}$  avec et sans les cinq techniques de filtrage ont également été appliquées sur chacun de ces signaux et les erreurs absolues ont été calculées selon l'équation 3.21. le tableau 3.1 liste les erreurs moyennes de tous les signaux dans la colonne « $V_{EMG}$  expérimental artificiel ». L'erreur entre le signal  $V_{EMG}$  et  $V_{EMGb}$  passe de 1,04 % à 6,69 %. De la même manière que les tests effectués pour  $V_{EMG}$  complètement artificiel, nous voyons l'influence du bruit sur les signaux de type onde  $M$ . La minimisation de cette dépendance est assez bonne pour les filtres utilisés car ils font diminuer

TABLE 3.1 – Erreur moyenne absolue pour  $I_{CWT}$  en %

$V_{EMG}$	Filtre	erreur moyenne absolue (%)	
		$V_{EMG}$ complètement artificiel	$V_{EMG}$ expérimental artificiel
Sans bruit	Aucun	0.66	1.04
Avec bruit	Aucun	3.16	6.69
	1D Butterworth	1.09	2.60
	1D SWT	1.11	2.86
	2D moyenne circulaire	1.08	2.48
	2D Butterworth	1.09	2.60
	2D SWT	3.10	7.82

TABLE 3.2 – Erreur moyenne absolue pour les indices de la littérature en %

V <sub>EMG</sub> complètement artificiel			
Indice de Fatigue	Signal bruité	Filtre de Butterworth	Filtre SWT
PTP	29.5	4.3	2.0
RMS	33.8	8.3	4.9
Fmean	278.5	51.2	15.4
Fmed	155.7	11.6	3.1
<b>I<sub>CWT</sub></b>	<b>3.2</b>	<b>1.1</b>	<b>1.1</b>
V <sub>EMG</sub> expérimental artificiel			
Indice de Fatigue	Signal bruité	Filtre de Butterworth	Filtre SWT
PTP	34.3	5.4	3.4
RMS	68.6	12.7	3.6
Fmean	204.5	38.6	11.6
Fmed	173.2	23.9	3.8
<b>I<sub>CWT</sub></b>	<b>6.7</b>	<b>2.6</b>	<b>2.9</b>

l'erreur moyenne de 2,5 fois. Le meilleur filtre, parmi ceux utilisés est encore une fois le filtre 2D moyenne circulaire qui fait passer l'erreur moyenne de 6,69 % à 2,48 %.

Le calcul de l'erreur moyenne a également été effectué pour les indices de fatigue issus de la littérature. Pour les indices de la littérature, le traitement par CWT n'est pas effectué. Les filtrages 2D ne peuvent donc pas être réalisés. Les tableaux représentés en 3.2 regroupent les résultats d'estimation d'indice de fatigue sans et avec filtrage. Nous pouvons, dans un premier temps, remarquer que les indices de fatigue de la littérature sont plus dépendants aux bruits que l'indice basé sur la CWT (voir la colonne «Signal bruité»). C'est particulièrement le cas pour les indices basés dans le domaine fréquentiel. La dépendance la plus forte se fait pour la fréquence moyenne. On remarque également que comme l'indice I<sub>CWT</sub> est beaucoup moins dépendant aux bruits que les indices de la littérature, il n'est pas nécessaire de filtrer le signal V<sub>EMG</sub>b pour obtenir une bonne estimation de la fatigue musculaire. En revanche les indices de la littérature nécessiteraient un filtrage en prétraitement du à cette dépendance. Il est à noter que même après filtrage, l'indice de fatigue I<sub>CWT</sub> est celui qui a le moins d'erreur. Il reste donc celui qui estime la fatigue musculaire avec une dépendance aux bruits minimale.



### 3.8 Étude de signaux tronqués

Durant une EMS, les ondes M sont acquises entre deux impulsions de stimulation. Si la fréquence du train d'impulsion, c'est à dire le nombre d'impulsions envoyées au muscle par seconde, est trop élevée alors il apparaît un phénomène sur les ondes M. Ce phénomène est appelé troncature. L'onde M n'a pas le temps de terminer son cycle, la fin de l'onde M est coupée. La fin de l'onde M est superposée avec l'impulsion de stimulation qui suit. L'amplitude de la stimulation étant bien plus grande que celle de l'onde acquise grâce à l'EMG, cela conduit à l'impossibilité d'acquérir la fin de l'onde M [96]. Du au fait que les ondes M se dilatent au cours d'une EMS, ce phénomène tend à devenir de plus en plus important durant la stimulation. Cette troncature peut donc apparaître pendant une EMS à fréquence de train d'impulsion modérées même si les ondes M en début de stimulation sont complètes. Il est démontré que cette troncature a une influence sur l'estimation de la fatigue musculaire [96], Il est donc nécessaire d'étudier l'influence de la troncature sur l'indice de fatigue, utilisant la CWT, que nous proposons.

Afin de réaliser l'étude de la dépendance à la troncature sur les différents indices de fatigue, des troncatures artificielles ont été incluses dans des signaux  $V_{EMG}$  pour donner les signaux  $tV_{EMG}$ . Pour

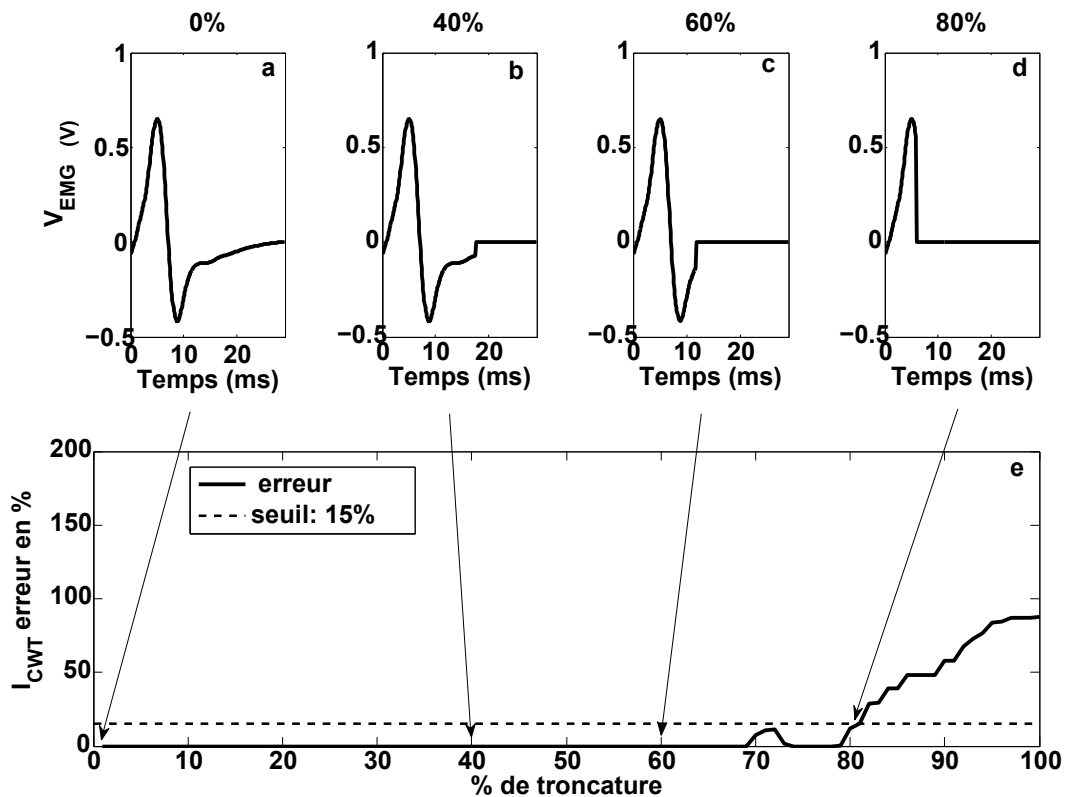


FIGURE 3.27 – Exemple de troncature pour une onde M quelconque. a) 0%, b) 40%, c) 60%, d) 80%. e) Erreur d'estimation  $I_{CWT}$  en fonction du taux de troncature.

un signal  $V_{EMG}$  donné, chaque onde  $M$  le constituant est tronquée de la même manière selon un certain pourcentage de troncature noté  $t$ , ou  $t \in \mathbb{N}$ , de telle sorte que:

$$tM_{wave}(x) = H(l(1 - \frac{t}{100}) - x) \cdot M_{wave}, \quad (3.22)$$

où  $tM_{wave}$  est l'onde  $M$  tronquée,  $H$  est la fonction de Heaviside et  $l$  est la taille de l'onde  $M$ . Un exemple de troncature appliquée à une onde  $M$  est montré à la figure 3.27 où l'évolution de la troncature est faite en a) pour 0% (pas de troncature), b) pour 40%, c) pour 60% et d) pour 80% de troncature. Nous pouvons voir que la troncature vient empiéter sur l'onde  $M$  modifiant ainsi sa forme d'onde. Afin de quantifier l'influence de la troncature sur l'indice de fatigue, l'erreur quadratique entre les indices de fatigue de référence et les indices de fatigue trouvés pour chaque pourcentage de troncature est calculée. Les indices de fatigue de référence sont obtenus pour un signal  $V_{EMG}$  sans ajout de troncature. Les erreurs sont calculées pour  $t$  appartenant à l'intervalle  $[0; 99]$ . Un exemple de résultat d'erreur quadratique est montré à la figure 3.27e. Nous voyons que l'indice  $I_{CWT}$  est robuste sur une majeure partie des troncatures appliquées. Dans le cas de très fortes troncatures, l'erreur devient de plus en plus importante. Dans cette figure, si nous plaçons un seuil arbitraire de 15% d'erreur (ligne discontinue) alors nous pouvons dire que le procédé est capable de déterminer  $I_{CWT}$  correctement jusqu'à 80% de troncature.

Afin d'avoir une représentation plus claire de l'influence de la troncature sur la fatigue  $I_{CWT}$ , un tableau récapitulatif de la fiabilité de l'indice  $I_{CWT}$  face à la troncature est affiché au tableau 3.3. Ce tableau montre la fiabilité de trouver  $I_{CWT}$  avec une erreur inférieure à un seuil définie. Pour chaque fréquence du tableau, 10 signaux  $V_{EMG}$  ont été récupérés lors de tests expérimentaux sur 10 sujets différents. Ils ont été utilisés pour réaliser l'étude de la troncature présentée ci-dessus. Pour chaque taux d'erreur (10%, 15% et 20%) nous avons reporté dans le tableau les pires cas trouvés lors des tests. Ce qui montre, pour chaque fréquence, la troncature maximale qui peut être appliquée tout en restant dans un taux d'erreur acceptable. Nous pouvons aussi remarquer que plus la fréquence de stimulation augmente plus la troncature appliquée doit être faible pour rester dans le

TABLE 3.3 – Taux de troncature maximal permettant à l'indice  $I_{CWT}$  de rester en dessous d'un taux d'erreur en fonction des fréquences de train d'impulsions.

Fréquence de stimulation	30 Hz	40 Hz	50 Hz	60 Hz
Seuil de troncature maximal maintenant l'erreur < 10%	78 %	73 %	58 %	45 %
Seuil de troncature maximal maintenant l'erreur < 15%	91 %	85 %	79 %	75 %
Seuil de troncature maximal maintenant l'erreur < 20%	93 %	88 %	85 %	81 %

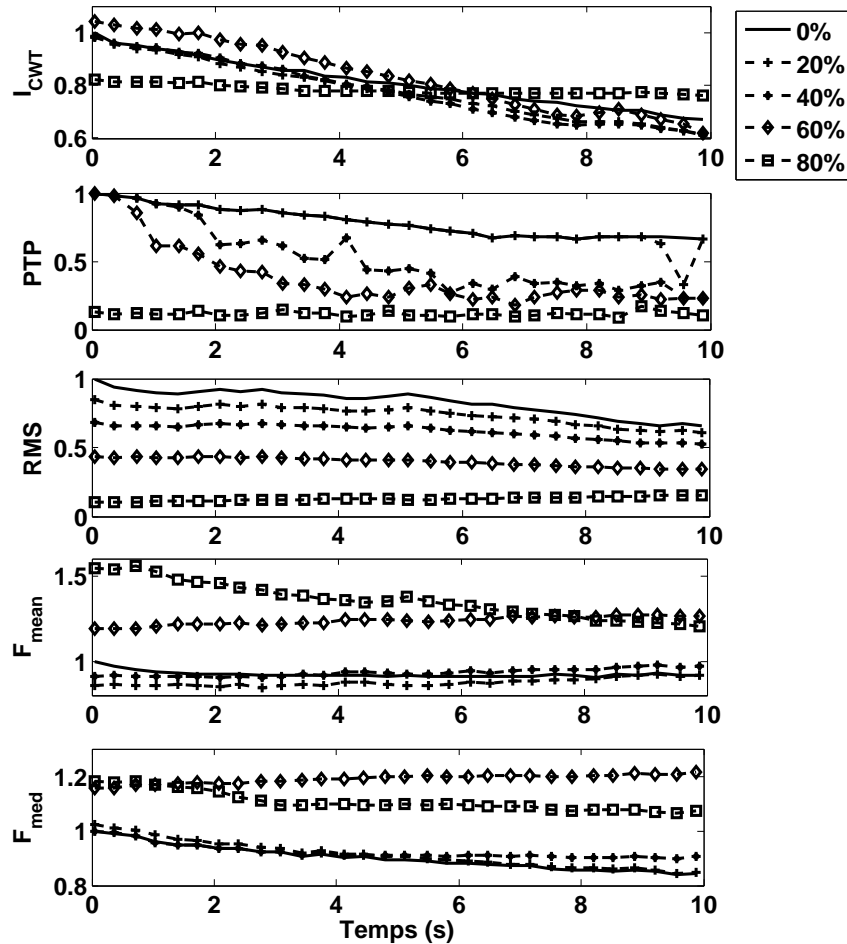


FIGURE 3.28 – Exemple de dépendance des cinq indices de fatigue à une troncature de 0, 20, 40, 60 et 80 %.

taux d'erreur souhaité. Ce n'est pas étonnant puisque plus la fréquence est élevée plus l'onde M est rapidement tronquée. Comme la durée d'acquisition entre deux impulsions de stimulation est réduite l'influence de la troncature apparaît plus vite. Nous pouvons voir, sur la figure 3.28, l'application des cinq indices de fatigue ( $I_{CWT}$ ,  $PTP$ ,  $RMS$ ,  $F_{mean}$  et  $F_{med}$ ) pour cinq  $tV_{EMG}$  où chaque  $tV_{EMG}$  correspond au même  $V_{EMG}$  d'origine avec une troncature différente. Les troncatures appliquées sont de 0 %, 20 %, 40 %, 60 % et 80 %. Sur chaque graphique, la courbe en trait plein correspond aux indices de référence qui sont réalisées pour  $V_{EMG}$  sans troncature ( $t = 0$  %). Nous pouvons voir qualitativement que les résultats des estimations des indices de fatigue se dégradent au fur et à mesure que la troncature augmente. Ce qui correspond aux attentes de l'exemple à la figure 3.27. Il est cependant difficile d'avoir une représentation quantifiable de l'indice de fatigue le moins dépendant à la troncature. Afin de résoudre ce problème, nous allons calculer l'erreur quadratique ( $EQ(t)$ ) entre les indices de fatigue de référence obtenus pour une troncature à 0 % et les indices de fatigue réalisés avec une troncature non nulle ( $t \neq 0$  %), tel que

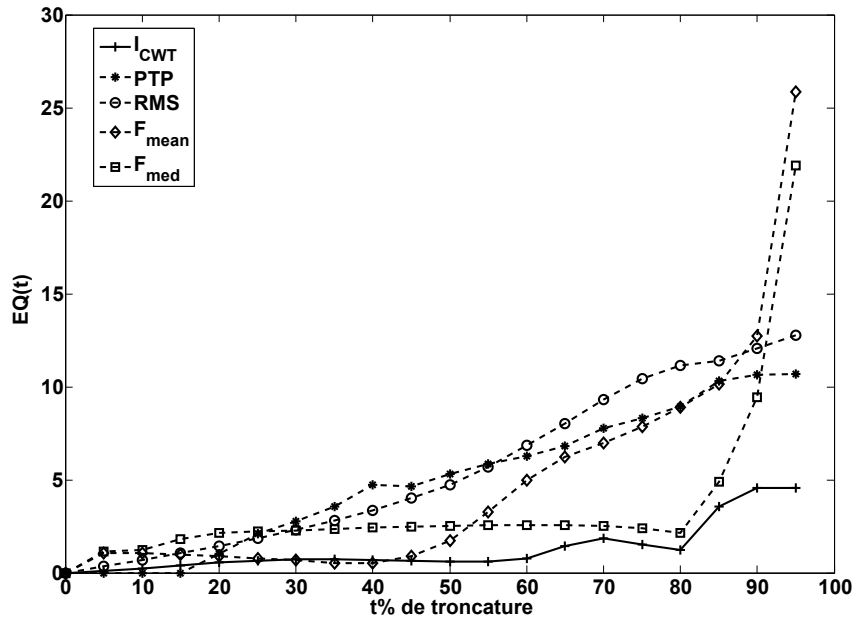


FIGURE 3.29 – Erreur d’estimation moyenne de la fatigue musculaire pour  $I_{CWT}$ , PTP, RMS,  $F_{mean}$  et  $F_{med}$  pour différentes valeurs de troncature.

$$EQ(t) = \sum_{i=1}^n (R_{ref}(i) - R_t(i))^2, \quad (3.23)$$

où  $t$  est le pourcentage de troncature,  $n$  est le nombre d’indices de fatigue réalisés,  $R_{ref}(i)$  sont les indices de référence et  $R_t(i)$  sont les indices pour les signaux tronqués de  $t$  %. La figure 3.29 montre  $EQ(t)$  moyennée sur plusieurs  $tV_{EMG}$  pour  $t$  allant de 0 % à 95 % avec un pas de 5 %. Chaque indice de fatigue a un type de ligne différent. nous pouvons donc voir que l’indice de fatigue  $I_{CWT}$  est celui qui a un taux d’erreur le plus faible. Nous pouvons en déduire que c’est celui-ci qui est le moins affecté par la troncature.

Maintenant que les indices de fatigue musculaire ont été introduits, nous allons pouvoir les estimer en temps réel durant des électrostimulations. La section suivante nous donne plusieurs exemples de représentation de la fatigue musculaire suivant les cinq méthodes que nous venons de présenter.

## 3.9 Essais expérimentaux

### 3.9.1 Introduction

Dans cette partie, nous proposons quelques tests expérimentaux qui ont été réalisés avec le système d’électrostimulation couplé avec le système d’électromyographie décrit dans les chapitres précédents. Dans un premier temps, nous observerons les résultats des indices de fatigue pour une stimu-

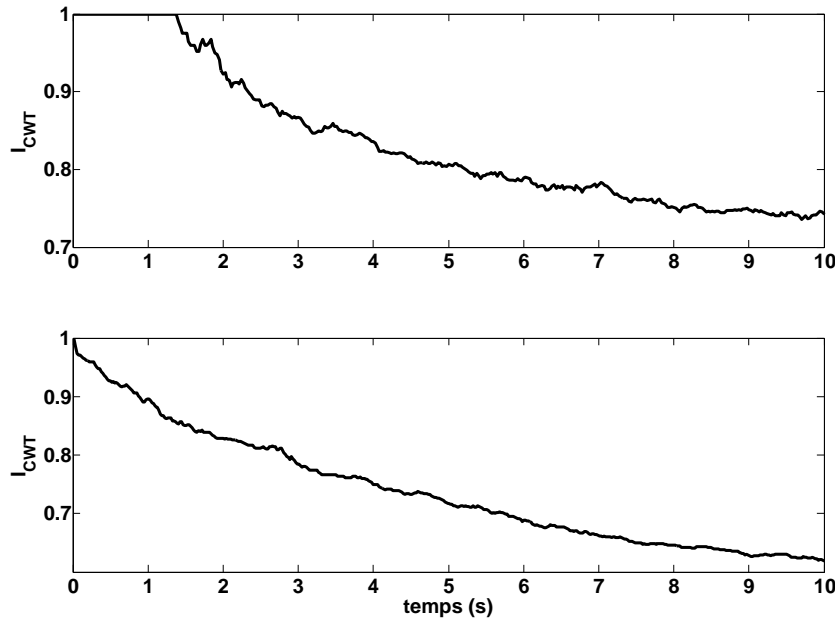


FIGURE 3.30 – Deux exemples de résultats d’indice de fatigue  $I_{CWT}$  pour deux essais expérimentaux.

lation continue, ceci montrera le comportement des indices de fatigue au cours d’une électromyostimulation et nous permettra de voir que le nouvel indice de fatigue basé sur la transformée continue en ondelette va bien dans le même sens que les indices de fatigue issus de la littérature. Nous verrons également l’évolution de la fatigue musculaire pour plusieurs stimulations électriques consécutives qui ne suit pas le même chemin. Ceci montre que le muscle ne réagit pas de la même manière à chaque électromyostimulation. Une méthode, utilisant une distance euclidienne, est présentée. Elle permet la combinaison de plusieurs indices de fatigue en un, et donc de combiner plusieurs aspects différents de la fatigue musculaire comme le nombre d’unités motrices recrutés ou la vitesse de conduction des fibres musculaires.

### 3.9.2 Évolution de la fatigue pour une contraction

La figure 3.30 montre deux indices de fatigue musculaire réalisés grâce au traitement issue de la CWT ( $I_{CWT}$ ). Pour les deux courbes, la stimulation électrique était la même avec une fréquence de stimulation de 50 Hz, une intensité de 50 mA, une durée d’impulsion de 1 ms et une forme d’onde biphasique. La durée totale de stimulation était de 10 secondes. Nous pouvons remarquer que l’indice de fatigue  $I_{CWT}$  commence à partir de 1, ce qui montre que l’onde M n’a subi aucune dilatation. Nous pouvons donc dire que le muscle n’a, pour l’instant, subi aucune fatigue musculaire. Nous faisons l’hypothèse que le muscle n’est pas fatigué lorsque la contraction commence. Ce qui n’est pas forcément vrai. Puis  $I_{CWT}$  chute vers zéro, ce qui traduit le fait que l’onde M se dilate de plus en plus au cours de la stimulation électrique. La dilatation de l’onde M est considérée comme une marque de fatigue musculaire [96, 115, 116]. l’indice de fatigue  $I_{CWT}$  traduit la même tendance que les indices

de la littérature. Il représente donc bien une indication de la fatigue musculaire. Afin de vérifier que l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  suit la même tendance que les autres indices de la littérature, il est maintenant confronté avec le calcul de quatre indices de fatigue issus de la littérature. La figure 3.31 montre pour une stimulation le résultat des cinq indices de fatigue implémentés dans notre système. La stimulation électrique était la même que précédemment et la répartition des résultats est: a)  $I_{CWT}$ , b) PTP, c) RMS, d)  $F_{mean}$ , e)  $F_{med}$ . Nous pouvons remarquer que tous les indices de fatigue suivent la même tendance, à savoir: ils partent tous d'un niveau de fatigue faible où les indices de fatigue sont proches de 1 et ils diminuent vers zéro au cours de la contraction évoquée électriquement. Cependant, la manière de diminuer est différente pour chacun des indices. En effet, chaque indice montre une caractéristique précise de l'évolution de l'onde M, que ce soit en amplitude (PTP), en surface (RMS) ou en fréquentiel ( $F_{mean}$  et  $F_{med}$ ). Il est montré dans la littérature que les paramètres de fatigue musculaire basés sur les amplitudes des ondes M comme les indices PTP et RMS seraient majoritairement dépendants du nombre d'unités motrices recruté pendant la contraction musculaire [123] d'une manière similaire, les indices de fatigue  $F_{mean}$  et  $F_{med}$  seraient très liés à la vitesse de conduction des potentiels d'action se propageant dans les fibres musculaires [124]. Il n'est donc pas étonnant de voir les indices de fatigue évoluer de manière distincte.

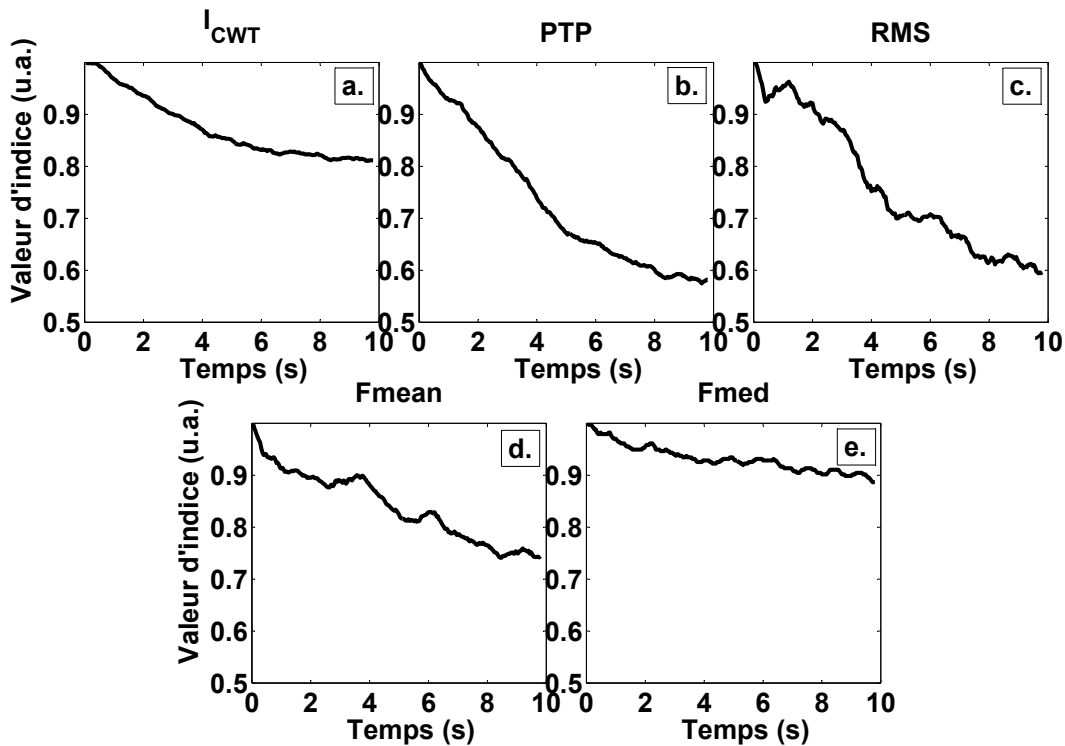


FIGURE 3.31 – Exemple d'indice de fatigue pour une stimulation: a)  $I_{CWT}$ , b) PTP, c) RMS, d)  $F_{mean}$ , e)  $F_{med}$ .

### 3.9.3 Évolution de la fatigue pour plusieurs contractions consécutives

Il est intéressant de voir l'évolution des indices de fatigue sur plusieurs contractions consécutives. La figure 3.32 en montre un exemple. Un sujet a été stimulé sur le biceps droit avec une stimulation électrique de fréquence 50 Hz, une amplitude de 50 mA, une durée d'impulsion de 1 ms et une forme d'onde biphasique. Quatre stimulations consécutives de dix secondes ont été réalisées avec un temps de repos de dix secondes entre chaque EMS. Les indices de fatigue ont été calculés pour les quatre stimulations et sont représentés de la manière suivante: a)  $I_{CWT}$ , b) PTP, c) RMS, d)  $F_{mean}$ , e)  $F_{med}$ . Nous pouvons remarquer que, prises séparément, chaque courbe d'indice de fatigue décroît, montrant ainsi que le muscle se fatigue de plus en plus pendant chacune des contractions musculaires. Nous voyons également apparaître un décalage entre les courbes d'indice de fatigue. Ce décalage vers des indices de fatigue de plus en plus faible montre que l'onde M n'arrive pas à retrouver sa forme d'origine après le temps de repos imparti. Ceci montre que le muscle est de plus en plus fatigué après chaque stimulation. Nous pourrions dire que les dix secondes de repos entre chaque stimulation ne sont pas suffisantes pour que le muscle recouvre tout son potentiel. Le

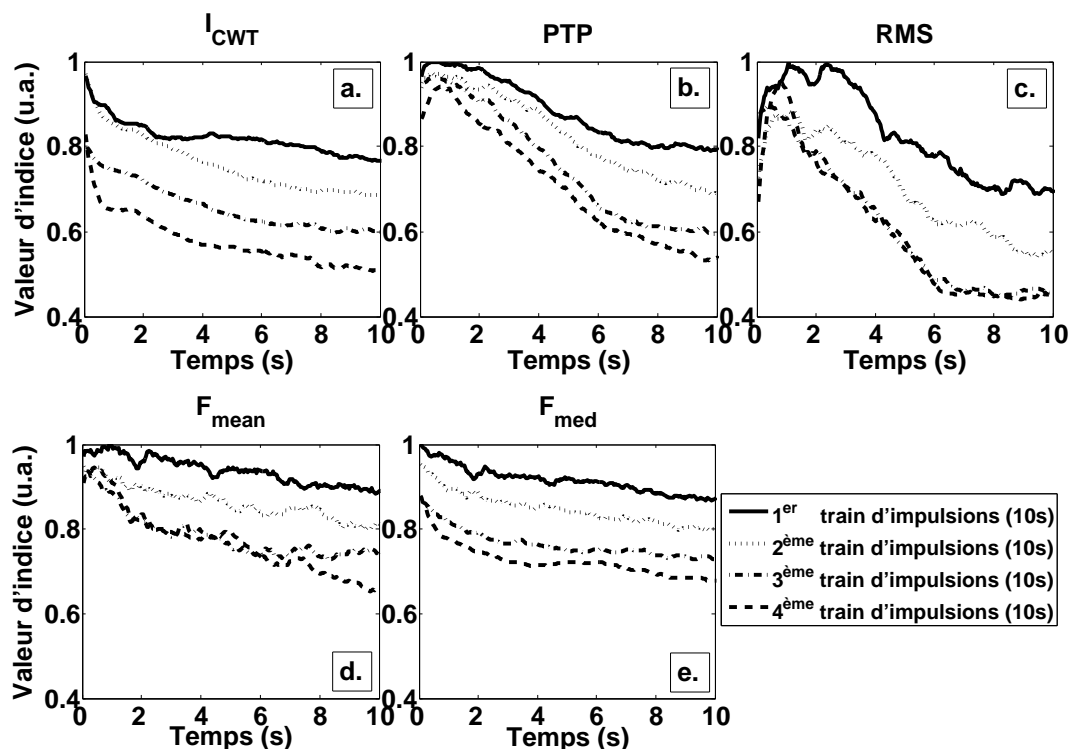


FIGURE 3.32 – Exemple d'indice de fatigue pour quatre stimulations consécutives: a)  $I_{CWT}$ , b) PTP, c) RMS, d)  $F_{mean}$ , e)  $F_{med}$ , avec une stimulation électrique de fréquence 50 Hz, une amplitude de 50 mA, une durée d'impulsion de 1 ms et une forme d'onde biphasique. Quatre stimulations de 10 s ont été réalisées avec un temps de repos de 10 s entre chaque EMS.

muscle n'a pas le temps de revenir à son état initial. C'est ce phénomène que nous voulons utiliser afin de contrôler la fatigue musculaire: laisser au muscle plus de temps de repos, par rapport à la durée des contractions musculaires, car celui-ci en a besoin pour recouvrir un état qui lui permet une contraction musculaire optimale.

### 3.9.4 Modélisation de la fatigue musculaire

Afin de caractériser le muscle stimulé, une modélisation de la fatigue musculaire est proposée dans ce paragraphe. En observant l'évolution du paramètre  $I_{CWT}$ , nous pouvons remarquer que l'évolution de l'indice  $I_{CWT}$  peut être modélisée en deux parties. La première partie correspond à une durée de plateau ( $T_p$ ) où la fatigue reste à un niveau relativement constant. La seconde partie correspond à une chute de l'indice de fatigue d'une manière exponentielle. La modélisation de l'indice de fatigue est réalisée avec la concaténation de ces deux parties. La modélisation peut donc être mise sous la forme:

$$y(t) = 1 - H(t - T_p) \left[ e^{-\frac{t-T_p}{\tau}} - 1 + SSP \right], \quad (3.24)$$

avec  $H$  la fonction de Heaviside,  $T_p$  la durée du plateau initial,  $\tau$  la constante de temps et  $SSP$

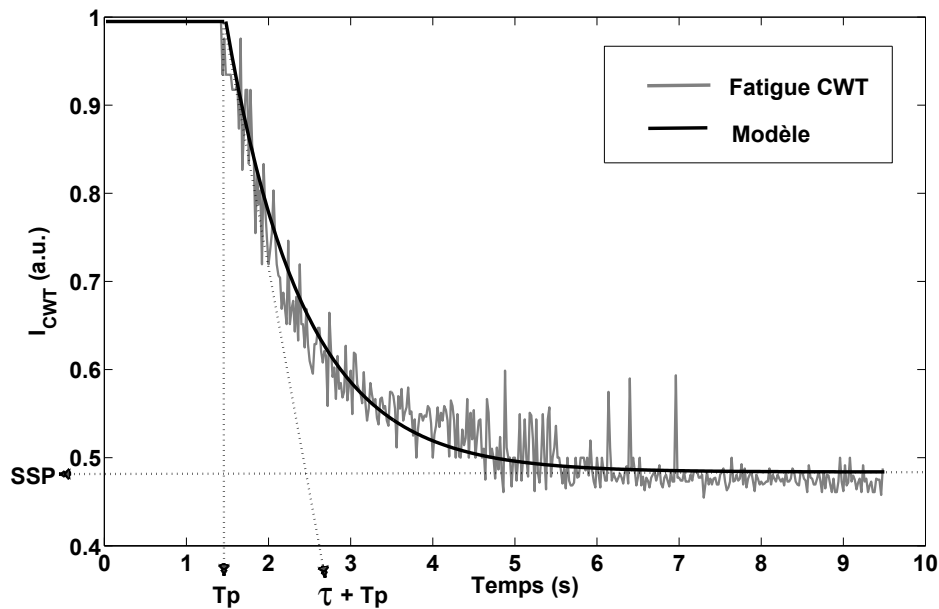


FIGURE 3.33 – Exemple de modélisation de l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  pour une stimulation électrique de fréquence 50 Hz, d'intensité 50 mA, de durée d'impulsion 1 ms, la forme d'onde est biphasique et la durée de stimulation total de 10 s. La ligne grise représente les indices de fatigue expérimentaux et la ligne noire représente son modèle. Les paramètres du modèle  $T_p$ ,  $\tau$  et  $SSP$  sont également représentés.



l'asymptote finale de la fatigue. Le dernier paramètre correspond à la valeur la plus basse que va atteindre l'indice de fatigue. Un exemple de modélisation est montré en figure 3.33 avec une stimulation électrique de fréquence 50 Hz, d'intensité 50 mA, de durée d'impulsion 1 ms, la forme d'onde est biphasique et la durée de stimulation totale de 10 s. La ligne grise correspond aux indices de fatigue  $I_{CWT}$  réalisés de manière expérimentale. C'est ce signal qui a été utilisé pour construire le modèle à partir de l'équation 3.24 qui est représenté avec la ligne noire. Les différents paramètres  $T_p$ ,  $\tau$  et SSP sont également représentés. La variation de ces paramètres en fonction du muscle ou du sujet testé pourrait être discriminatoire. Cela pourrait conduire à une extraction de nouvelles caractéristiques musculaires liées aux changements métaboliques du muscle stimulé. La figure 3.34 montre un résultat préliminaire. Elle affiche les différences qui existent entre les paramètres du modèle pour deux sujets avec des électromyostimulations différentes. Quatre stimulations ont été réalisées où seule la fréquence de stimulation évolue (de 30, 40, 50, et 60 Hz), les autres paramètres de stimulation restent fixes avec une intensité de 50 mA, une durée d'impulsion de 1 ms et une forme d'onde biphasique. Le muscle stimulé est le biceps droit d'une manière isométrique, le bras et l'avant bras formant un angle fixe de  $90^\circ$ . Les durées des contractions évoquées électriquement sont de 10 s. Les quatre stimulations ont été appliquées et les estimations de l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  ont été calculées grâce au traitement du paragraphe 3.5. Le modèle de ces évolutions d'indice de fatigue est ensuite appliqué en utilisant l'équation 3.24. Les trois paramètres  $T_p$ ,  $\tau$  et SSP sont alors extraits pour chaque

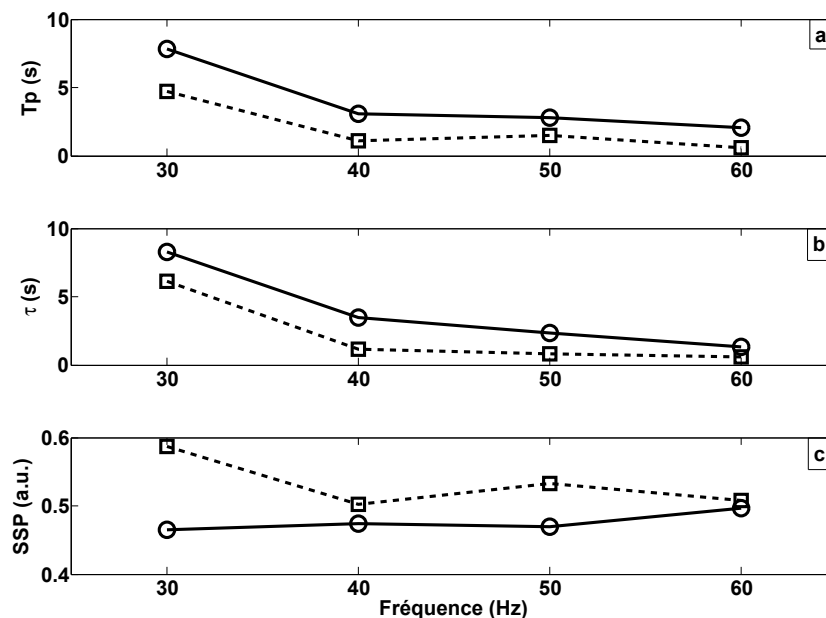


FIGURE 3.34 – Extraction des trois paramètres  $T_p$  (a),  $\tau$  (b) et SSP (c) pour deux sujets avec une fréquence de stimulation variable de 30, 40, 50 et 60Hz. Les autres paramètres de stimulation sont fixés: intensité: 50 mA, durée d'impulsion : 1 ms, forme d'onde biphasique et une durée de stimulation total de 10 s.

stimulation. Les évolutions de ces trois paramètres sont représentées sur la figure 3.34 en fonction de la fréquence de stimulation. La sous figure 3.34a représente  $T_p$ , la sous figure 3.34b représente  $\tau$  et la sous figure 3.34c représente SSP. Nous pouvons remarquer que les deux paramètres  $T_p$  et  $\tau$  ont tendance à diminuer quand la fréquence de stimulation augmente. Cela suggère que la fatigue musculaire apparaît plus rapidement pour des fréquences de stimulation élevées. Nous pouvons noter que ce comportement est retrouvé pour les autres indices de fatigue de la littérature [72], [125]. Le paramètre SSP, quant à lui, tend à rester constant pour toutes les fréquences de stimulation. Ceci pourrait amener à conclure qu'il existe une fatigue maximale que peut atteindre un muscle. Pour les deux sujets testés, nous pouvons remarquer qu'il existe des différences dans les trois paramètres. Une sorte de décalage des courbes apparaît pour tous les paramètres. Les paramètres pourraient alors être discriminants en fonction des sujets et pourraient faire apparaître des différences physiologiques entre les sujets. Par exemple, une personne pratiquant un sport à haut niveau devrait avoir des paramètres du modèle très différents d'une personne ne pratiquant aucun sport ou d'une personne atteinte d'une maladie qui affecte la contraction musculaire.

### 3.9.5 Représentation multi-axes

Il est prouvé que les indices de fatigue sont corrélés avec les caractéristiques physiologiques du muscle. c'est le cas pour les indices de fatigue PTP et RMS qui sont déterminés avec les amplitudes ou la surface des ondes M qui sont donc dépendantes des valeurs de  $V_{EMG}$ . Ces indices sont directement corrélés avec le nombre d'unités motrices recrutées pendant une contraction [123]. Une analogie similaire peut être faite avec les indices de fatigue  $F_{mean}$  et  $F_{med}$  qui sont, quant à eux, dépendants des aspects fréquentiels des ondes M. Ces deux indices seraient liés à la modification de vitesse de conduction des potentiels d'action à l'intérieur des fibres musculaires recrutées [124]. La représentation multiaxes de plusieurs indices de fatigue pourrait conduire à une quantification de la fatigue qui utiliserait plusieurs caractéristiques de l'onde M en même temps.

#### 3.9.5.1 Représentation sur 2 axes

La figure 3.35 montre un exemple de représentation 2 axes. Il s'agit d'une représentation en XY où les X sont les indices communs de la littérature (PTP, RMS,  $F_{mean}$  et  $F_{med}$ ) et les Y sont les indices de fatigue  $I_{CWT}$ . Cette représentation montre certaines différences entre le couplage des indices. Nous pouvons remarquer que les points de la première stimulation sont plus groupés que les points de la quatrième stimulation. Ce qui signifie que la variation de la fatigue musculaire augmenterait au fur et à mesure que le nombre de contraction augmente. De plus la fatigue de la première stimulation est plus proche de la coordonnée d'un muscle non fatigué [1 1] alors que les points s'éloignent de plus en plus de cette coordonnée pour les autres stimulations. Ceci montre que le muscle est de plus en plus fatigué au cours des stimulations. Le temps de repos appliqué (10 s) ne serait pas suffisant pour que le muscle récupère ses capacités optimales. Nous pouvons voir sur les courbes c et d, de

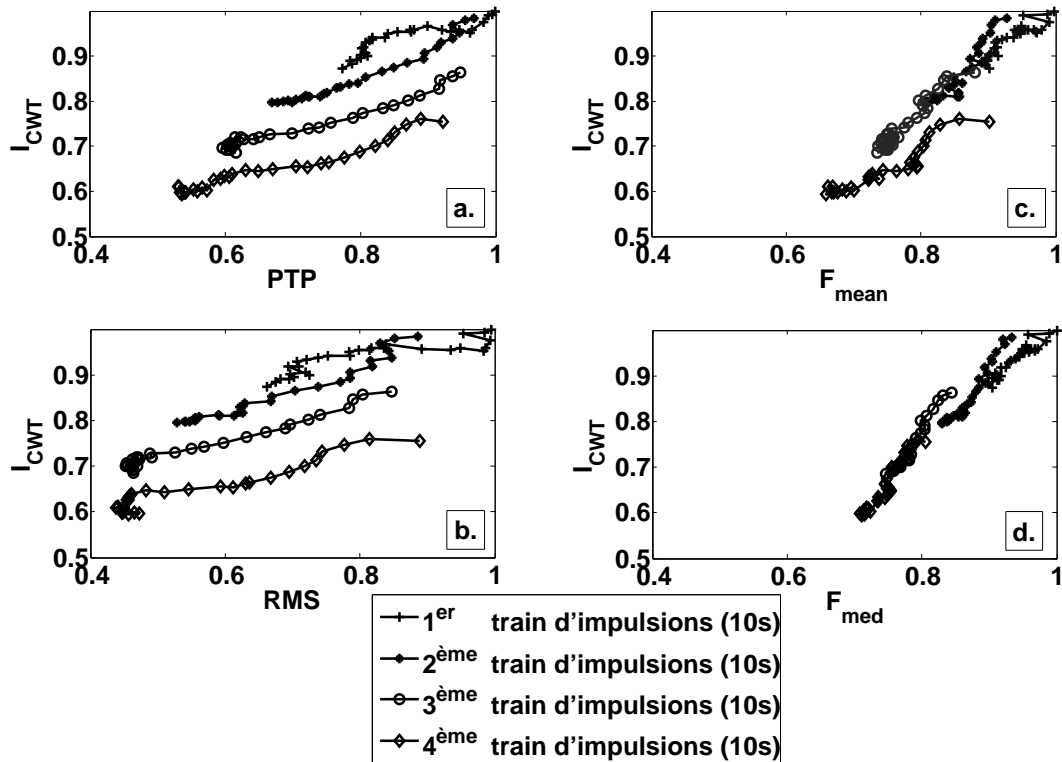


FIGURE 3.35 – Exemple de représentation 2 axes avec: a)  $I_{CWT}$  et PTP, b)  $I_{CWT}$  et RMS, c)  $I_{CWT}$  et  $F_{mean}$ , d)  $I_{CWT}$  et  $F_{med}$ .

la figure 3.35, les couplages entre l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  qui est dépendant de la forme d'onde et des indices de fatigue basés sur l'aspect fréquentiel de l'onde M,  $F_{mean}$  et  $F_{med}$ . Nous pouvons voir qu'il y a une relation linéaire sur les deux courbes. Elle montre donc qu'il existe une relation directe entre la forme d'onde et la vitesse de conduction des potentiels d'action dans les fibres musculaires puisque les vitesses de conduction sont corrélés avec  $F_{mean}$  et  $F_{med}$  [124]. D'une manière similaire, nous voyons qu'il apparaît un décalage des indices entre les différentes stimulations pour les courbes a et b. Ces courbes représentent le couplage entre l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  qui est dépendant de la forme d'onde et les indices PTP et RMS qui sont dépendants des valeurs en amplitude des ondes M. Comme nous savons que PTP et RMS sont les indices liés aux nombres de fibres musculaires recrutées pendant la contraction [123], nous pouvons dire qu'il n'y a pas de relation directe entre la dilatation de l'onde M et le nombre d'unités motrices recrutées.

En utilisant deux indices de fatigue simultanément au lieu d'un seul, nous renforçons la caractérisation des indices de fatigue en prenant en compte plusieurs informations physiologiques comme l'amplitude, la dilatation ou les fréquences des ondes M. Nous pourrions étendre ce raisonnement en ajoutant une dimension supplémentaire.

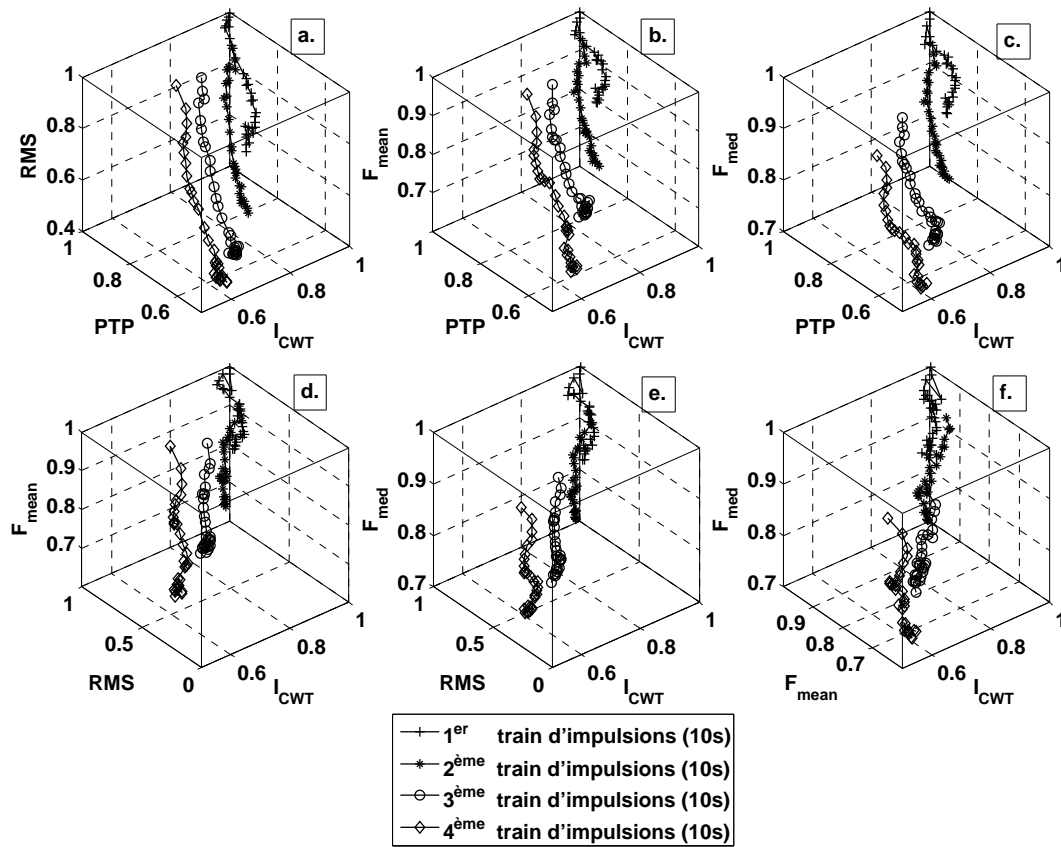


FIGURE 3.36 – Exemple de représentation 3 axes avec: a)  $I_{CWT}$  et PTP et RMS, b)  $I_{CWT}$  et PTP et  $F_{mean}$ , c)  $I_{CWT}$  et PTP et  $F_{med}$ , d)  $I_{CWT}$  et RMS et  $F_{mean}$ , e)  $I_{CWT}$  et RMS et  $F_{med}$ , f)  $I_{CWT}$  et  $F_{mean}$  et  $F_{med}$ .

### 3.9.5.2 Représentation sur 3 axes

Les graphiques de la figure 3.36 correspondent à une représentation en trois dimensions avec un indice de fatigue par axe. Prendre une dimension de plus par rapport à la représentation 2 axes précédente permet de prendre en compte une caractéristique physiologique supplémentaire. Nous pouvons voir sur les graphiques que les indices de fatigue des stimulations empruntent différents chemins. Par exemple, les courbes en b prennent en compte le nombre d'unités motrices recrutées (indice PTP), la vitesse de conduction dans les fibres musculaires (indice  $F_{mean}$ ) et la dilatation de l'onde M ( $I_{CWT}$ ).

### 3.9.5.3 Distance Euclidienne

La représentation 3D est utile pour visualiser les changements de plusieurs indices de fatigue en même temps mais elle ne nous donne pas un indicateur quantitatif de ces changements. De plus, quand le nombre de dimension est supérieur à 3, leurs visualisations deviennent difficiles. Nous

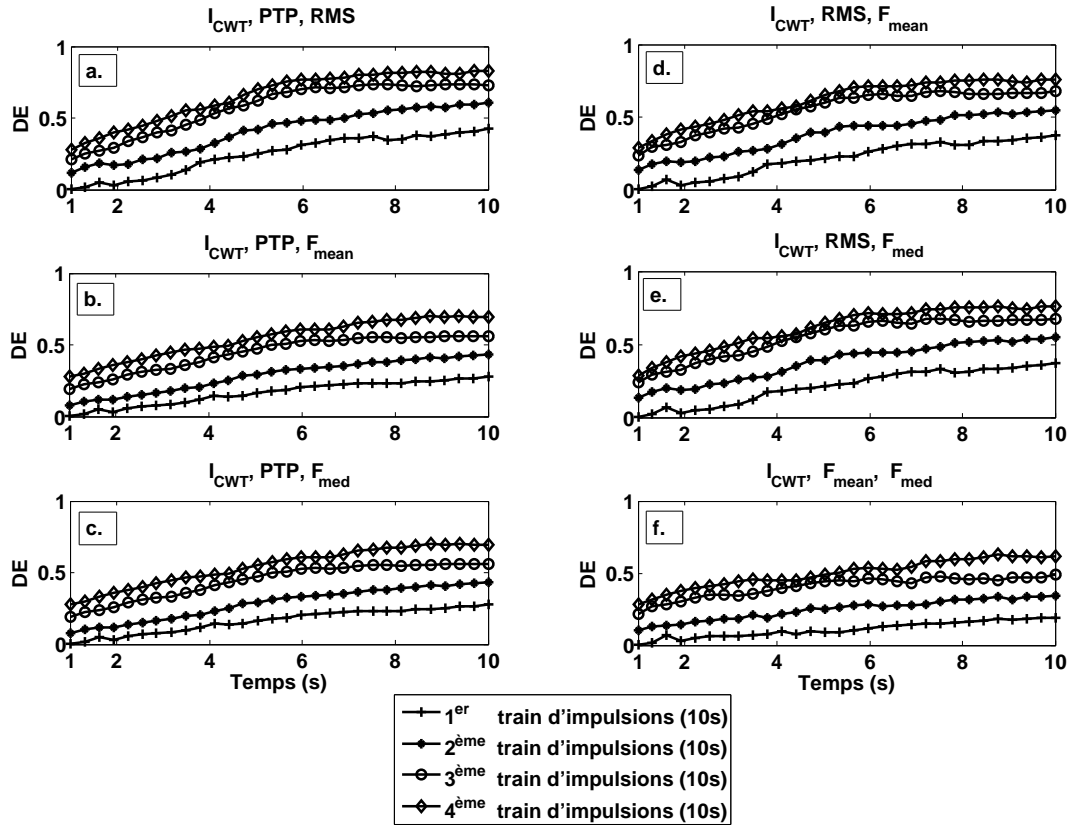


FIGURE 3.37 – Exemple d'une distance Euclidienne ( $DE$ ) pour différentes combinaisons d'indices de fatigue: a)  $I_{CWT}$  et PTP et RMS, b)  $I_{CWT}$  et PTP et  $F_{mean}$ , c)  $I_{CWT}$  et PTP et  $F_{med}$ , d)  $I_{CWT}$  et RMS et  $F_{mean}$ , e)  $I_{CWT}$  et RMS et  $F_{med}$ , f)  $I_{CWT}$  et  $F_{mean}$  et  $F_{med}$ .

avons donc choisi de calculer une distance Euclidienne ( $DE$ ) comme indice de fatigue couplant plusieurs autres indices. La  $DE$  est calculée entre les coordonnées des indices de fatigue courants et les coordonnées qui désignent un muscle non fatigué. Cette coordonnée est égale 1 pour chaque dimension car nous avons normalisé les indices de fatigue entre 0 et 1 ou 1 est la valeur d'un muscle non fatigué. La distance Euclidienne est calculée comme suit:

$$ED(x) = \sqrt{\sum_{n=1}^N (1 - F_n(x))^2}, \quad (3.25)$$

où  $N$  est le nombre de dimension et  $F_i$  sont les indices de fatigue choisis en fonction des dimensions. Pour une représentation 3D, 3 indices de fatigue sont choisis, donc, nous obtenons,

$$DE(x) = \sqrt{[1 - F_1(x)]^2 + [1 - F_2(x)]^2 + [1 - F_3(x)]^2}, \quad (3.26)$$

Où  $F_1(x)$ ,  $F_2(x)$  et  $F_3(x)$  sont les trois types d'indices de fatigue (parmi  $I_{CWT}$ , PTP, RMS,  $F_{mean}$  et

$F_{med}$ ). Un exemple est affiché à la figure 3.37.

Comme  $DE$  dépend de trois indices de fatigue, il représente trois paramètres physiologiques d'un muscle. Si nous considérons le graphique b de la figure 3.37,  $DE$  est dépendant de la forme de l'onde M ( $I_{CWT}$ ), de l'amplitude de l'onde M (PTP) et des fréquences de l'onde M ( $F_{mean}$ ).

Les indices de fatigue que nous avons utilisés sont normalisés entre 0 et 1. En accord avec l'équation 3.25, la longueur maximale de  $DE$  dépend du nombre de dimensions choisi. La longueur maximale de  $DE$  s'obtient pour  $F_n(x) = 0$ . Donc

$$DE(max) = \sqrt{\sum_{n=1}^N (1 - 0)^2}, \tag{3.27}$$

soit

$$DE(max) = \sqrt{N}. \tag{3.28}$$

En conséquence, l'équation de normalisation de  $DE$  est

$$nDE(i) = 1 - \frac{DE(i)}{DE_{max}}. \tag{3.29}$$

La normalisation maintient le résultat entre 0 et 1 peu importe le nombre de dimension utilisée et conserve la même tendance que les autres indices de fatigue à savoir la diminution pendant la

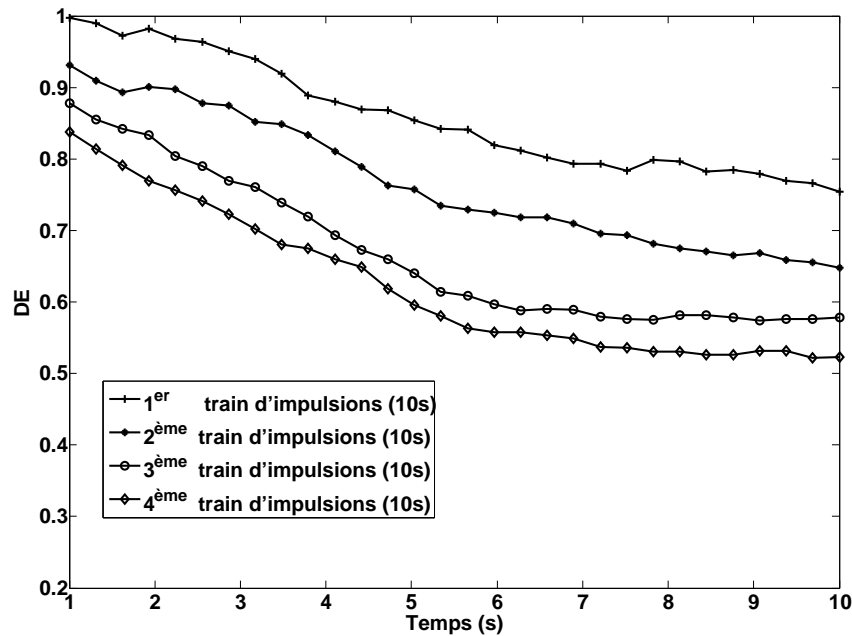


FIGURE 3.38 – Exemple d'une distance Euclidienne normalisée ( $nDE$ ) correspondant au graphique a de la figure 3.37 utilisant trois indices de fatigue ( $I_{CWT}$ , PTP et RMS) pour quatre stimulations consécutives.

stimulation. Un exemple de  $nDE$  correspondant au graphique a de la figure 3.37 avec  $I_{CWT}$ , PTP et RMS) pour quatre contractions consécutives est représenté à la figure 3.38.

### 3.10 Conclusion

Nous avons vu, dans ce chapitre, une présentation de quatre indices de fatigue de la littérature couramment utilisés. Les indices PTP et RMS sont deux indices basés sur les valeurs en amplitude des ondes M. Comme l'amplitude des ondes M tend à chuter durant une EMS [72, 103, 111–114], ces indices diminuent au cours d'une stimulation. Les indices de fatigue  $F_{\text{mean}}$  et  $F_{\text{med}}$  sont des indices basés sur l'aspect fréquentiel des ondes M. Il a été démontré que les ondes M avaient tendance à se dilater temporellement pendant une EMS [96, 115, 116] ce qui a pour effet de décaler les fréquences de la transformée de Fourier vers les basses fréquences. Ces deux indices ont donc aussi tendance à diminuer durant l'EMS. L'indice de fatigue que nous proposons est basé sur la transformée continue en ondelette. Ceci nous permet d'avoir une étude basée sur la forme d'onde des ondes M. Cet algorithme est utilisé pour estimer la dilatation subie par l'onde M au cours d'une stimulation. Comme l'onde M s'étend temporellement pendant une EMS [115], la dilatation augmente durant l'exercice. Afin de conserver la même tendance que pour les indices de fatigue de la littérature, l'estimation de la dilatation est inversée pour trouver le nouvelle indice de fatigue  $I_{CWT}$ . Deux études comparatives ont été réalisées pour quantifier l'influence du bruit et de la troncature entre les indices de fatigue. Elles ont montré que l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  était plus robuste face à ces deux perturbations habituellement courantes dans les signaux EMG. Nous avons exposé des exemples d'utilisation du système d'électromyostimulation couplé avec le système d'analyse d'électromyogramme. Nous avons pu voir l'évolution des différents indices de fatigue ( $I_{CWT}$ , PTP, RMS,  $F_{\text{mean}}$  et  $F_{\text{med}}$ ) au cours de stimulations électriques uniques ou consécutives. Ces résultats montrent que la fatigue musculaire est de plus en plus présente dans un muscle qui subit une électromyostimulation et que cette fatigue n'évolue pas de manière fixe sur plusieurs contractions musculaires. Une modélisation de l'indice de fatigue basé sur les ondelettes  $I_{CWT}$  est présentée. Elle pourrait permettre une différenciation du muscle ou du sujet testé grâce à l'extraction de différents paramètres variables du modèle. Une représentation de la combinaison de plusieurs indices de fatigue en un est présentée en utilisant une distance euclidienne. Cette combinaison permet de prendre en compte plusieurs aspects de la modification des ondes M au cours du temps comme les amplitudes, les fréquences ou les formes d'onde. Ceci permet de regrouper plusieurs caractéristiques physiologiques dans un seul indice de fatigue comme le nombre d'unités motrices recrutées ou la vitesse de conduction dans les fibres musculaires par exemple. Le chapitre suivant montre des études expérimentales utilisant le système d'électromyostimulation couplé avec l'analyse des électromyogrammes pour estimer la fatigue musculaire afin d'asservir la stimulation électrique durant des sessions de rééducation. Cette régulation permet à l'électromyostimulation de prendre en compte une information sur la réponse physiologique du muscle à la contraction afin que l'électromyostimulation soit adaptée au niveau

de fatigue musculaire courant. Plusieurs techniques de contrôle ont été implémentées. Enfin, une méthode de bio-impédancemétrie est introduite afin d'estimer la force musculaire développée pendant les contractions. Cette estimation de force pourrait être utilisée dans les différentes méthodes de contrôle en plus de l'estimation de la fatigue musculaire afin que l'électrostimulation prenne en compte la fatigue musculaire et la force développée.





# Chapitre 4

## Contrôle de la fatigue musculaire

### 4.1 Introduction

Habituellement, les systèmes d'électrostimulation et les systèmes d'analyse des EMG sont séparés. Durant la rééducation musculaire d'un patient, les impulsions provoquées par l'électrostimulation suivent un schéma prédéfini ou sont modifiées par un praticien. Les paramètres de stimulation sont donc habituellement constants. Sur le diagramme de la figure 4.1, nous sommes dans la configuration a. Le seul lien possible entre le muscle et le réglage des paramètres de stimulation est le ressenti subjectif de la personne stimulée. Un ressenti pouvant être altéré par la douleur, la fatigue ou encore la motivation. Il arrive même, dans certains cas, où le sujet n'a plus de sensations du membre stimulé. C'est le cas pour les paraplégiques par exemple. Cette fois-ci, avec un système conventionnel, le lien entre le muscle et les paramètres de stimulation est impossible. Le défaut majeur de ce type

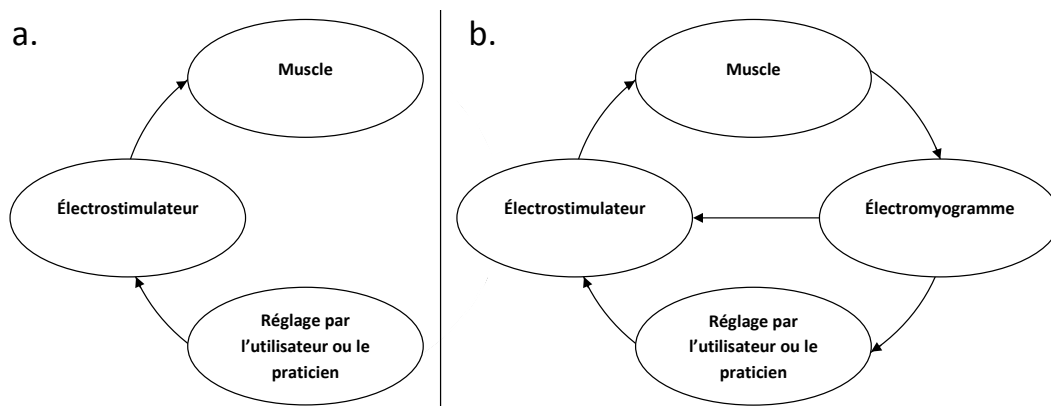


FIGURE 4.1 – a) Diagramme général d'une électrostimulation classique. b) Diagramme du système d'électrostimulation couplé à un électromyogramme.

de séance de renforcement musculaire, où il n'existe pas de biofeedback entre le muscle et le stimulateur, est qu'elle ne prend pas en compte l'état physiologique du muscle en temps réel et donc empêche les défenses du corps de se mettre en place. Naturellement, si un muscle est trop fatigué lors d'un effort, le corps interdit ou ralentit la contraction de ce muscle. Ceci évite un endommagement des tissus musculaires. Nous avons vu dans les chapitres précédents que notre système était capable d'analyser la fatigue musculaire durant une séance d'électrostimulation à partir de l'EMG recueilli sur le muscle stimulé. Cet indice de fatigue est une information permettant de connaître le niveau de fatigue musculaire en temps réel du muscle stimulé pendant un effort. Cette section a pour but d'utiliser l'indice de la fatigue musculaire afin de modifier les paramètres de stimulation. Ainsi, une information sur l'état physiologique réel du muscle est prise en compte lors de la détermination des nouveaux paramètres de stimulation. Nous nous retrouvons dans la configuration b de la figure 4.1. Utiliser une chaîne de biofeedback pour obtenir la fatigue musculaire a donc un intérêt de protection du muscle, mais ce n'est pas le seul. Un second intérêt est d'obtenir une amélioration de la rééducation pendant les stimulations électriques en prenant en compte la réponse musculaire à ces contractions. L'amélioration des stimulations à la fatigue musculaire pourrait réduire le temps ou le nombre de séances d'électrostimulation pour une rééducation et donc raccourcir la durée totale de la rééducation et ainsi d'en réduire le coût.

Les paramètres susceptibles d'être modifiés sont multiples. Il peut s'agir de l'amplitude, la fréquence de stimulation, la forme d'onde, la durée de l'impulsion ou la durée de la stimulation (du train d'impulsion). Pour les études que nous avons réalisées, nous avons choisi d'intervenir sur la durée de la contraction. La raison de ce choix se base sur le fait que la modification des autres paramètres pourrait altérer la contraction musculaire dans le sens où le courant circulant à l'intérieur du muscle pourrait suivre un chemin différent et donc recruter des fibres musculaires plus ou moins nombreuses et différentes. Par exemple, si le contrôle de la stimulation était réalisé avec l'amplitude des courants des impulsions de stimulation, la pénétration du courant dans le muscle serait d'autant plus importante que l'amplitude du courant est grande. De plus, la modification de paramètre comme l'amplitude, la fréquence, la forme d'onde et la durée d'une impulsion s'avère plutôt désagréable pour le sujet qui subit l'électromyostimulation. En jouant sur le paramètre de la durée de chaque stimulation (de chaque contraction musculaire), nous évitons aux sujets d'avoir une contraction faible ou modérée directement suivie d'une contraction puissante. La courbe de la figure 4.2 représente un exemple d'indice de fatigue  $I_{CWT}$  (trait continu) et ses valeurs moyennes par horizon de 1 seconde (traits discontinus) d'une électromyostimulation de 10 s avec comme paramètre : une forme d'onde biphasique, une amplitude de 40 mA, une fréquence de 50 Hz et une largeur d'impulsion d'1 ms. Nous pouvons voir que plus la stimulation est longue, plus la fatigue est grande. Ceci signifie que plus la stimulation dure longtemps, plus la dérive de la fatigue musculaire sera grande. En réduisant la durée de la stimulation, ce gradient de fatigue sera plus faible. Un muscle stimulé moins longtemps se fatigue moins.

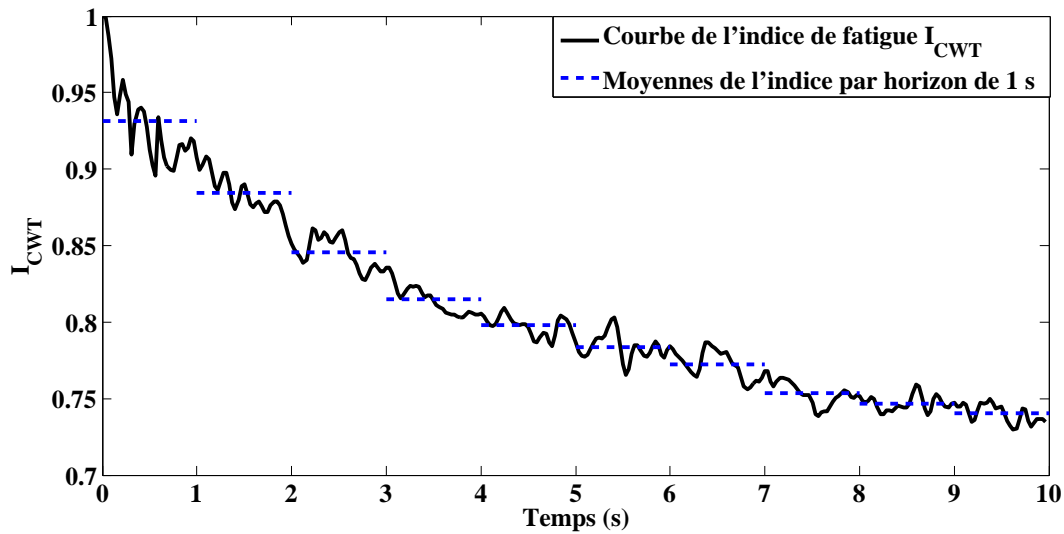


FIGURE 4.2 – Indice de fatigue  $I_{CWT}$  (trait continu) et ses valeurs moyennes par pas de 1 seconde (traits discontinus) d'une électrostimulation de 10 s avec comme paramètre : une forme d'onde biphasique, une amplitude de 40 mA, une fréquence de 50 Hz et une largeur d'impulsion d'1 ms.

## 4.2 Méthode de contrôle

Nous avons choisi d'utiliser les indices de fatigue afin d'asservir la durée totale de chaque contraction. Généralement dans les systèmes d'électrostimulation classiques, la durée de chaque contraction est fixée à un temps de quelques secondes (habituellement 6 secondes). Notre contrôle a donc pour but d'adapter la durée de chaque contraction en fonction du niveau de fatigue du muscle stimulé. Si le muscle n'est pas fatigué, l'indice de fatigue normalisé est proche de 1, alors la durée de contraction peut rester grande puisque le muscle n'est pas assujéti à la fatigue. Plus le muscle se fatigue, plus l'indice de fatigue chute vers des valeurs de plus en plus basses. Dans ce cas, la durée du train d'impulsion de stimulation doit s'adapter. Plus le muscle est assujéti à la fatigue musculaire plus la durée de la contraction doit être courte. Les difficultés d'effectuer un contrôle sur une électrostimulation sont multiples. Pour qu'une séance d'électrostimulation (ayant pour but la rééducation musculaire) soit efficace, le muscle doit se contracter. Ceci induit obligatoirement une fatigue musculaire. Le contrôle va alors réagir afin de diminuer la stimulation du muscle puisque ce dernier se fatigue. Si la stimulation due à une loi de commande (contrôle) diminue trop fortement, le muscle ne se contractera plus suffisamment pour effectuer correctement sa rééducation. Si la stimulation (contrôle) ne diminue pas assez la stimulation, le muscle risque de subir des dommages à cause de contractions trop puissantes ou trop longues. L'enjeu du contrôle est donc de déterminer quelle sera la nouvelle durée de chaque contraction musculaire en utilisant les indices de fatigue de la ou des stimulations précédentes.

Trois types de contrôle ont été implémentés dans notre système. Le premier est basé sur une com-

mande par retour d'états. Le second est une détermination d'une commande par un régulateur proportionnel et le dernier se base sur une technique de logique floue. La première méthode utilise une identification du système (la fatigue musculaire) par un modèle ARX (autoregressive exogenous model) qui représente la fatigue du muscle afin de prendre en compte le fait que la réponse de notre système (le muscle) aux stimulations électriques varie au cours de la session d'électromyostimulation. Le système est donc modélisé en temps réel.

### 4.3 Identification des indices de fatigue

Afin d'appliquer notre contrôle en utilisant les indices de fatigue des stimulations précédentes, nous devons connaître le modèle du système qui existe entre la commande de l'électromyostimulateur (la durée de la contraction musculaire) et le capteur de fatigue qui est utilisé (l'indice de fatigue musculaire). Or, ce modèle n'est pas figé dans le temps. Effectuer un contrôle sur un système biologique comme la contraction d'un muscle sous électrostimulation est assez difficile. En effet, un milieu biologique comme le muscle soumis à une électrostimulation ne réagit pas comme un système classique dans le sens où la réaction du muscle à une stimulation constante va évoluer au cours de la contraction [126]. Dans ce contexte, il est plus difficile d'établir un modèle du processus puisque ce dernier est modifié au cours du temps. Dans un système classique, par exemple la commande de la vitesse d'un moteur, le système n'est pas modifié au cours du temps et peut donc être modélisé. Les paramètres du modèle sont fixes et ne dépendent pas du temps. Considérant que la vitesse du moteur est proportionnelle à la tension de commande du moteur alors le processus peut être modélisé par une droite

$$vitesse(t) = k \cdot tension(t) + b, \quad (4.1)$$

où  $k$  est le coefficient de proportionnalité et  $b$  l'ordonnée à l'origine. Ces deux variables sont alors des constantes. Un processus comme la fatigue estimée pendant une contraction musculaire sous électrostimulation ne peut être facilement modélisé puisqu'il évolue au cours du temps. Appliqué à l'exemple précédant, il faut considérer que les variables  $k$  et  $b$  ne sont plus constantes et sont non prédictibles. Il convient donc de faire une modélisation en temps réel afin d'approcher au mieux le système. Dans notre cas, le modèle du système varie en fonction du muscle qui subit l'électromyostimulation (et donc du sujet). Il varie également pendant la session d'électrostimulation. Nous avons pu observer ce phénomène à la section 3.9.3 sur la figure 3.32 où nous voyons que les indices de fatigue recueillis sur plusieurs électromyostimulations successives sur un même muscle avec exactement les mêmes paramètres de stimulation mais espacées de dix secondes n'évoluaient pas de la même manière. Ce qui montre la non-stationnarité du système que nous observons. Nous pensons donc qu'il est préférable que le système soit modélisé en temps réel avec les informations dont nous disposons, à savoir: une information sur les commandes précédentes (les durées des contractions musculaires) et une information sur la fatigue musculaire (les indices de la fatigue musculaire). Le

but de cette modélisation est de déterminer quelles sont les tendances de la fatigue musculaire au cours d'une contraction. Si le muscle est de plus en plus fatigué, alors les indices de fatigue chuteront et seront de plus en plus proche de zéro. Si le muscle est de moins en moins fatigué, alors les indices de fatigue augmenteront pour s'approcher de 1. Identifier la courbe des indices de fatigue nous permettrait donc de savoir si le muscle s'est fatigué ou s'il s'est plus reposé par rapport aux contractions précédentes et aussi d'obtenir une information sur la rapidité de l'évolution de la fatigue musculaire. La figure 4.3 montre ces deux tendances. Sur la partie décroissante de la courbe, le muscle se fatigue et l'indice de fatigue devient de plus en plus faible. Sur la partie croissante de la courbe, le muscle se repose et l'indice de fatigue tend à retrouver sa valeur d'origine (égale à 1).

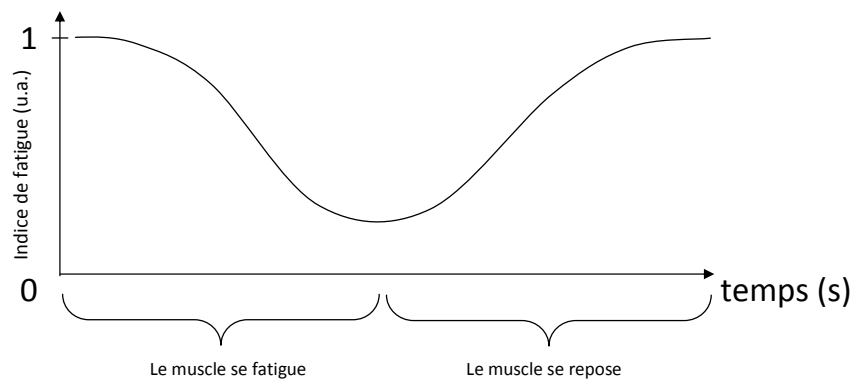


FIGURE 4.3 – Représentation arbitraire des indices de fatigue pour un muscle qui se fatigue de plus en plus (partie décroissante à gauche) et pour un muscle qui se repose (partie croissante à droite).

L'identification de la courbe d'indice de fatigue est faite grâce à un modèle ARX (AutoRegressive eXogenous) [127] sur un horizon de points des valeurs précédentes des indices de fatigue appelées  $y(k)$  et des contrôles appelés  $u(k)$  qui ont été appliqués. Le modèle du système que nous recherchons est représenté à la figure 4.4.

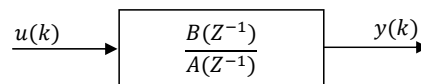


FIGURE 4.4 – Modèle du système.

Ce modèle est discret car nous prenons une information de fatigue et une information de commande par contraction musculaire. A partir de ce modèle, nous pouvons donc écrire l'équation qui en découle:

$$A(Z^{-1}) \cdot Y(Z) = B(Z^{-1}) \cdot U(Z) \tag{4.2}$$

Nous avons choisi de modéliser la fatigue musculaire par un premier ordre. En effet, les résultats des estimations de la fatigue musculaire ressemblent à une forme en exponentielle décroissante (cf.

figure 3.33). Ceci justifie le fait d'identifier les indices de fatigue  $I_{CWT}$  par une équation du premier ordre. Nous avons également tenté une identification d'ordre deux qui a donné de mauvais résultat. Ce qui a renforcé le choix d'utiliser une identification du premier ordre. Les résultats des identifications sont ensuite utilisés pour définir les nouveaux contrôles à appliquer.

***identification du modèle du 1<sup>er</sup> ordre***

Posons  $A(Z^{-1}) = 1 - aZ^{-1}$  et  $B(Z^{-1}) = bZ^{-1}$ . L'équation est de telle sorte que

$$(1 - aZ^{-1}) \cdot Y(Z) = bZ^{-1} \cdot U(Z). \quad (4.3)$$

Soit

$$y(k+1) = a \cdot y(k) + b \cdot u(k), \quad (4.4)$$

où  $k = kT_e$  avec  $T_e$  la période d'échantillonnage. Nous recherchons les deux variables  $a$  et  $b$  qui permettent de modéliser le système en temps réel. Comme nous voulons identifier le modèle en temps réel, nous utilisons la méthode des moindres carrés simples qui donne un résultat instantané (non itérative) et d'une précision acceptable. Pour ce faire, nous écrivons les équations précédant sous forme matricielle pour l'horizon  $n$ . Nous obtenons:

$$\begin{bmatrix} y(k - (n - 1)) \\ y(k - (n - 2)) \\ \cdot \\ \cdot \\ y(k - 1) \\ y(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y(k - n) & u(k - n) \\ y(k - (n - 1)) & u(k - (n - 1)) \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ y(k - 2) & u(k - 2) \\ y(k - 1) & u(k - 1) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix}; \quad (4.5)$$

Qui peut être mis sous la forme

$$F = G \cdot H. \quad (4.6)$$

Nous cherchons à identifier le vecteur de paramètres  $H$ . Nous utilisons la méthode des moindres carrés simples qui minimise l'erreur quadratique entre les mesures et le modèle paramétrique défini. Le résultat de la minimisation de l'équation 4.6 par rapport à  $H$  donne

$$H = (G^T G)^{-1} G^T F \quad (4.7)$$

avec  $(G^T G)^{-1} G^T$  la pseudo inverse de  $G$  car cette matrice n'est pas forcément carrée.

L'horizon  $n$  d'électromyostimulation pris en compte peut être choisi avec un minimum de 3 pour l'identification du premier ordre. Grâce aux identifications de  $a$  et  $b$ , il est possible de prédire la valeur de l'indice à  $k + 1$  en utilisant l'équation 4.4. Un exemple de prédiction réalisée est illustré à la figure 4.6. Une courbe de fatigue arbitraire a été créé sur la figure 4.5 montrant un muscle qui se fatigue (la partie décroissante) et un muscle qui retrouve sa condition initiale (la partie croissante) suivant la même forme que la figure 4.3. L'horizon choisi pour l'identification du modèle est de

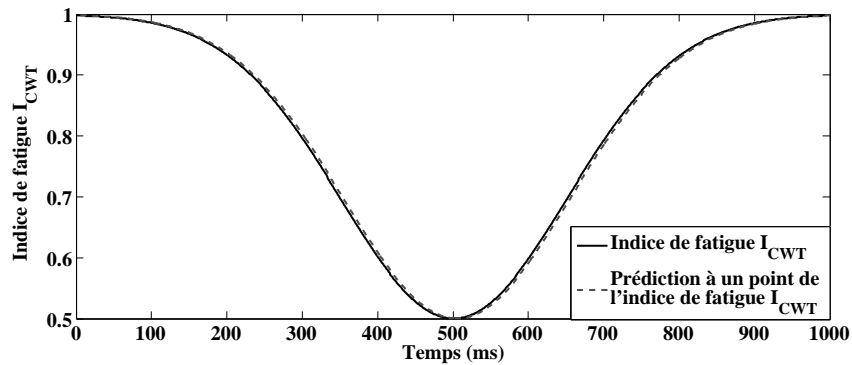


FIGURE 4.5 – Prédictions réalisées grâce à l’identification du premier ordre (ligne discontinue noire) sur une courbe de fatigue arbitraire (ligne noire).

TABLE 4.1 – Valeurs des différents paramètres de l’identification.

temps	100	200	300	400	500	600	700	800	900
Identification du premier ordre									
a(t)	1.015	1.010	1.004	0.994	2.111	1.005	0.996	0.990	0.985
b(t)	-0.015	-0.010	-0.005	0.002	-0.556	-0.002	0.005	0.010	0.015
ep	-0.001	-0.004	-0.007	-0.007	0.0002	0.007	0.007	0.004	0.001

$n = 5$ . Grâce aux identifications, la prédiction des indices de fatigue a été réalisée et affichée sur la courbe discontinue. Nous voyons que les courbes sont quasi superposées. Ceci montre la bonne prédiction du système. L’erreur quadratique moyenne a été calculée pour la prédiction par rapport à la valeur de la courbe d’indice de fatigue tel que

$$e = \frac{1}{l} \sqrt{\sum_{j=1}^l (I_{CWT}(j) - p(j))^2}, \quad (4.8)$$

où  $l$  est le nombre de points de la courbe et  $p$  est la courbe prédite. Entre la fatigue et la prédiction de la fatigue par une équation du premier ordre  $p$ , l’erreur  $e$  est de  $3.7 \cdot 10^{-3}$ . Ceci montre le faible taux d’erreur de la prédiction pour cette allure de courbe de fatigue. Le tableau 4.1 nous donne plusieurs identifications du premier ordre correspondant à la figure 4.5 pour 9 différentes positions sur la courbe. Nous constatons que les valeurs des paramètres ( $a$  et  $b$ ) évoluent. Comme le modèle du système dépend de ces paramètres, le modèle évolue en fonction de l’identification qui est effectuée grâce aux indices de fatigue et des commandes précédentes. Nous pouvons également voir que les erreurs de prédictions (à un point)  $ep$ , entre les prédictions est la courbe d’origine, sont assez faible.

La figure 4.6 (à gauche) représente un exemple d’identifications et de prédictions appliquées sur des indices de fatigue recueillis expérimentalement. La courbe en trait plein représente les indices de fatigue obtenus à la fin de chaque contraction d’une série de 21 électromyostimulations biphasiques de 50 Hz, 50 mA de durée de contraction constante de 6 s. Comme le muscle est stimulé de ma-



TABLE 4.2 – Valeurs des différents paramètres de l'identification.

N°	1	5	10	15	20
Identification du premier ordre					
a(t)	0.995	1.218	0.915	0.638	0.897
b(t)	-0.001	-0.190	0.068	0.291	0.079
ep	-0.0518	-0.0183	-0.0197	-0.0013	-0.0106

nière constante, il tend à se fatiguer de plus en plus. Les indices de fatigue ont été calculés grâce à l'algorithme  $I_{CWT}$  et ont été normalisés par rapport à la valeur du premier indice trouvé:

$$nI_{CWT}(k) = \frac{I_{CWT}(k)}{I_{CWT}(1)}, \quad (4.9)$$

où  $k = kT_e$  est le numéro de la contraction. Sur le même graphique, la courbe prédictive issue de l'identification du premier ordre est tracée. Nous remarquons que les courbes sont assez proches. L'erreur calculée grâce à l'équation 4.8 est de  $e = 188 \cdot 10^{-3}$ . Ces faibles erreurs montrent que les prédictions réalisées (à un point) sont précises. La figure 4.6 à droite trace les prédictions lorsque l'identification n'est faite qu'une seule fois sur la courbe et non plus pour chaque nouvelle stimulation. Sur cette figure, l'identification a été réalisée à la stimulation N°10. Les paramètres trouvés lors de l'identification ont été utilisés pour faire la prédiction grâce à l'équation 4.4. Nous pouvons voir que si l'identification n'est pas mise à jour en temps réel, le modèle paramétrique que nous utilisons n'est pas le bon. Un contrôle calculé sur un système mal modélisé sera donc faux. Quelques valeurs des paramètres d'identification sont montrées dans la tableau 4.2.

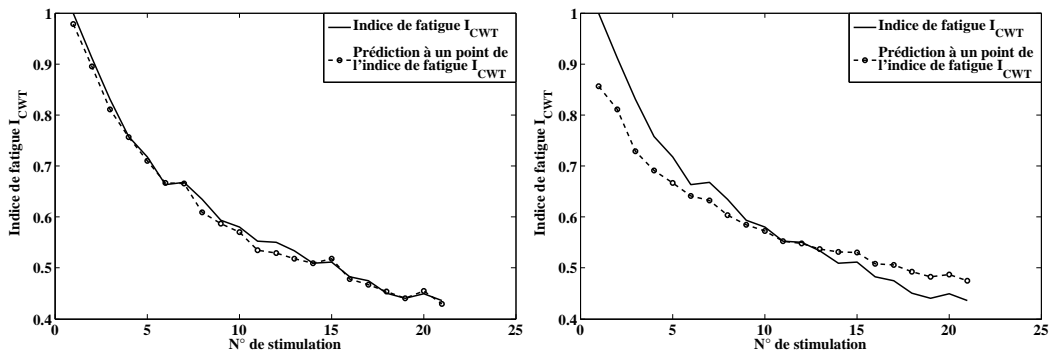


FIGURE 4.6 – Prédiction des indices de fatigue  $I_{CWT}$  grâce à l'identification du premier ordre sur une série de 21 électrostimulations biphasiques de 50 Hz, 50 mA de durée constante de 6 s.

## 4.4 Contrôle par retour d'état

Le modèle ARX du premier ordre étant identifié, nous avons choisi de tester un contrôle basé sur la représentation sous espace d'état.

#### 4.4.1 Mise en place du contrôle par retour d'état

Il s'agit, ici, de décrire notre système en considérant sa dynamique interne et non pas seulement une relation entre son entrée et sa sortie. Ceci permet de prendre en compte les phénomènes dynamiques et statiques donnant un comportement spécifique au système. Nous allons commencer par le calcul d'un contrôle sous espace d'état dans le cas général. Ensuite, nous utiliserons, pour le contrôle par retour d'état, l'identification de la courbe d'indice de fatigue par un système du premier ordre qui se réfère à l'équation 4.4.

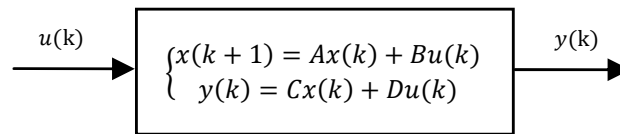


FIGURE 4.7 – schéma bloc du système.

D'une manière générale, un système linéaire stationnaire, représenté à la figure 4.7, est défini par sa représentation d'état  $(A, B, C, D)$  avec le chemin direct entrée-sortie  $D = 0$ . Nous posons  $k = kT_e$  afin de simplifier l'écriture. Alors,

$$\begin{cases} x(k+1) = Ax(k) + Bu(k) \\ y(k) = Cx(k) + Du(k) = Cx(k) \end{cases}, \quad (4.10)$$

où  $x(k) \in \mathbb{R}^n$ , vecteur de  $n$  variable d'état, est l'état du système,  $u(k) \in \mathbb{R}^q$  est le contrôle et  $y(k) \in \mathbb{R}^p$  est la sortie mesurée. Comme nous sommes dans le cas d'un premier ordre, les variables  $A$ ,  $B$  et  $C$  sont des scalaires.  $A$  et  $B$  sont issus de l'identification du système du premier ordre de l'équation 4.4 et nous prendrons  $C = 1$  car nous mesurons directement l'estimation de la fatigue musculaire. Nous voulons contrôler l'indice de fatigue afin qu'il reste au dessus d'un seuil appelé  $y_{ref}$ . De plus, nous voulons choisir la dynamique lors du régime transitoire tout en obtenant une faible erreur durant le régime permanent. Nous avons implémenté une loi de commande par retour d'état qui prend en compte les valeurs des états présents et précédents du à l'identification du premier ordre réalisée pour le calcul de  $A$  et  $B$ :

$$x(k) = \begin{bmatrix} x_1(k) \\ \cdot \\ \cdot \\ x_n(k) \end{bmatrix}. \quad (4.11)$$

La loi de commande est donc donnée par

$$u(k) = -Lx(k) + \omega(k); \quad (4.12)$$

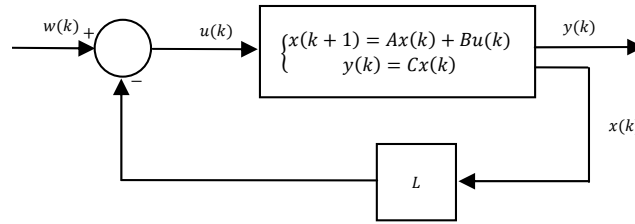


FIGURE 4.8 – Schéma bloc de la régulation par retour d'état.

où  $L$  est le vecteur de gain de retour d'état et  $\omega(k)$  est une nouvelle entrée du nouveau système en boucle fermée. La partie  $-Lx(k)$  sert à la stabilisation grâce à un placement de pôle et  $\omega(k)$  sert à la régulation du système. Dans notre cas  $\omega(k)$  est une représentation de notre seuil de fatigue musculaire. Le nouveau schéma du système est représenté à la figure 4.8. Il peut être écrit sous la forme suivante:

$$x(k+1) = Ax(k) + Bu(k) \quad \text{avec} \quad u(k) = -Lx(k) + \omega(k), \quad (4.13)$$

soit

$$x(k+1) = Ax(k) + B(-Lx(k) + \omega(k)) \quad (4.14)$$

et enfin

$$\begin{cases} x(k+1) = (A - BL)x(k) + B\omega(k) \\ y(k) = Cx(k) \end{cases} \quad (4.15)$$

Nous allons commencer par le calcul de  $\omega_c$  qui permet de faire converger  $y(k)$  vers  $y_{ref}$ . Il est évident que le système est stabilisé par  $L$  (le calcul du gain  $L$  sera abordé plus loin). Si  $y(k) = y_{ref}$  alors  $x(k+1) = x(k) = x_{ref}$ .

$$\begin{aligned} \Rightarrow x_{ref} &= (A - BL)x_{ref} + B\omega_c \\ \Rightarrow Ix_{ref} - (A - BL)x_{ref} &= B\omega_c \\ \Rightarrow (I - (A - BL))x_{ref} &= B\omega_c \end{aligned} \quad (4.16)$$

$$\begin{aligned} x_{ref} &= (I - (A - BL))^{-1}B\omega_c \\ y_{ref} = Cx_{ref} &= C(I - (A - BL))^{-1}B\omega_c \\ y_{ref} &= C(I - (A - BL))^{-1}B\omega_c. \end{aligned} \quad (4.17)$$

Nous pouvons isoler  $\omega_c$

$$\omega_c = (C(I - (A - BL))^{-1}B)^{-1}y_{ref}. \quad (4.18)$$

Dans notre cas,  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $I$  sont des scalaires avec  $C = 1$

$$\omega_c = \frac{1 - (A - BL)}{B} y_{ref}. \quad (4.19)$$

Afin de normaliser la commande  $u(k)$ , nous allons chercher la valeur maximale que pourra prendre  $u(k)$ . D'après l'équation 4.12, la commande maximale sera pour un  $x(k)$  mesuré d'un muscle non fatigué, soit,  $x(k) = 1$  avec  $A = a$  et  $B = b$ , les paramètres identifiés lors de la première identification. D'après les équations 4.12 et 4.19, nous obtenons

$$u_{max} = -L \cdot 1 + \frac{1 - (a - bL)}{b} y_{ref}. \quad (4.20)$$

La valeur de la commande normalisée  $u_1(k)$  s'exprime comme

$$u_1(k) = \frac{u(k)}{u_{max}} \cdot stimmax, \quad (4.21)$$

avec  $stimmax$  la durée de la contraction musculaire maximale entrée par l'utilisateur.  $u_1(k)$  est, dans notre cas, la nouvelle durée de la stimulation électrique. Grâce au contrôle par retour d'état, le muscle est stimulé en utilisant son niveau actuel de fatigue musculaire.

Le gain  $L$  est déterminé grâce à un placement de pôle. Les pôles du nouveau système  $x(k + 1) = (A - BL)x(k) + B\omega(k)$  sont les pôles de la nouvelle matrice d'état  $(A - BL)$ , il est possible d'imposer à ce nouveau système des pôles désirés  $p_{désiré}$  via le gain  $L$ .

$$\det(pI - (A - BL)) = 0.$$

Comme ici  $A$ ,  $B$  et  $I$  sont des scalaires.

$$p - (A - BL) = 0,$$

$$p = A - BL.$$

Si  $p = p_{désiré}$ , alors

$$L = -\frac{p_{désiré} - A}{B}. \quad (4.22)$$

La matrice de stabilisation  $L$  ajuste la dynamique de la régulation. Nous savons que plus l'indice de fatigue est élevé (proche de 1), plus la commande (la durée de la stimulation) doit être élevée. A l'inverse, plus l'indice de fatigue s'approche du seuil fixé, plus la commande doit être faible (proche de zéro). La figure 4.9 montre une régulation effectuée grâce à une commande par retour d'état. Un seuil arbitraire a été fixé à 0,6. La condition à l'origine du capteur (l'indice de fatigue) est fixée à 1. Le calcul des nouvelles commandes est tracé sur le graphique a et les prédictions du capteur sont tracées sur le graphique b. Cinq dynamiques ont été calculées grâce à un placement de pôle où  $p_{désiré} = \{0, 1; 0, 3; 0, 5; 0, 7; 0, 9\}$ . Plus  $p_{désiré}$  est petit plus la dynamique de la régulation est rapide, plus  $p$  est proche de 1 plus la dynamique sera lente. Le choix de  $p_{désiré}$  permet donc un contrôle plus ou moins rapide en fonction des indices de fatigue reçus.

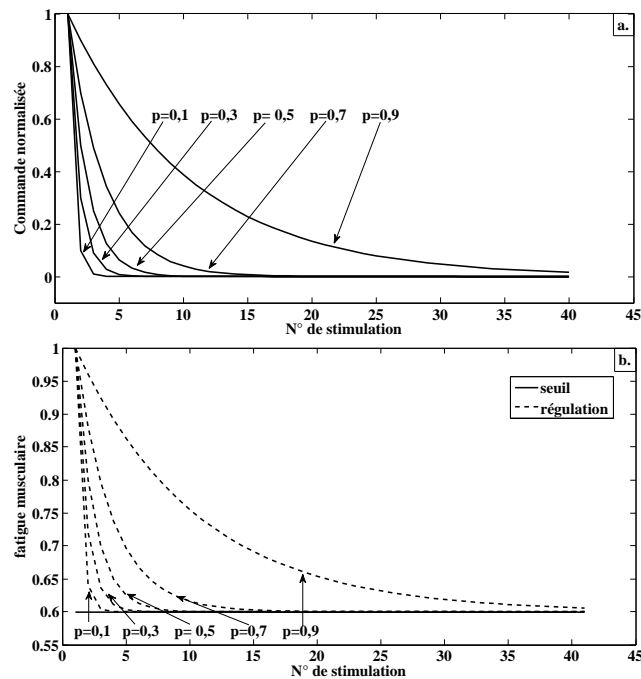


FIGURE 4.9 – a) Commande calculée lors d'une régulation par vecteur d'état pour cinq dynamiques différentes, plus la prédiction se rapproche du seuil, plus la commande diminue. b) Prédiction du capteur lors d'une régulation par vecteur d'état issue de la commande ci-dessus pour cinq dynamiques différentes.

#### 4.4.2 Test du contrôle par retour d'état

Le test a été réalisé sur le biceps droit, le bras et l'avant bras ont été fixés de manière à obtenir un angle de  $90^\circ$  entre eux. Les paramètres de stimulation ont été fixés pour toute la durée de la séance de rééducation et avaient pour valeur d'intensité de 50 mA, de fréquence 50 Hz, et de durée d'impulsion de 1 ms. La durée maximale de contraction était de 6 s et la durée minimale de 2 s. Le temps de repos entre chaque train d'impulsion a été de 20 s. Le seuil de fatigue a été choisi pour être de 0,7. La durée de la session a été de 9,1 minutes pour un total de 23 contractions musculaires.

La figure 4.10b montre les commandes générées par le contrôle basé sur le retour d'état. Les nouvelles commandes ont été calculées en utilisant les indices de fatigue basés sur la transformée en ondelette qui montre la dilatation des ondes M au cours de la session d'électrostimulation. La commande calculée à chaque stimulation  $N^\circ k$  est appliquée sur la stimulation  $N^\circ k+1$ . Nous pouvons voir que lorsque l'indice de fatigue s'approche ou passe en dessous du seuil choisi, le régulateur génère une commande faible.

La fatigue musculaire estimée est obtenue à la fin de chaque train d'impulsion (la fin de chaque contraction), elle est illustrée sur la figure 4.10a. La fatigue musculaire obtenue pour la stimulation

N° 1 a été utilisée comme indice de fatigue de référence afin de faire une normalisation de telle sorte que:

$$I_{CWT}(t) = \frac{I_{CWT}(t)}{I_{CWT}(1)}. \quad (4.23)$$

Sur le même graphique, une courbe témoin réalisée avec les mêmes paramètres de stimulation (amplitude: 50 mA, fréquence: 50 Hz, forme d'onde : biphasique et largeur d'impulsion: 1 ms) mais avec une durée de stimulation constante à six secondes est montrée. Nous pouvons remarquer que sur cette dernière courbe, l'estimation de la fatigue musculaire ne cesse de diminuer et passe très vite sous le niveau de fatigue limite que nous avons fixé ( $I_{CWT} = 0,7$ ). Ce qui n'est pas le cas pour la courbe d'estimation de la fatigue musculaire réalisée avec le contrôle par retour d'état. Plus l'indice de fatigue s'approche de la valeur seuil, plus la commande est faible (contraction plus courte), ceci laisse au muscle plus de temps de repos pour retrouver sa condition d'origine. Le contrôle que nous avons appliqué permet au muscle de rester relativement au dessus du seuil de fatigue que nous avons fixé.

Afin de réaliser ce type de contrôle, une étape importante est l'identification du modèle ARX permettant d'estimer le modèle de notre système (la fatigue du muscle). Comme le calcul de la nouvelle durée de stimulation par le contrôle par retour d'état est directement dépendant des paramètres iden-

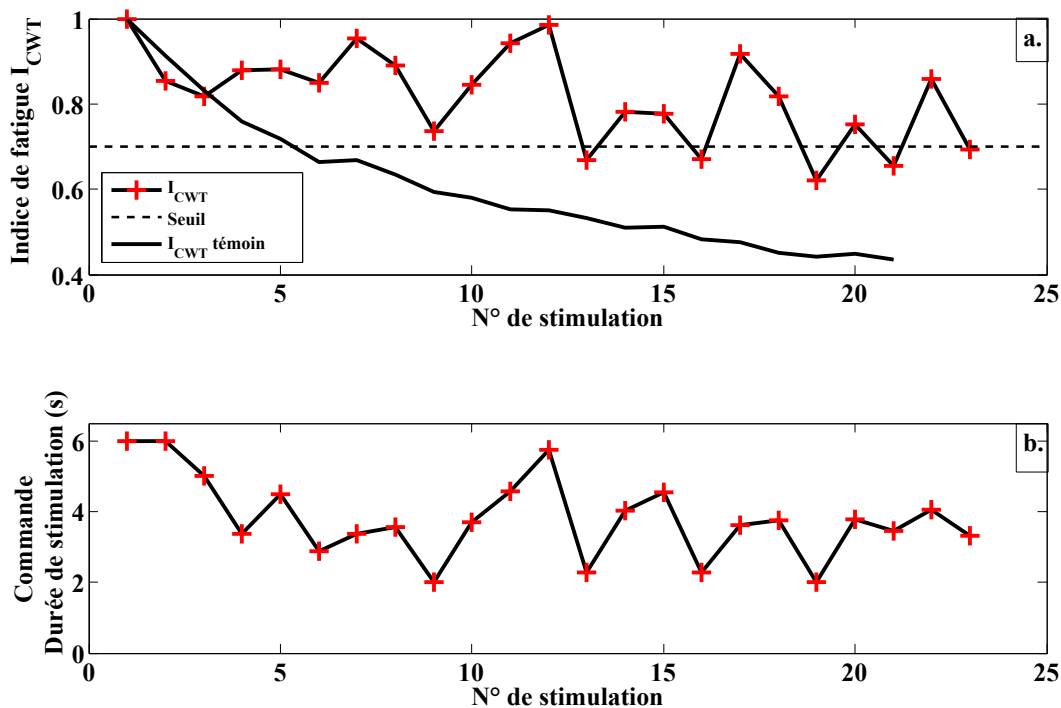


FIGURE 4.10 – Test expérimental avec une stimulation biphasique, d'intensité de 50 mA, de fréquence 50Hz, et de durée d'impulsion de 1 ms. a) Les indices de fatigue pour chaque fin de contraction obtenus avec  $I_{CWT}$ . b) Les commandes réalisées avec le contrôle basé le retour d'état.

tifiés (les paramètres  $a$  et  $b$  de l'équation 4.4), si les paramètres du modèle ne sont pas correctement identifiés alors le calcul de la commande sera faussé. Nous avons tenté une identification ARX du deuxième ordre où les paramètres identifiés étaient utilisés dans un contrôle de type RST. Les nouvelles commandes trouvées avec ce contrôle étaient assez mauvaises est probablement dues à une mauvaise identification du modèle en temps réel, malgré que les prédictions réalisées avec les paramètres identifiés étaient relativement correctes. Nous avons donc voulu exploiter des types de contrôle qui ne dépendent pas d'une modélisation de l'estimation de la fatigue musculaire. Nous en proposons deux: un régulateur proportionnel et une régulation par logique floue.

## 4.5 Régulateur proportionnel

Le contrôle par PID (pour proportionnel, intégral et dérivée) est une méthode de régulation souvent employée pour les asservissements [128]. Dans notre cas, nous utilisons un contrôle proportionnel uniquement qui ne nécessite pas d'identification comme le contrôle par retour d'état précédent. Le but étant de maintenir l'indice de fatigue musculaire autour d'une référence et non d'annuler l'erreur. Un régulateur proportionnel ne pouvant pas annuler l'erreur statique seul sans un intégrateur, l'erreur  $e(t)$  entre la fatigue musculaire recueillie ( $I_{CWT}$ ) et un seuil fixé par l'utilisateur est amplifiée d'un certain gain constant, appelé  $K_p$ , qu'il convient de déterminer en fonction du système. La commande  $u(t)$  peut donc s'écrire sous la forme:

$$u(t) = K_p \cdot e(t), \quad (4.24)$$

avec  $e(t) = I_{CWT}(t) - \text{seuil}$ . Pour notre contrôle, nous imposons que la durée de la contraction soit longue si  $e(t)$  est grand, c'est à dire que le muscle n'est pas considéré comme fatigué. La durée de la contraction doit être faible lorsque  $e(t)$  devient proche de zéro ou négatif, c'est à dire que le muscle est considéré comme fatigué. En utilisant cette contrainte, nous allons chercher un moyen de fixer  $K_p$  pour que le contrôle normalisé soit  $u(t) = 1$  lorsque la fatigue musculaire est faible ( $I_{CWT}(t) \approx 1$ ) et que  $u(t) = 0$  lorsque la fatigue musculaire est forte ( $I_{CWT}(t) \approx \text{seuil}$  ou  $I_{CWT}(t) \leq \text{seuil}$ ). Nous savons que l'indice de fatigue le plus haut est égal à 1 pour un muscle non fatigué et que dans ce cas, la commande  $u(t) = 1$ . Donc, d'après l'équation 4.24 nous pouvons écrire:

$$1 = K_p \cdot (1 - \text{seuil}), \quad (4.25)$$

soit

$$K_p = \frac{1}{(1 - \text{seuil})}. \quad (4.26)$$

Si l'indice de fatigue décroît pour obtenir  $I_{CWT} = \text{seuil}$ , la commande vaut alors:

$$u(t) = K_p \cdot e(t) = \frac{1}{1 - \text{seuil}} (I_{CWT} - \text{seuil}) = 0 \quad (4.27)$$

Dans le cas où  $I_{CWT} < seuil$ , la commande calculée est négative car  $e(t) = I_{CWT} - seuil < 0$ . Cependant, la durée de la contraction sera bornée et donc, même si la commande trouvée est négative, c'est la durée minimum de contraction qui sera envoyée. La commande calculée précédemment est normalisée à 1 lorsque l'indice de fatigue vaut 1. Il faut donc dénormaliser la commande pour obtenir la durée de stimulation maximale autorisée par l'utilisateur (appelée *stimmax*). La dénormalisation est faite de la manière suivante:

$$u(t) = \frac{e(t)}{1 - seuil} \cdot stimmax. \quad (4.28)$$

Nous avons fixé la limite minimale de stimulation à une seconde afin que le muscle subisse quand même une contraction musculaire minimale. La contraction musculaire étant utilisée afin de provoquer un renforcement musculaire.

$$\begin{cases} u(t) = stimmax & \text{si } u(t) \geq stimmax \\ u(t) = u(t) & \text{si } 1 \leq u(t) \leq stimmax \\ u(t) = 1 & \text{si } u(t) < 1 \end{cases} \quad (4.29)$$

La figure 4.11 montre un exemple de contrôle proportionnel appliqué sur l'indice de fatigue  $I_{CWT}$ . La fatigue musculaire obtenue pour la stimulation N°1 a été utilisée comme indice de fatigue de référence afin de faire une normalisation de telle sorte que :

$$I_{CWT}(t) = \frac{I_{CWT}(t)}{I_{CWT}(1)}. \quad (4.30)$$

Le test a été réalisé sur le biceps droit, le bras et l'avant bras ont été fixés de manière à obtenir un angle de 90° entre eux. Les paramètres de stimulation ont été fixés pour toute la durée de la séance d'électrostimulation et avaient une valeur d'intensité de 50 mA, de fréquence 50Hz et de durée d'impulsion de 1 ms. La durée maximale de contraction *stimmax* était de 6 s et la durée minimale de 1 s. Le temps de repos entre chaque train d'impulsion a été fixé à 20 s et le seuil de fatigue a été choisi pour être de 0,7. La durée totale de la session d'électrostimulation a été de 8,6 minutes pour 23 contractions musculaires. Sur la figure 4.11a, la fatigue musculaire estimée est présentée. Elle a été obtenue à la fin de chaque train d'impulsion (la fin de chaque contraction). Sur le même graphique, une courbe témoin réalisée avec les mêmes paramètres de stimulation (amplitude: 50 mA, fréquence: 50 Hz, forme d'onde : biphasique et largeur d'impulsion: 1 ms) mais avec une durée de stimulation constante à six secondes est montrée. Nous pouvons remarquer que sur cette dernière courbe, l'estimation de la fatigue musculaire ne cesse de diminuer et passe très vite sous le niveau de fatigue limite que nous avons fixé ( $I_{CWT} = 0,7$ ). Ce qui n'est pas le cas pour la courbe d'estimation de la fatigue musculaire réalisée avec le contrôle par un régulateur proportionnel. Plus l'indice de fatigue s'approche de la valeur seuil, plus la commande est faible (contraction plus courte), ceci



laisse au muscle plus de temps de repos pour retrouver sa condition d'origine. Le contrôle que nous avons appliqué permet au muscle de rester relativement au dessus du seuil de fatigue que nous avons fixé. Ce qui n'est pas le cas de la courbe témoin. La figure 4.11b montre les commandes générées par le contrôle proportionnel issue de l'équation 4.28. La commande calculée à chaque stimulation  $N^{\circ}k$  est appliquée sur la stimulation  $N^{\circ}k+1$ . Nous pouvons voir que lorsque l'indice de fatigue est proche du seuil fixé (le muscle est considéré comme fatigué) alors la commande est plutôt faible afin de laisser au muscle plus de temps de repos pour retrouver sa condition d'origine. A l'inverse lorsque l'indice de fatigue est proche de un (le muscle est considéré comme reposé), le contrôle calculé est important car le muscle est en condition pour pouvoir être stimulé fortement.

Le contrôle proportionnel nous donne une fonction linéaire par rapport aux indices de fatigue. Pour s'en rendre compte, la figure 4.11c trace les commandes calculées en fonction des indices de fatigue musculaire. Nous pouvons voir que les points représentent une droite. Le régulateur proportionnel donne une commande qui ne dépend que du dernier indice de fatigue reçu, il ne prend donc pas en compte la tendance de l'évolution de la fatigue musculaire. Pour en tenir compte, nous avons choisi d'utiliser un autre type de contrôle ne nécessitant pas d'identification. Il s'agit de la détermination d'un contrôle par logique floue.

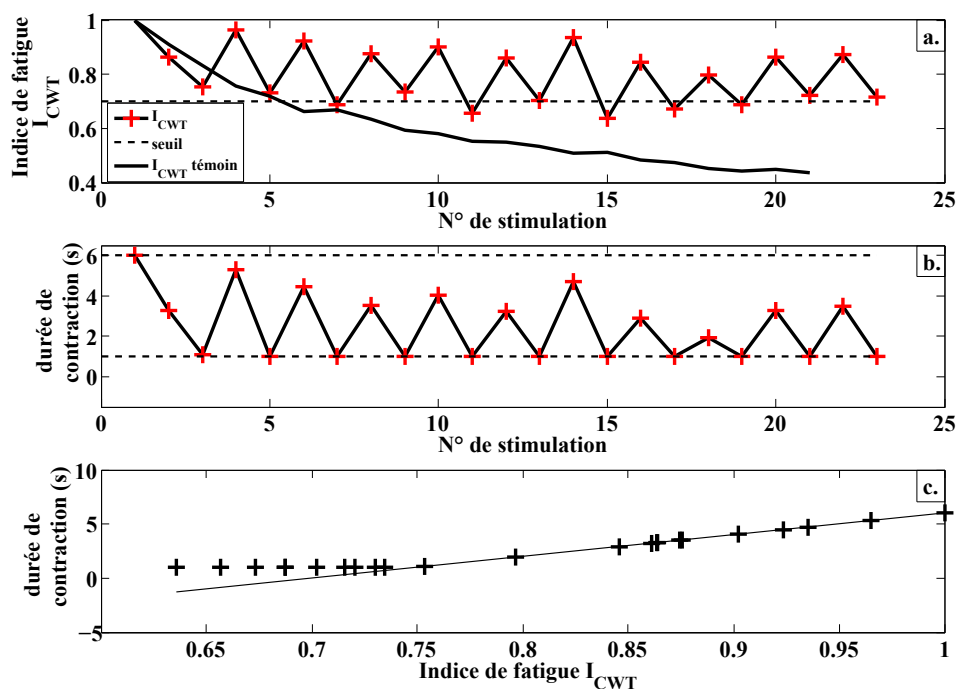


FIGURE 4.11 – Test expérimental avec une stimulation biphasique, d'intensité de 50 mA, de fréquence 50Hz, et de durée d'impulsion de 1 ms. a) Les indices de fatigue pour chaque fin de contraction obtenus avec  $I_{CWT}$ . b) Les commandes réalisées avec le régulateur proportionnel c) Les commandes en fonction des indices de fatigue  $I_{CWT}$ .

## 4.6 Contrôle par logique floue (fuzzy logic)

Dans le contrôle que nous avons implémenté précédemment (commande par retour d'état), une des étapes cruciales est la modélisation du système qui subit le contrôle. Nous avons voulu utiliser un type de contrôle qui nous permet de passer outre cette modélisation comme le régulateur proportionnel. Une des solutions possibles, que nous étudions dans cette partie, est l'utilisation de la commande par logique floue [129].

La notion de fatigue musculaire est assez compliquée à définir car elle fait intervenir une multitude de paramètres. La fatigue musculaire ne peut pas être considérée comme un processus binaire où le muscle serait comme « fatigué » ou comme « non-fatigué ». Partant, par exemple, d'un indice de fatigue basé sur la dilatation de l'onde M au cours d'une stimulation électrique, comment pourrions nous définir le seuil de l'indice au delà duquel le muscle peut être considéré « fatigué ». La figure 4.12 nous montre à gauche un ensemble classique où un muscle est considéré « fatigué » ou « non-fatigué » en fonction d'un seuil appliqué à un indice de fatigue fixé arbitrairement à 0,5. A droite, un ensemble flou où un muscle est considéré à  $x\%$  « non-fatigué » et  $1 - x\%$  « fatigué ». L'ensemble flou introduit une probabilité dans la détermination d'une notion complexe comme la fatigue musculaire.

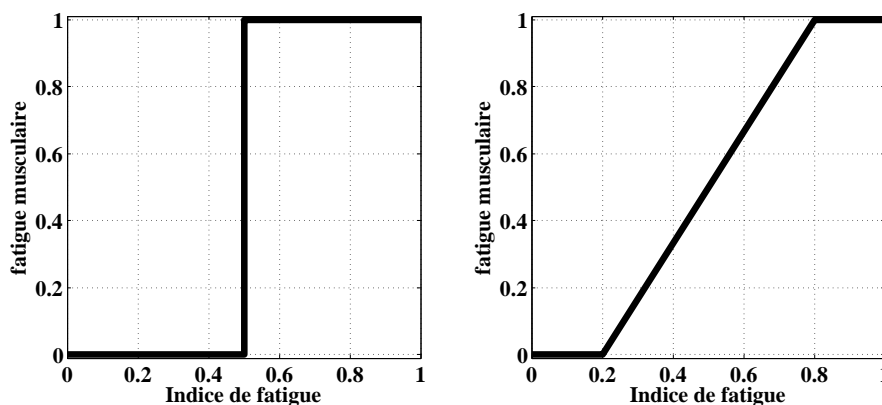


FIGURE 4.12 – A gauche un ensemble classique où un muscle est considéré « fatigué » ou « non-fatigué » en fonction d'un seuil appliqué à un indice de fatigue fixé arbitrairement à 0,5. A droite, un ensemble flou où un muscle est considéré à  $x\%$  « non-fatigué » ou  $1 - x\%$  « fatigué ».

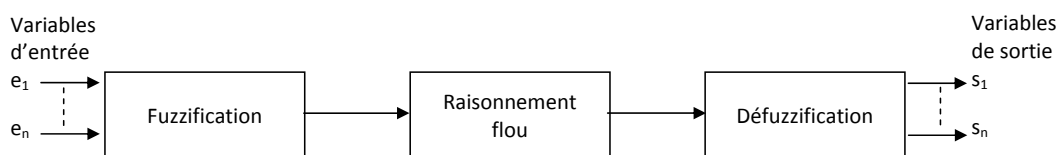


FIGURE 4.13 – Illustration de la sortie du contrôle par logique floue en fonction des deux entrées que nous avons choisies (erreur de l'indice de fatigue par rapport à un seuil et la dérivée de l'erreur).

La figure 4.13 montre le schéma bloc des différentes étapes pour obtenir la commande par logique floue. Nous pouvons y voir qu'il y a trois étapes. La première consiste en une fuzzification, puis nous avons un raisonnement flou permettant d'appliquer une matrice d'inférence et enfin une étape de défuzzification permettant de trouver les sorties qui correspondent aux contrôles à appliquer. Notre contrôle à base de logique floue comporte deux entrées. La première est l'erreur entre l'indice de fatigue, obtenue grâce aux techniques du chapitre 3, et un seuil de fatigue choisi par l'utilisateur. La seconde est la dérivée des erreurs précédentes qui permet d'obtenir la tendance de l'indice de fatigue. Par exemple, s'il chute fortement ou s'il reste relativement constant. La figure 4.14 représente, en fonction des deux entrées de notre système, la tendance de la commande que nous voudrions appliquer. La couleur blanche représente une commande forte et la couleur noire une commande faible. Par exemple, si l'indice de fatigue est fort (bien au dessus du seuil choisi) et que la dérivée de l'erreur est grande (le muscle est peu fatigué et tend à se reposer) alors la commande à appliquer doit être forte (coordonnée [1,1]). A l'inverse, si l'indice de fatigue est faible (bien en dessous du seuil choisi) et que la dérivée de l'erreur est faible (le muscle est très fatigué et tend à se fatiguer davantage) alors la commande à appliquer doit être très faible afin de laisser le muscle se reposer (coordonnée [-1,-1]).

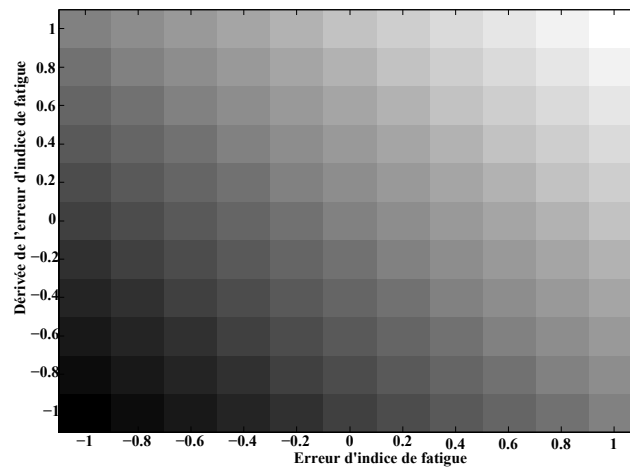


FIGURE 4.14 – Représentation de la commande voulue en fonction des deux entrées du système (l'erreur entre l'indice de fatigue et un seuil de fatigue choisi par l'utilisateur et la dérivée de cette erreur) où la couleur blanche représente une commande forte (une durée de stimulation longue) et la couleur noire représente une commande faible (une durée de stimulation courte).

Nous allons maintenant décrire les trois étapes pour obtenir cette commande par logique floue.

#### 4.6.1 La fuzzification

La fuzzification, qui est la première étape, est un procédé qui consiste à interpréter les données d'entrée. Elle se compose de deux parties principales: les fonctions d'appartenance et l'étiquetage.

Les fonctions d'appartenance:

Également appelées ensembles flous. Chaque entrée du système est associée à plusieurs fonctions qui définissent la probabilité de se trouver dans une catégorie. La figure 4.15 montre un exemple avec trois fonctions d'appartenance. Chaque erreur d'indice de fatigue (allant de -0,5 à 0,5 pour un seuil fixé à 0,5) est associée avec les trois fonctions d'appartenance. Si l'erreur d'indice de fatigue est de 0,2 par exemple alors les probabilités d'appartenance sont de 0 pour la fonction bleu, 0,33 pour la fonction verte et 0,67 pour la fonction rouge.

l'étiquetage:

Chaque fonction d'appartenance est définie par un nom appelé une étiquette. Par exemple, sur la figure 4.15, une variable d'entrée telle que l'erreur d'indice de fatigue pourrait avoir trois fonctions d'appartenance étiquetées comme fatigue faible (courbe rouge), fatigue moyenne (courbe verte) et fatigue forte (courbe bleue). Généralement, les fonctions d'appartenance sont étiquetées avec les noms suivants qui s'étendent à partir du point minimum de la plage de données (négatif grand) jusqu'à son point maximum (positif grand):

NL Négatif grand

NM Négatif moyen

NS Négatif faible

ZR Zéro

PS Positif faible

PM Positif moyen

PL Positif grand

Dans l'exemple de la figure 4.15, nous pourrions associer fatigue forte à N (négatif), fatigue moyenne à Z (zéro) et fatigue faible à P (positif).

Notre algorithme permet le choix du nombre de fonctions d'appartenance  $n$  associées à chacune des entrées noté  $n_I$  pour l'erreur d'indice de fatigue et  $n_{dI}$  pour la dérivée de l'erreur. Dans notre cas, les formes des fonctions d'appartenance sont des triangles mais elles pourraient avoir d'autre forme. Ces triangles sont de largeur équivalente et créés automatiquement en fonction du nombre d'étiquette sur chaque entrée. La figure 4.16 en montre 3 exemples pour les fonctions d'appartenance de l'entrée « Erreur d'indice de fatigue » ( $n_I = 3, 5$  et  $7$  avec  $n_I$  le nombre de fonction d'appartenance choisi) et 3 exemples pour les fonctions d'appartenance de l'entrée « dérivée de l'erreur d'indice de fatigue » ( $n_{dI} = 4, 6$  et  $8$  avec  $n_{dI}$  le nombre de fonction d'appartenance choisi). Les limites  $I_{min}$  et  $I_{max}$  pour l'entrée « Erreur d'indice de fatigue » sont ajustables mais sont bornées entre  $[(1-seuil)-1; 1-seuil]$ , de même, les limites  $dI_{min}$  et  $dI_{max}$  pour l'entrée « dérivée de l'erreur d'indice de fatigue » sont ajustables mais sont bornées entre  $[-1; 1]$  car l'indice de fatigue peut varier au maximum de 1

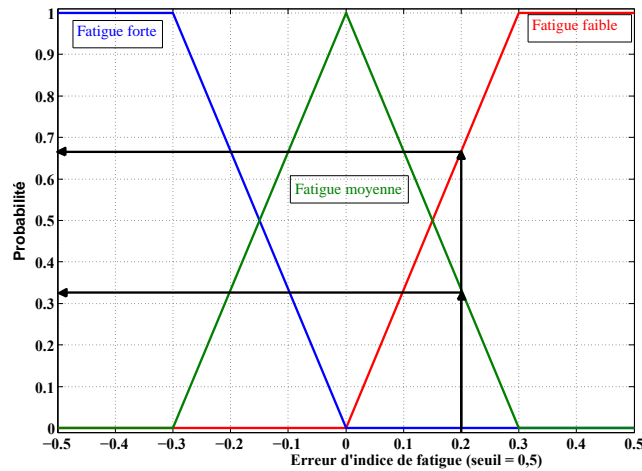


FIGURE 4.15 – Notion de la fatigue musculaire répartie sur trois ensembles flous. La fatigue faible, moyenne et forte en fonction de l’erreur d’un indice de fatigue. Par exemple, si l’erreur d’indice de fatigue vaut 0,2 alors le muscle est considéré comme 33% moyennement fatigué et 67% faiblement fatigué (voir flèches noires).

à 0 ou de 0 à 1. L’étiquetage de chaque fonction d’appartenance pour chaque entrée est un numéro qui va de 1 à  $n$  choisi avec 1 la fonction d’appartenance correspondant aux plus faibles valeurs. Un exemple est montré à la figure 4.16 pour  $n_I = 3$ . La fonction bleue est étiquetée 1, la fonction verte est étiquetée 2 et la fonction rouge est étiquetée 3.

#### 4.6.2 Le raisonnement flou

Les données qui arrivent en entrée (l’erreur d’indice de fatigue et sa dérivée) sont analysées grâce aux fonctions d’appartenance précédemment créées. Dans notre cas nous avons deux entrées et nous voulons trouver un contrôle qui est la durée du train d’impulsion à envoyer au muscle. Il faut donc créer des fonctions d’appartenance pour ce contrôle (la figure 4.17 en donne un exemple pour  $n_s = 6$ ) et associer à ces dernières la contribution de chaque entrée du système. Les fonctions d’appartenance de sortie sont créées de la même manière que les fonctions d’appartenance d’entrée avec un nombre d’étiquette choisi  $n_s$  pouvant être différent du nombre attribué pour les fonctions d’appartenance d’entrée ( $n_I$  et  $n_{dI}$ ). Puis une matrice d’inférence est créée où à chaque couple de fonction d’appartenance en entrée correspond une fonction d’appartenance en sortie. Cette matrice est créée automatiquement en fonction des nombres d’étiquette d’entrée ( $n_I$  et  $n_{dI}$ ) et de sortie ( $n_s$ ). Le tableau 4.3 montre un exemple de matrice d’inférence pour  $n_I = 7$ ,  $n_{dI} = 5$  et  $n_s = 6$ . Ainsi, Nous retrouvons la même configuration que pour la figure 4.14. Si les fonctions d’appartenance d’entrée sont basses ( $n_I = n_{dI} = 1$ ) alors la commande aura tendance à être faible ( $n_s = 1$ ). A l’inverse, Si les fonctions d’appartenance d’entrée sont élevées ( $n_I = 7$  et  $n_{dI} = 5$ ) alors la commande aura tendance à être forte ( $n_s = 6$ ).

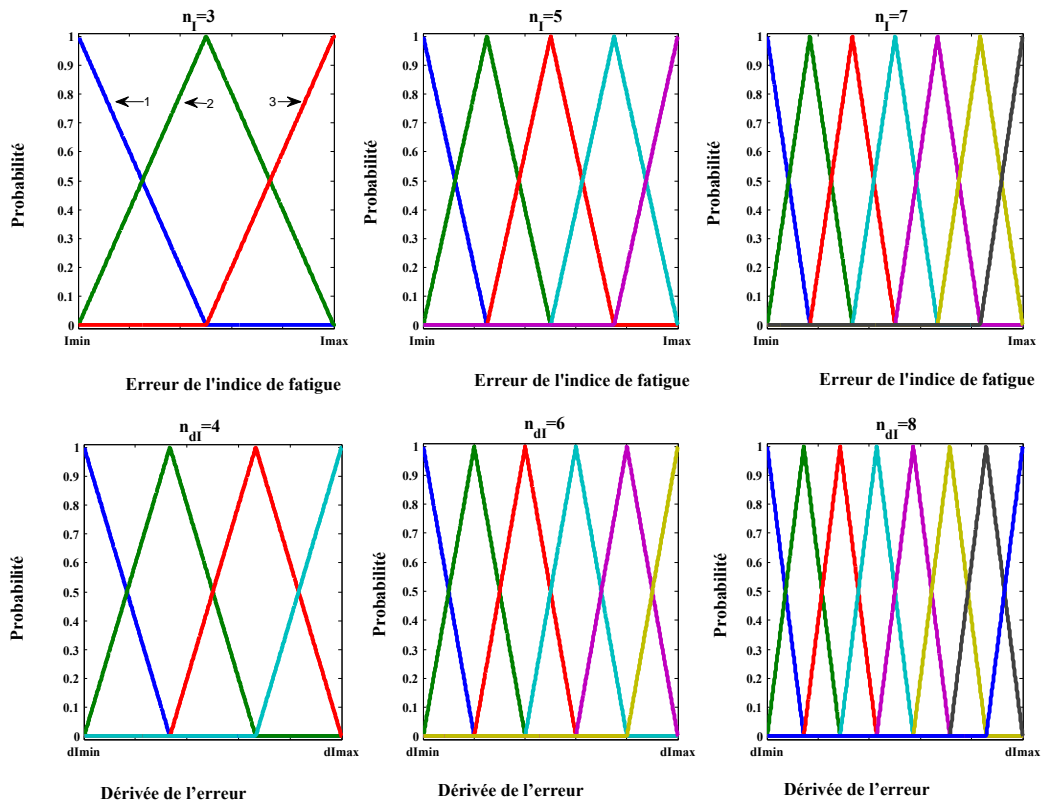


FIGURE 4.16 – En haut) trois exemples de fonctions d’appartenance de l’entrée « Erreur d’indice de fatigue » pour  $n_I = 3, 5$  et  $7$  (avec  $n_I$  le nombre de fonction d’appartenance choisi). En bas) trois exemples de fonctions d’appartenance de l’entrée « dérivée de l’erreur d’indice de fatigue » pour  $n_{dI} = 4, 6$  et  $8$  (avec  $n_{dI}$  le nombre de fonction d’appartenance choisi).

TABLE 4.3 – Exemple de tableau d’inférence pour  $n_I = 7, n_{dI} = 5$  et  $n_s = 6$ .

		Fonction d'appartenance "erreur d'indice de fatigue"						
		1	2	3	4	5	6	7
Fonction d'appartenance "dérivée de l'erreur"	5	3	3	4	4	5	5	6
	4	3	3	3	4	4	5	5
	3	2	3	3	3	4	4	5
	2	2	2	3	3	3	4	4
	1	1	2	2	3	3	3	4

Nous devons maintenant reporter les données d’entrée sur les fonctions d’appartenance de sortie en utilisant la matrice d’inférence. Afin de comprendre le fonctionnement de cette étape, un exemple est illustré sur la figure 4.18. L’entrée 1 ( $E_1$ ) correspond à l’erreur d’indice de fatigue et l’entrée 2 ( $E_2$ ) à la dérivée de l’erreur. Nous avons pris pour cet exemple  $E_1 = 0,35$  et  $E_2 = -0,1$ . Pour l’entrée 1, les deux fonctions d’appartenance correspondent à  $n_{E_1} = 6$  avec une valeur de  $0,89$  et  $n_{E_1} = 7$  avec une valeur de  $0,11$ . Nous pouvons l’observer sur la figure 4.18a. Pour l’entrée 2, les deux fonctions d’appartenance correspondent à  $n_{E_2} = 2$  avec une valeur de  $0,4$  et  $n_{E_2} = 3$  avec une valeur de  $0,6$ . Nous pouvons l’observer sur la figure 4.18b. Grâce à la matrice d’inférence et au numéro des fonctions d’appartenance en entrée, nous pouvons déterminer les fonctions d’appar-

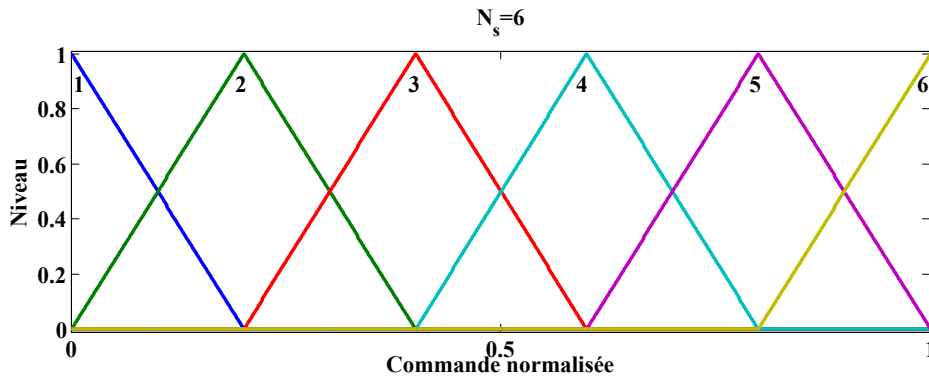


FIGURE 4.17 – Exemple de fonctions d'appartenance pour le contrôle avec  $n_s = 6$ .

tenance correspondantes pour chaque couple de fonction d'appartenance en entrée. Le tableau 4.4 montre ces correspondances. Nous obtenons donc:

- Si  $n_{E_1} = 6$  ET  $n_{E_2} = 2$  ALORS  $n_s = 4$ . (Figure 4.18d)
- Si  $n_{E_1} = 6$  ET  $n_{E_2} = 3$  ALORS  $n_s = 4$ . (Figure 4.18f)
- Si  $n_{E_1} = 7$  ET  $n_{E_2} = 2$  ALORS  $n_s = 4$ . (Figure 4.18c)
- Si  $n_{E_1} = 7$  ET  $n_{E_2} = 3$  ALORS  $n_s = 5$ . (Figure 4.18e)

TABLE 4.4 – Exemple de correspondance entre les étiquettes d'entrée et de sortie. Si  $n_{E_1} = 6$  et  $n_{E_2} = 2$  alors  $n_s = 4$ , si  $n_{E_1} = 6$  et  $n_{E_2} = 3$  alors  $n_s = 4$ , si  $n_{E_1} = 7$  et  $n_{E_2} = 2$  alors  $n_s = 4$  et si  $n_{E_1} = 7$  et  $n_{E_2} = 3$  alors  $n_s = 5$ .

		nE1						
		1	2	3	4	5	6	7
nE2	5	3	3	4	4	5	5	6
	4	3	3	3	4	4	5	5
	3	2	3	3	3	4	4	5
	2	2	2	3	3	3	4	4
	1	1	2	2	3	3	3	4

Puis la méthode de Mamdani [130, 131] est utilisée. Cette méthode limite la valeur maximale de la fonction d'appartenance de sortie en fonction du minimum des valeurs de probabilité des deux fonctions d'appartenance d'entrée. Ce qui donne comme limite:

- Si  $n_{E_1} = 6$  ET  $n_{E_2} = 2$  ALORS  $L_s = \min\{0, 89; 0, 4\}$ . (Figure 4.18d)
- Si  $n_{E_1} = 6$  ET  $n_{E_2} = 3$  ALORS  $L_s = \min\{0, 89; 0, 6\}$ . (Figure 4.18f)
- Si  $n_{E_1} = 7$  ET  $n_{E_2} = 2$  ALORS  $L_s = \min\{0, 11; 0, 4\}$ . (Figure 4.18c)
- Si  $n_{E_1} = 7$  ET  $n_{E_2} = 3$  ALORS  $L_s = \min\{0, 11; 0, 6\}$ . (Figure 4.18e)

où  $L_s$  est la limite de grade pour la fonction d'appartenance de sortie. Pour terminer le raisonnement flou, les 4 fonctions d'appartenance de sortie sont combinées en 1 fonction de sortie qui est égale au maximum des 4 fonctions d'appartenance précédentes. La figure 4.18g donne un exemple de résultat de raisonnement flou.

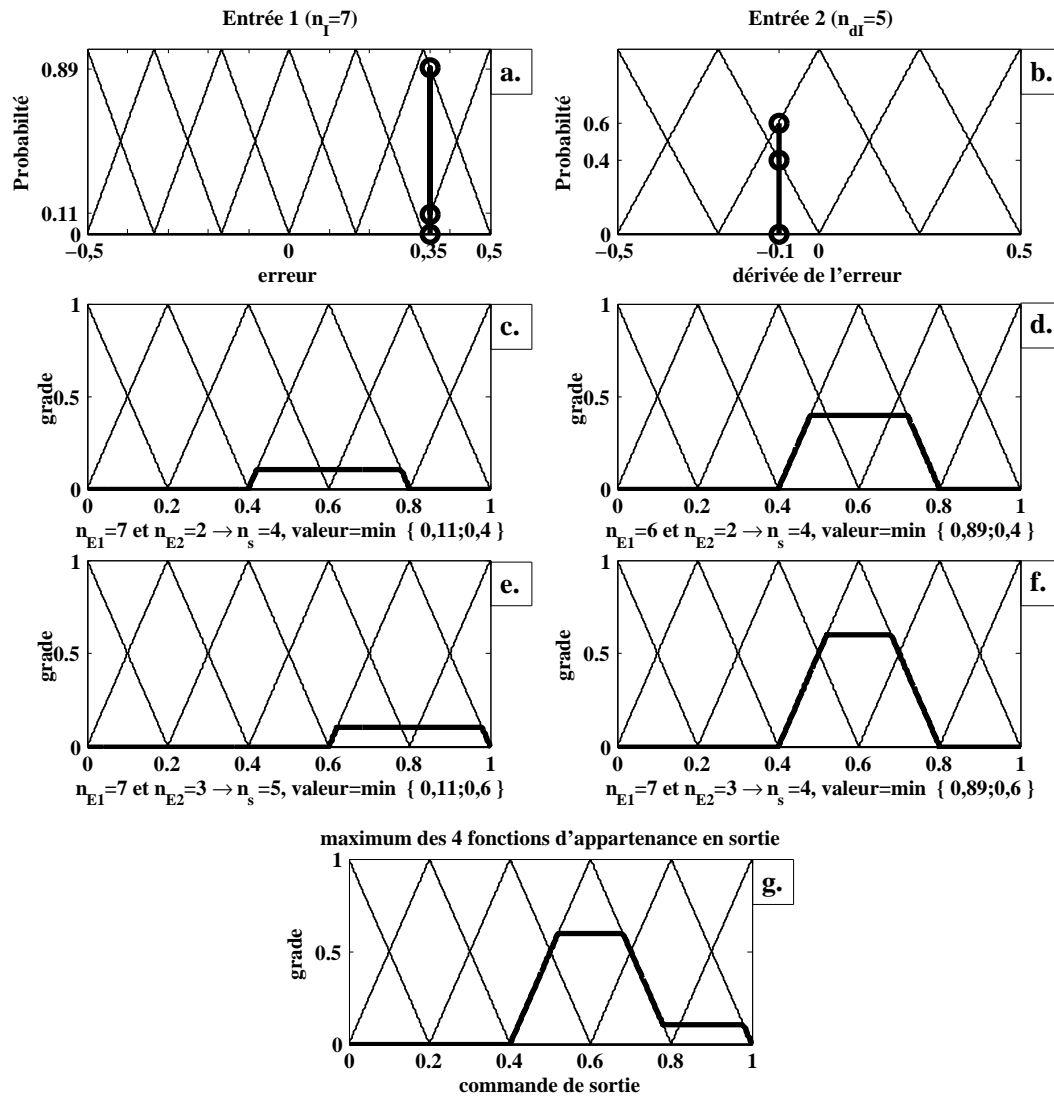


FIGURE 4.18 – a) Fonction d'appartenance de l'entrée 1 (erreur d'indice de fatigue) pour une valeur de 0,35. b) Fonction d'appartenance de l'entrée 2 (dérivée de l'erreur d'indice de fatigue) pour une valeur de -0,1. c) Correspondance du couple d'entrée  $n_{E1} = 7$  et  $n_{E2} = 2$  sur la fonction d'appartenance de sortie  $n_s = 4$  avec pour valeur limite  $L_s = \min\{0, 11; 0, 4\}$ . d) Correspondance du couple d'entrée  $n_{E1} = 6$  et  $n_{E2} = 2$  sur la fonction d'appartenance de sortie  $n_s = 4$  avec pour valeur limite  $L_s = \min\{0, 89; 0, 4\}$ . e) Correspondance du couple d'entrée  $n_{E1} = 7$  et  $n_{E2} = 3$  sur la fonction d'appartenance de sortie  $n_s = 5$  avec pour valeur limite  $L_s = \min\{0, 11; 0, 6\}$ . f) Correspondance du couple d'entrée  $n_{E1} = 6$  et  $n_{E2} = 3$  sur la fonction d'appartenance de sortie  $n_s = 4$  avec pour valeur limite  $L_s = \min\{0, 89; 0, 6\}$ . g) Résultat du raisonnement flou correspondant à la valeur maximale de chaque fonction d'appartenance en sortie.



### 4.6.3 La défuzzification

La valeur de sortie finale est déterminée à partir du résultat du raisonnement flou précédant et de la méthode de défuzzification choisie. La défuzzification permet de convertir la sortie du raisonnement flou en une valeur réelle de commande qui peut être utilisée par le système. Dans notre cas, la commande est une durée correspondant à la durée du train d'impulsion à envoyer au muscle (la durée de la contraction musculaire). Il existe de nombreuses méthodes de défuzzification. Nous en avons choisi une parmi les deux les plus couramment utilisées. Il s'agit de la méthode du centre de gravité. Cette méthode permet de trouver le point d'équilibre du résultat du raisonnement flou qui sépare la fonction de sortie en deux parties égales. Ainsi, nous calculons:

$$\text{Commande normalisée} = \frac{\int_{x=0}^1 x \cdot F_g(x) dx}{\int_{x=0}^1 F_g(x) dx}, \quad (4.31)$$

où *Commande normalisée* est la valeur de commande normalisée entre 0 et 1 qui correspond à la valeur du centre de gravité de l'axe des abscisses,  $x$  sont les valeurs en abscisse de la fonction de sortie du raisonnement flou et  $F_g(x)$  sont les valeurs en ordonnée de la fonction de sortie du raisonnement flou. Un résultat, correspondant à la figure 4.18g, est donné à la figure 4.19. La *commande normalisée* a été trouvée à 0,6315. La nouvelle commande à envoyer au muscle et calculée en dénormalisant la valeur du centre de gravité en utilisant une durée de stimulation maximale *stimmax* choisie par l'utilisateur. Nous obtenons donc:

$$\text{durée de stimulation} = \text{commande normalisée} \cdot \text{stimmax}. \quad (4.32)$$

Par exemple, si la durée de stimulation maximale est de 6 s alors la commande dénormalisée sera donc  $0.6315 \times 6s = 3.7890s$ .

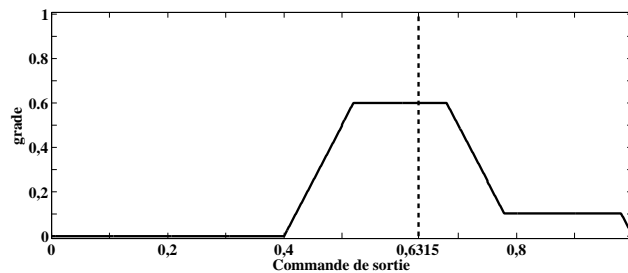


FIGURE 4.19 – Exemple du centre de gravité appliqué sur le résultat d'un raisonnement flou correspondant à la figure 4.18. La valeur trouvée est de 0.6315.

#### 4.6.4 Test expérimental

Afin d'observer la réaction de la commande par logique floue en condition réelle, les résultats d'un test expérimental sont présentés. Le test a été réalisé sur le biceps droit, le bras et l'avant bras ont été fixés de manière à obtenir un angle de  $90^\circ$  entre eux. Les paramètres de stimulation ont été fixés pour toute la durée de la séance de rééducation et avaient pour valeur d'intensité 50 mA, de fréquence 50Hz, et une durée d'impulsion de 1 ms. La durée maximale de contraction était de 6 s et la durée minimale de 2 s. Le temps de repos entre chaque train d'impulsion a été de 20 s. Le seuil de fatigue a été choisi pour être de 0,7. La commande basée sur la logique floue a été utilisée lors de la session d'électromyostimulation. Les paramètres concernant le contrôle étaient de  $n_I = n_{dI} = n_s = 5$ . Les deux entrées sont dépendantes de l'indice de fatigue basé sur les ondelettes  $I_{CWT}$  obtenue pour chaque fin de stimulation (pour chaque fin de contraction musculaire). Le nombre d'électromyostimulation effectué sur la session a été de 22 et a duré 8,7 minutes. Nous pouvons observer sur la figure 4.20a, les indices de fatigue  $I_{CWT}$  réalisés pendant l'électromyostimulation sous contrôle et les indices de fatigue  $I_{CWT}$  réalisés pendant une électrostimulation témoin. Il s'agit de la fatigue musculaire estimée à la fin de chaque train d'impulsion (la fin de chaque contraction).

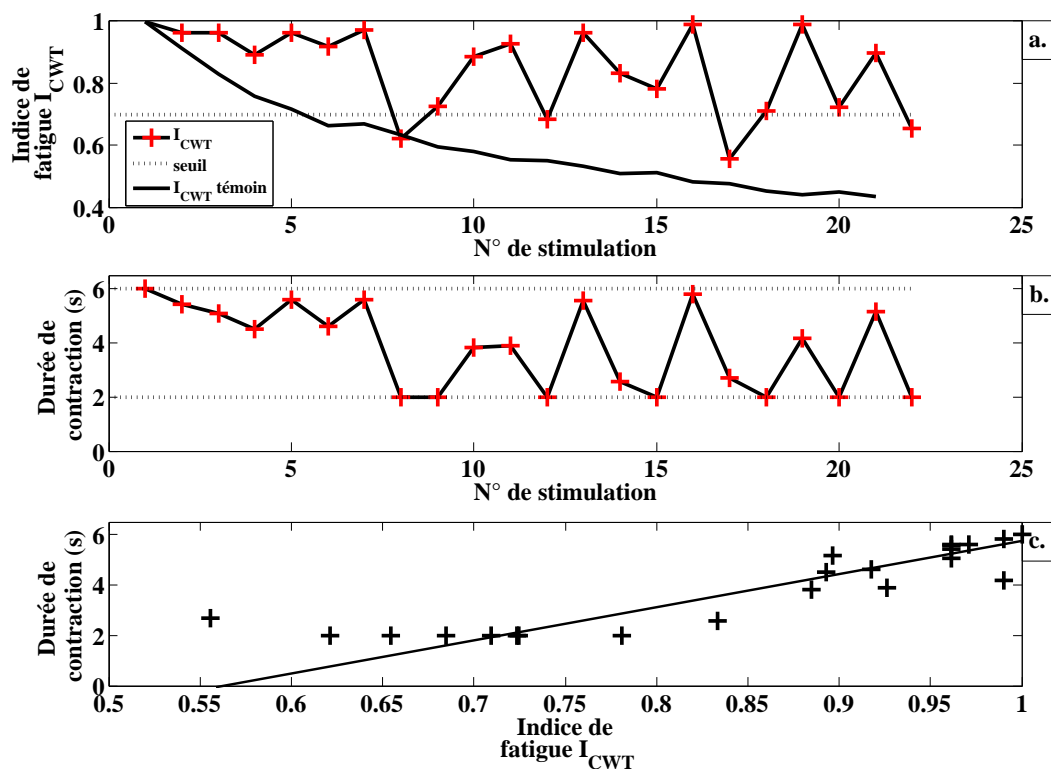


FIGURE 4.20 – Test expérimental a) Les indices de fatigue pour chaque fin de contraction obtenus avec  $I_{CWT}$ . b) Les commandes réalisées avec le contrôle basé sur la logique floue. c) Les commandes en fonction des indices de fatigue  $I_{CWT}$ .

L'indice de fatigue obtenu à la fin de la stimulation N°1 a été utilisé comme indice de fatigue de référence afin de faire une normalisation de telle sorte que :

$$I_{CWT}(t) = \frac{I_{CWT}(t)}{I_{CWT}(1)}. \quad (4.33)$$

A la fin de la stimulation N°1, la dérivée de l'erreur de fatigue n'existe pas. En effet, pour obtenir la dérivée, un minimum de deux stimulations doit avoir été effectuées. Pour le calcul de la première commande, seul l'erreur de l'indice de fatigue par rapport au seuil (l'entrée 1) a été utilisée. A partir de la fin de la stimulation N°2, la dérivée a pu être calculée et a donc été prise en compte pour le calcul de la logique floue. La figure 4.20b montre les commandes générées par le contrôle basé sur la logique floue. La commande calculée à chaque stimulation N°k est appliquée sur la stimulation N°k+1. Nous pouvons voir que lorsque les deux entrées sont dans des valeurs faibles (le muscle est fatigué et tend à se fatiguer d'avantage) alors la commande nous donne une commande plutôt faible afin de laisser au muscle plus de temps de repos, par rapport au temps de contraction musculaire, pour retrouver sa condition d'origine. A l'inverse lorsque les deux entrées sont fortes (le muscle est reposé et tend à se reposé d'avantage) alors le contrôle nous donne une commande plutôt forte car le muscle est en condition pour pouvoir être stimulé fortement. Afin d'observer le comportement des commandes par rapport aux indices de fatigue, une courbe en XY est affichée à la figure 4.20c représentant les commandes calculées par la logique floue en fonction des indices  $I_{CWT}$ . Nous pouvons remarquer que la courbe n'est pas linéaire, ce qui montre bien que la commande n'est pas uniquement dépendante que de la fatigue musculaire mais aussi de la dérivée de la fatigue musculaire. Nous pouvons remarquer que, une fois encore, le contrôle réalisé (logique floue) permet de maintenir la fatigue musculaire relativement au dessus du seuil fixé à 0,7 alors que durant le test témoin, l'estimation de la fatigue musculaire franchit aisément ce seuil. A chaque fois que la fatigue s'approche du seuil définie, le contrôle réagit en abaissant la durée de la contraction. Le muscle peut ainsi retrouver une meilleur condition pour se contracter.

Nous avons vu trois méthodes de contrôle de la durée des contractions musculaires utilisant l'indice de fatigue  $I_{CWT}$ . Ces méthodes ont montré que la fatigue du muscle pouvait être asservie pour rester relativement au dessus d'un seuil de fatigue fixé. Le contrôle par retour d'état utilise une modélisation en temps réel de la fatigue musculaire grâce à une identification. Les erreurs qui peuvent survenir lors de cette identification pouvant altérer la commande, nous avons donc introduit deux méthodes sans modélisation du système avec un régulateur proportionnel et une régulation par logique floue. La première semble induire un plus petit dépassement du seuil choisi. Cependant, elle ne tient pas compte de la tendance de l'estimation de la fatigue. Ceci semble provoquer une sorte d'oscillation sur la fatigue musculaire qui est moins prononcée avec l'utilisation du régulateur par logique floue. Pour nos différentes méthodes de contrôle, un seul indicateur physiologique du muscle est utilisé: la fatigue musculaire. Toutefois, nous avons cherché un possible indicateur supplémentaire, obtenu avec l'électromyogramme, pouvant être utilisé pour un contrôle plus performant. Nous avons tenté de réaliser une estimation de la force musculaire développée en utilisant la bio-impédancemétrie.

L'étude préliminaire cette estimation de force est présentée au chapitre suivant.

## 4.7 BIA: Analyse d'impédance bioélectrique (impédancemétrie)

### 4.7.1 Introduction

La bio-impédance (ou impédancemétrie), consiste en une mesure de la résistance du tissu biologique comme les muscles par exemple [132]. Pour ce faire, plusieurs électrodes sont placées sur le tissu à mesurer et un courant électrique est induit entre elles. En appliquant une tension aux bornes des électrodes, il est possible de mesurer une impédance par le biais de la loi d'Ohm.

Il existe plusieurs types d'impédancemétrie:

- Fréquence unique (single frequency) BIA (SF-BIA). Généralement, une sinusoïde de 50 kHz est induite entre deux électrodes de surface placées sur la peau [133].
- Fréquences multiples (multi frequency) BIA (MF-BIA). Des fréquences habituellement comprises entre 5 et 200 kHz sont utilisées pour observer différentes réponses du muscle selon les fréquences [134].
- Spectroscopie Bioélectrique (Bioelectrical spectroscopy) BIS. Elle utilise les deux techniques précédente avec des modèles mathématiques et des équations de mélange pour estimer les variations d'impédance dans le tissu observé [135].
- BIA segmentaire (segmental-BIA). Plusieurs mesures de bio-impédance sont réalisées sur différents segment du corps (jambe, bras, tronc par exemple) [136].
- Analyse bioélectrique par vecteur d'impédance (Bioelectrical impedance vector analysis). Après calcul de la résistance et de la réactance (vecteur complexe), des méthodes statistiques sont utilisées pour discriminer les sujets subissant l'impédancemétrie [137].

Dans notre cas, l'impédancemétrie va être réalisée en utilisant les impulsions générées par l'électrostimulateur. Nous avons vu que les impulsions sont à courant constant et que c'est la tension de sortie de l'électromyostimulateur qui s'adapte en fonction de l'impédance inter-électrodes de stimulation. Notre principe est donc de recueillir la tension des impulsions afin de s'en servir pour trouver l'impédance du muscle (entre les deux électrodes de stimulation). La figure 4.21 schématise la mesure de tension pour une électrostimulation sur le biceps.

### 4.7.2 Montage de mesure de tension

L'électromyostimulateur que nous utilisons envoie des impulsions de stimulation à courant constant. La tension des impulsions s'adapte en fonction de l'impédance qui existe entre les deux électrodes de stimulation. L'impédance musculaire peut donc être calculée pendant l'envoi des impulsions de stimulation. Comme nous connaissons le courant de stimulation et que nous allons mesurer la tension

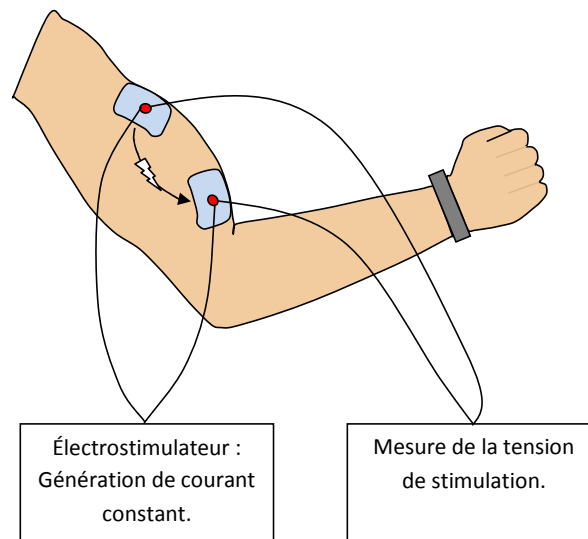


FIGURE 4.21 – Schéma de recueillement de la tension de stimulation pendant une électrostimulation sur le biceps.

des impulsions, une simple loi d'Ohm nous permet de connaître la résistance inter-électrodes. C'est à dire la résistance qu'il existe entre les deux électrodes de stimulation. Cette résistance comprend la résistance de l'interface électrode peau et la résistance musculaire.

$$R_{mesure} = \frac{U}{I}, \quad (4.34)$$

où  $R$  est l'impédance inter-électrode,  $I$  est le courant des impulsions de stimulation et  $U$  est la tension mesurée pendant les impulsions. Afin de recueillir la tension de stimulation qui se trouve entre les deux électrodes de stimulation, un circuit différentiel a été créé. Le schéma est montré en figure 4.22. La tension de stimulation étant trop grande par rapport à la tension qui est généralement utilisée par un amplificateur opérationnel, deux ponts diviseurs de tension sont donc présents à l'entrée du circuit, un pour chaque tension d'électrode. Ils permettent d'atténuer la tension de chaque électrode d'un facteur  $k$  afin d'empêcher la saturation de l'amplificateur pendant l'électromyostimulation. Nous avons donc:

$$k = \frac{R_2}{R_1 + R_2}, \quad (4.35)$$

ce qui mène à

$$e1 = kE_{s1} \quad \text{et} \quad e2 = kE_{s2} \quad (4.36)$$

Comme le montage est placé en parallèle du muscle, celui-ci doit avoir une résistance assez forte devant celle du muscle (inter-électrode) afin que le courant d'entrée du circuit soit négligeable devant celui qui transite dans le muscle. La résistance inter-électrode étant de l'ordre de quelques centaines

d’Ohm, nous avons considéré que la résistance d’entrée du montage devait être 100 fois plus grande que la résistance inter-électrode afin de rendre le courant d’entrée négligeable. La série de résistance  $R_1$  et  $R_2$  doit donc être supérieure à  $100\text{ k}\Omega$ . Le ratio  $k$  a été fixé à  $\frac{1}{15}$  pour que l’amplificateur opérationnel supporte la tension maximale que peut envoyer l’électromyostimulateur.

$$e_1, e_2 = \frac{Stim_{max}}{15} = \frac{150}{15} = 10. \tag{4.37}$$

Ce ratio de 1 pour 15 est utilisé ultérieurement afin de retrouver la vraie valeur de la tension par rapport à celle mesurée. Deux suiveurs notés  $S$  ont été ajoutés pour séparer les deux parties du circuit, ce qui permet d’avoir un courant nul sur les entrées des AOP  $S$  (cf. figure 4.22). La seconde partie du montage réalise une différence des deux tensions des électrodes de stimulation, ce qui nous donne la tension inter-électrode divisée par le facteur  $k$ . Nous obtenons la différence suivante:

$$V_s = \frac{R_a}{R_b}(e_2 - e_1). \tag{4.38}$$

Afin d’avoir une différence sans amplification,  $R_a$  et  $R_b$  ont été choisies de telle sorte que  $R_a = R_b$ . Nous avons donc:

$$V_s = e_2 - e_1. \tag{4.39}$$

Une fois recueillies, les données de la tension doivent être multipliées par un facteur qui correspond à l’inverse du facteur d’atténuation  $k$  des ponts diviseurs de tension.

### 4.7.3 Détection des impédances

Durant une EMS, La tension  $V_s$  est recueillie. Elle doit être transformée puisque un facteur d’atténuation  $k$  a été appliqué aux tensions des électrodes de stimulation afin de préserver l’amplificateur opérationnel. Nous avons vu précédemment que ce coefficient devait être inversé avant d’être multiplier avec  $V_s$  pour obtenir la tension de stimulation pour le calcul de l’impédance  $V_i$ .

$$V_i = \frac{V_s}{k}. \tag{4.40}$$

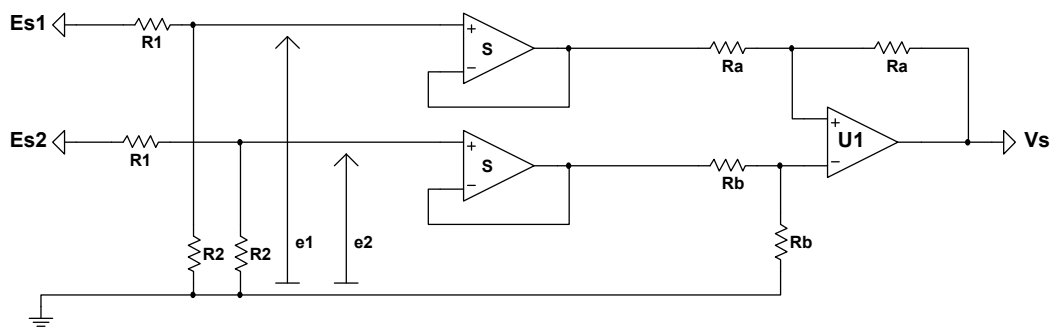


FIGURE 4.22 – Schéma du circuit pour recueillir la tension inter-électrode durant les impulsions de stimulation.

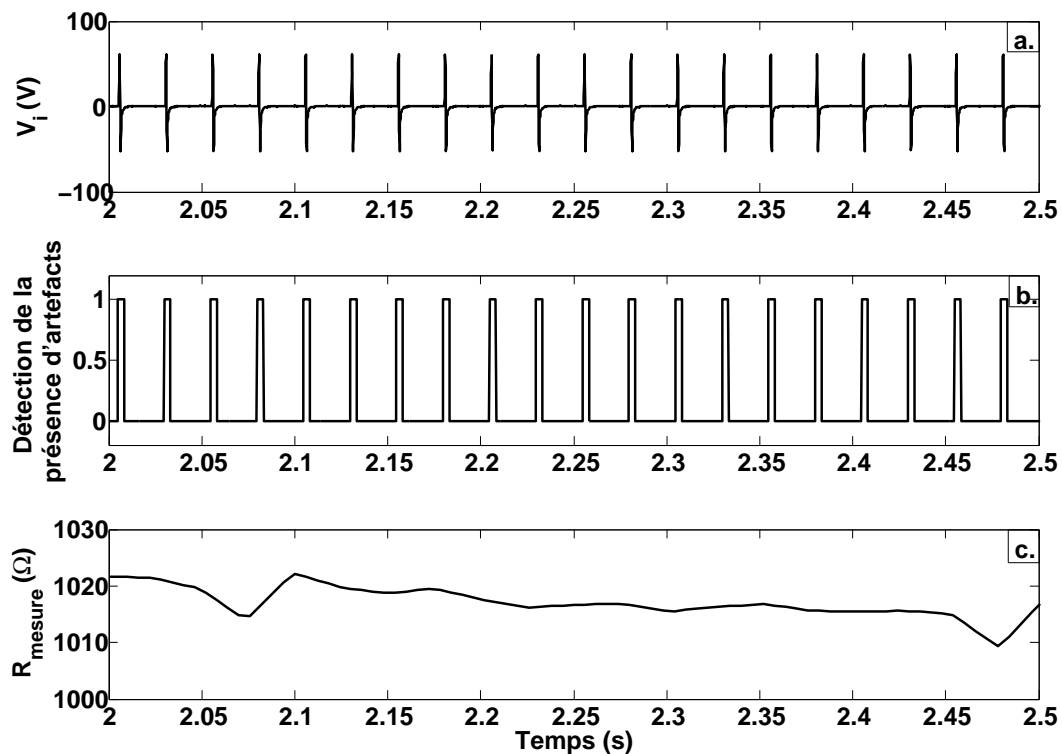


FIGURE 4.23 – Exemple de mesure de bio-impédance musculaire: a) La tension inter-électrode ( $V_i$ ), b) Détection des impulsions de stimulation grâce à une technique de suppression d'artefacts, c)  $R_{mesure}$  correspondant pour chaque impulsion détectée.

Un exemple de  $V_i$  mesurée est donné à la figure 4.23a. Afin de détecter chaque stimulation, l'algorithme de suppression d'artefact par double seuils, présenté au chapitre 3.2.0.1, a été utilisé. Le but, cette fois ci, n'est pas de supprimer les artefacts de stimulations mais de les détecter. Ce que l'algorithme détectera comme artefacts de stimulation sera pour nous les valeurs de tension générées par l'électromyostimulateur. L'algorithme fonctionne de la même manière. Cependant, au lieu de conserver les valeurs de tension entre deux artefacts, nous gardons les tensions des artefacts eux mêmes. La figure 4.23b affiche cette détection. A chaque fois que la courbe est à 1, une impulsion est détectée. La bio-impédance  $R_{mesure}$  utilise la valeur maximale de chaque tension d'impulsion et la valeur du courant de stimulation choisie pour résoudre l'équation 4.34. Un exemple de résultats de bio-impédance est tracé à la figure 4.23c, ils correspondent avec la tension mesurée de la figure 4.23a.

#### 4.7.4 Résultats

Nous avons observé l'évolution de la résistance musculaire au cours d'une stimulation électrique. La figure 4.24 montre un exemple de cette évolution pour des paramètres de stimulation fixés, l'intensité est de 60 mA et la fréquence de 50 Hz. Nous pouvons voir que  $R_{mesure}$  est modifiée au cours de la

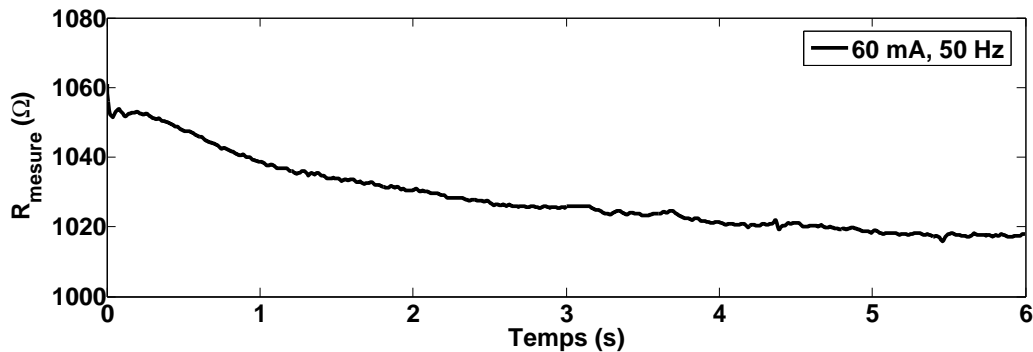


FIGURE 4.24 – Bio-impédance d'un sujet au cours d'une stimulation d'intensité fixée à 60 mA, de fréquence fixée à 50 Hz et d'une durée de 6 secondes.

stimulation. Ce changement pourrait nous donner des informations supplémentaires sur la manière dont le muscle se contracte.

La figure 4.25a montre l'évolution de  $R_{mesure}$  pour différentes stimulations. L'intensité est fixée à 50 mA et la fréquence des trains d'impulsion varie de 40, 50, 60 et 70 Hz. Nous pouvons voir que les courbes ne suivent pas le même chemin. Ce qui tend à dire que l'impédance d'un muscle stimulé n'évolue pas de la même manière selon le type de stimulation qui lui est appliqué. Sur la figure 4.25b, un test similaire a été réalisé où, cette fois ci, la fréquence est fixée à 50 Hz et l'intensité est variable de 40, 50, 60 et 70 mA. On peut remarquer qu'ici aussi les impédances n'évoluent pas de la même manière. Ce qui renforce l'idée qu'utiliser l'impédance musculaire comme paramètre pour voir l'évolution de l'état d'un muscle pendant une électromyostimulation pourrait être envisageable.

### 4.7.5 Mesure couplée impédance-force

La mesure couplée de la bio-impédance et de la force développée pendant la même contraction pourrait révéler une possible corrélation entre l'impédance d'un muscle et la force qui est produite. La mesure de la force a été réalisée sur un biodex system 3 pro [138] qui permet une mesure de couple de la force développée pendant une contraction (volontaire ou évoquée électriquement). Un capteur dynamométrique nous donne la force en Newton mètre en temps réel lors de la contraction.

#### 4.7.5.1 Mesure durant une contraction volontaire

La figure 4.26 montre la mesure de l'impédance inter-électrode de stimulation et la mesure de la force recueillie sur un sujet effectuant une contraction volontaire. La mesure de l'impédance a été réalisée avec un courant faible afin de ne pas perturber la contraction volontaire. Le courant était de 10 mA et  $R_{mesure}$  a été calculée de la même manière que le traitement de la section 4.7.2 et 4.7.3. Nous voyons apparaître une relation entre les deux courbes. Plus la force développée pendant la contraction est forte plus l'impédance diminue. Nous avons voulu utiliser cette caractéristique



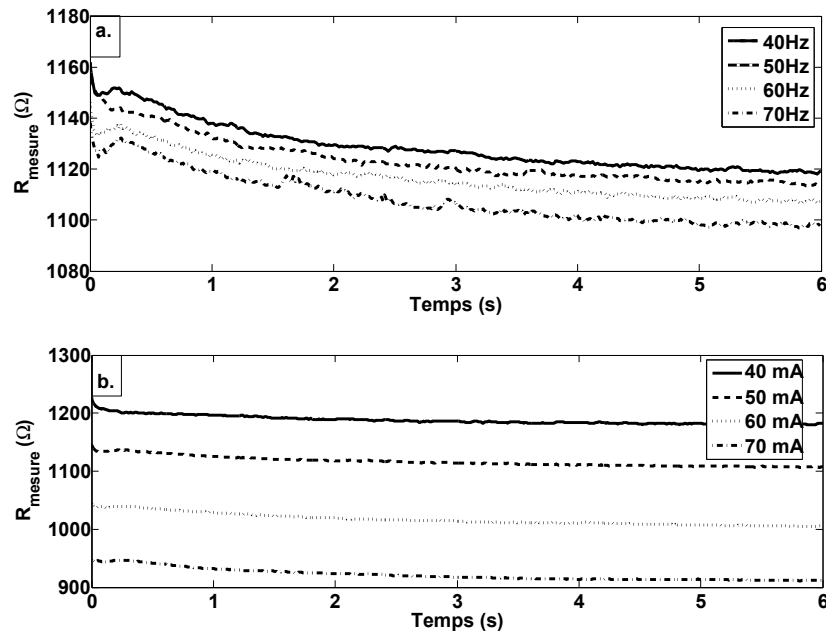


FIGURE 4.25 – a) Bio-impédance d'un sujet sur une stimulation d'intensité fixée à 50 mA d'une durée de 6 secondes pour 4 fréquences différentes (40, 50, 60 et 70 Hz). b) Bio-impédance d'un sujet sur une stimulation de fréquence fixée à 50 Hz d'une durée de 6 secondes pour 4 intensités différentes (40, 50, 60 et 70 mA).

pour analyser les contractions évoquées durant une électromyostimulation. Le but est de tenter de quantifier la force développée par un muscle durant une contraction par EMS par l'intermédiaire de la bio-impédance mesurée.

#### 4.7.5.2 Mesure durant une contraction par EMS

Plusieurs stimulations différentes ont été appliquées sur des sujets afin de voir s'il existe une différence dans le couplage impédance-force. Les stimulations ont toutes été réalisées sur le biceps avec deux paramètres d'impulsion fixes (forme d'onde biphasique et 1 ms de durée d'impulsion) et deux paramètres variables qui sont la fréquence 40, 50, 60 et 70 Hz et l'intensité 30, 40, 50, 60 et 70 mA. Les électromyostimulations tests ont été réalisées pour toutes les combinaisons possibles des deux paramètres variables. Ce qui donne 20 courbes tests par sujets. Deux calculs ont été réalisés sur les données acquises pendant les 6 secondes de stimulation. Le premier est la moyenne de l'impédance mesurée représentée sur la moyenne de la force développée durant l'effort complet. Un exemple de résultat obtenu est affiché à la figure 4.27. La seconde est une moyenne de la dernière seconde de stimulation. Elle représente les valeurs d'impédance et de force finales de la stimulation. Un exemple est montré en figure 4.28. Nous pouvons voir la même caractéristique que pour une contraction volontaire, à savoir, plus la force développée est importante plus l'impédance mesurée est faible. On voit apparaître un autre phénomène, il s'agit d'un plateau où à partir d'un certain courant de stimu-

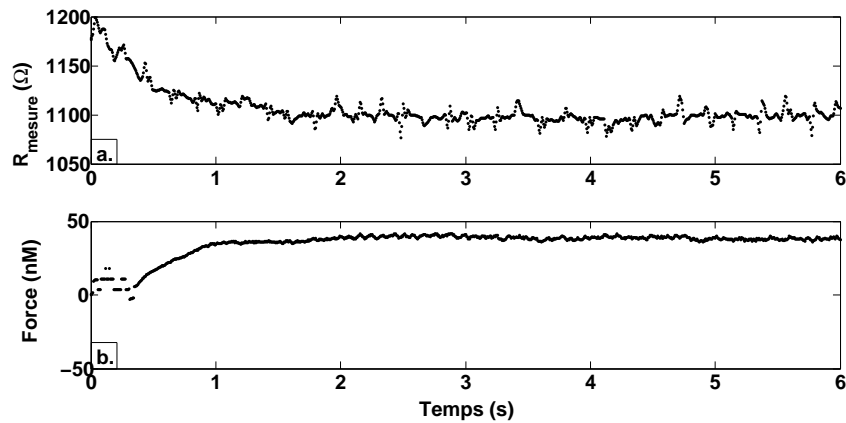


FIGURE 4.26 – a) Bio-impédance pendant une contraction volontaire d’un sujet à sa force maximale, b) Force développée pendant la contraction.

lation, la force n’augmente plus. Nous pourrions considérer une telle caractéristique comme la force maximale qui pourrait être développée par un muscle pendant une électromyostimulation. Afin de représenter la tendance de la courbe impédance-force, une approximation polynomiale d’ordre 2 a été réalisée grâce aux moindres carrés simples ( $f(x) = ax^2 + bx + c$ ). Cette approximation est représentée par la courbe noire des figures 4.27 et 4.28. Nous voyons nettement le phénomène de plateau apparaître pour les intensités de stimulation 60 et 70 mA, ce qui tendrait à dire que le sujet atteint une force développée maximale pour un courant aux alentours de 60 mA. Il serait donc inutile d’augmenter l’intensité de la stimulation puisque celle-ci crée déjà une force maximale sur le muscle stimulé. Une intensité plus importante pourrait conduire à une douleur plus grande ou bien, encore plus grave, à une destruction de fibres musculaires due à un courant trop important. De plus, bien que la force tende vers une valeur maximale, l’impédance semble toujours évoluer.

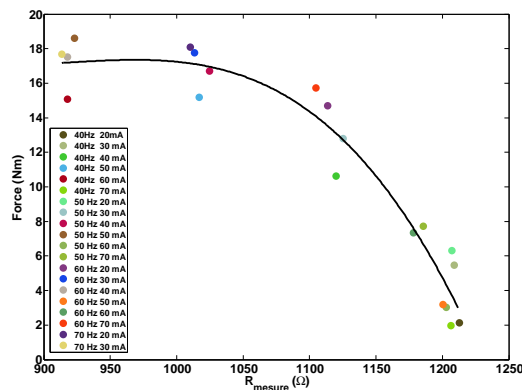


FIGURE 4.27 – Représentation des impédances/forces moyennes pour 20 stimulations d’une durée de 6 secondes avec un forme d’onde biphasique, 1 ms de durée d’impulsion, fréquence de 40, 50, 60 et 70 Hz et intensité de 30, 40, 50, 60 et 70 mA.

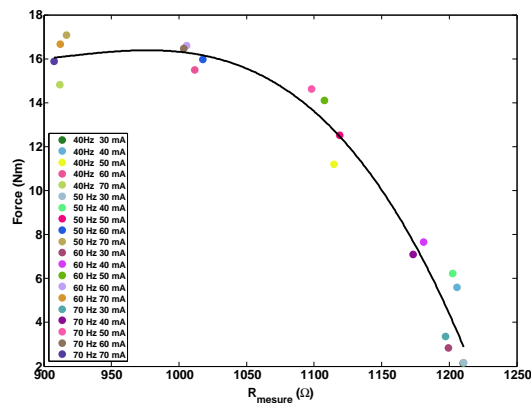


FIGURE 4.28 – Représentation des impédances/forces finales pour 20 stimulations d'une durée de 6 secondes avec un forme d'onde biphasique, 1 ms de durée d'impulsion, fréquence de 40, 50, 60 et 70 Hz et intensité de 30, 40, 50, 60 et 70 mA.

#### 4.7.5.3 Modélisation et linéarisation

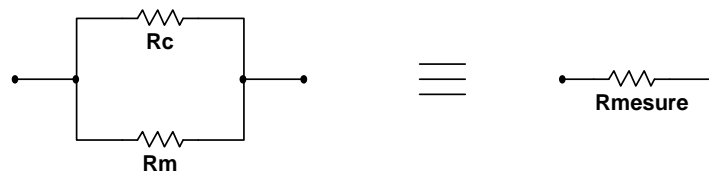


FIGURE 4.29 – Représentation du modèle de résistance mesurée  $R_{mesure}$ . Deux résistances en parallèle avec  $R_m$  la résistance des tissus musculaires et  $R_c$  la résistance de la contraction du muscle.

Afin de déduire la corrélation entre l'impédance et la force, nous avons travaillé sur une modélisation de la résistance musculaire. Sachant que nous mesurons la résistance  $R_{mesure}$  grâce aux traitements précédents, nous avons considéré que la résistance d'un muscle pourrait se caractériser par deux résistances en parallèle. L'une d'elle représente la résistance des tissus musculaires au repos, que nous noterons  $R_m$ . Cette résistance doit être fixe puisque le tissu présent dans le muscle stimulé ne change pas. L'autre, en revanche, est une résistance variable notée  $R_c$  qui dépend de la contraction musculaire. La variabilité de cette résistance pourrait nous donner des informations sur la manière dont le muscle se contracte. Nous avons donc le schéma de la figure 4.29, où la résistance mesurée  $R_{mesure}$  serait calculée tel que:

$$R_{mesure} = \frac{R_m \cdot R_c}{R_m + R_c}. \quad (4.41)$$

La résistance que nous voulons trouver est  $R_c$ . Grâce à l'équation 4.41, nous isolons  $R_c$  pour obtenir

$$R_c(R_m - R_{mesure}) = R_{mesure} \cdot R_m, \quad (4.42)$$

$$R_c = \frac{R_{mesure} \cdot R_m}{R_m - R_{mesure}}.$$

La résistance  $R_m$  doit être fixée. Nous avons choisi de prendre le  $R_m$  qui linéarise le mieux les résultats mesurés. Considérant que nous avons 20 points d'impédance-force par sujet testé, ceux correspondant aux points trouvés au chapitre 4.7.5.2. Nous allons chercher pour quelle  $R_m$  la courbe  $f(R_c) = force$  approche aux mieux une droite. Nous faisons varier  $R_m$  de 1 à 1,5 fois la valeur maximale de l'impédance sur les 20 points de mesure avec un pas de  $1 \Omega$ . Nous calculons ensuite la résistance  $R_c$  pour chaque valeur de  $R_m$  pour les 20 points grâce à l'équation 4.42. Nous approximations les  $R_c$  trouvée pour chaque  $R_m$  par une droite de la forme  $y = ax + b$  et l'erreur quadratique  $eq$  entre  $R_c$  et la droite approximée est trouvée de telle sorte que

$$eq = \frac{1}{20} \sum_{i=1}^{20} [R_c(i) - y(R_c(i))]^2 \quad (4.43)$$

La figure 4.30 montre un exemple de calcul de l'erreur quadratique moyenne. La résistance  $R_m$  qui linéarise le mieux les résultats mesurés est celui pour lequel l'erreur est minimale. Elle est représentée par la flèche. La valeur de  $R_m$  ainsi trouvée est utilisée comme valeur fixe de la résistance des tissus musculaires pour tous les points de mesure réalisés sur un même sujet et une même session d'électromyostimulation.

Maintenant que nous savons comment trouver  $R_m$  pour une session de stimulation, nous voudrions savoir s'il est possible de discriminer certaines stimulations. Nous sommes parti des mêmes 20 points que précédemment que nous avons séparés en quatre groupes. Ils sont déterminés grâce à la

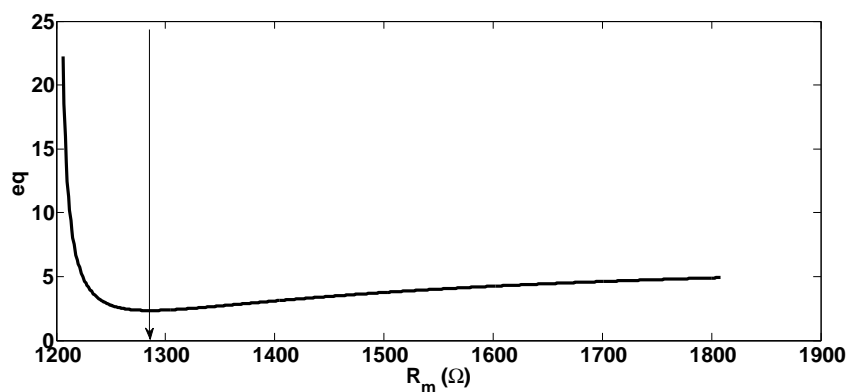


FIGURE 4.30 – Exemple d'erreurs quadratiques en fonction de  $R_m$ . La résistance  $R_m$  qui linéarise le mieux les résultats mesurés est celui pour lequel l'erreur est minimale. Elle est représentée par la flèche.

fréquence des impulsions de stimulation qui varient de 40, 50, 60, et 70 Hz. Chaque groupe possède donc cinq points de mesure pour les cinq intensités : 30, 40, 50, 60 et 70 mA. Pour chaque groupe, nous calculons les  $R_c$  correspondantes aux cinq valeurs de courant et à la valeur de  $R_m$  trouvée grâce à la méthode précédente. Puis les cinq points  $R_c$  de chaque groupe sont approximés par une droite ( $y = ax + b$ ). Un exemple de résultat est affiché à la figure 4.31 à gauche. Nous voyons apparaître sur cette figure une discrimination entre les courbes. Il existe un coefficient directeur différent pour les quatre courbes. Ce qui tend à montrer que la fréquence de l'envoi des impulsions de stimulation influe différemment sur la force développée et sur la variation d'impédance durant une contraction évoquée électriquement. Une autre remarque peut être apportée, nous pouvons voir que les droites semblent converger vers un point. La figure 4.31 à droite est un zoom de la figure de gauche au point de convergence des quatre droites. Le cercle noir montre les valeurs de force pour le calcul de la force musculaire d'un  $R_c = 0$ . Ce point de convergence pourrait être une estimation de la force maximale que pourrait développer un muscle sous électromyostimulation. Plus la résistance  $R_c$  est faible plus on se rapproche de la force maximale développée. Le calcul de la résistance  $R_c$  pourrait remplacer la mesure de la force dans le sens où la force maximale serait estimée avec  $R_c = 0$  qui pourrait correspondre à une force développée  $F$  estimée à 100 % de la force maximale du muscle.

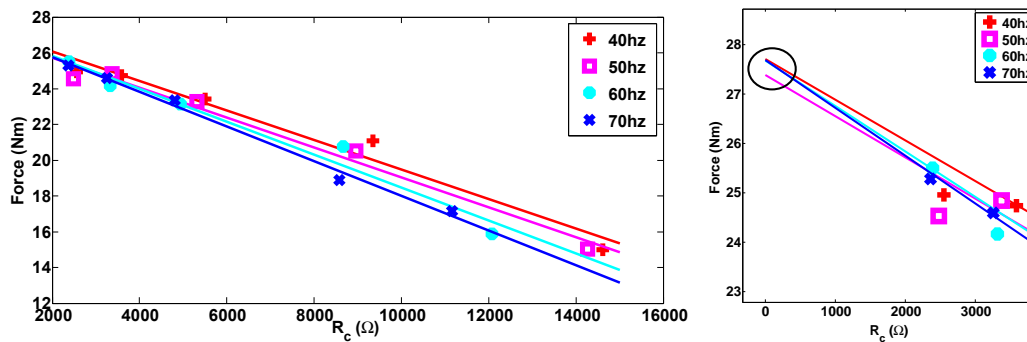


FIGURE 4.31 – A gauche) Exemple de discrimination pour les calculs de  $R_c$  pour cinq fréquences différentes (30, 40, 50, 60 et 70 Hz). A droite) point de concourance des approximations de droite.

## 4.8 Conclusion

Dans ce chapitre, Nous avons étudié trois contrôles de la fatigue musculaire en asservissant l'un des paramètres de stimulation. Nous avons choisi de réguler la durée de chaque contraction musculaire pendant la session de rééducation. En effet, la modification des autres paramètres, comme l'amplitude ou la fréquence des impulsions, pourrait être désagréable pour le sujet qui y est soumis. Les trois types de régulation sont: par retour d'état, par régulateur proportionnel et par logique floue. Nous avons pu voir que ces régulations permettent de maintenir la fatigue musculaire d'un sujet relativement au dessus d'un seuil choisi. Ce qui n'est pas le cas en comparaison avec une fatigue musculaire obtenue pendant une électromyostimulation témoin (avec une durée de stimu-

lation fixée) où l'estimation de la fatigue ne cesse de diminuer. Avec la régulation, plus la fatigue augmente, plus le régulateur diminue la durée de contraction afin qu'il puisse récupérer d'avantage. Nous avons vu que la commande par retour d'état utilise une modélisation en temps réel de la fatigue musculaire, grâce à une identification d'un modèle ARX du premier ordre, et que cette modélisation pouvait entraîner une mauvaise commande en cas de mauvaise identification. D'où l'introduction de deux autres régulateurs ne nécessitant pas de modélisation. Nous avons également vu que le régulateur proportionnel provoque une oscillation du processus. Enfin, nous avons introduit le calcul de la bio-impédance d'un muscle électromyostimulé qui pourrait être utilisé dans le but d'extraire un nouveau paramètre de la force développée pendant la contraction. Nous pourrions envisager d'utiliser ce nouveau paramètre comme une information physiologique supplémentaire pour le contrôle de la stimulation électrique.



# Conclusion

Ce mémoire présente la description d'un système d'électromyostimulation couplé à un système d'analyse des électromyogrammes en temps réel. Les électromyostimulations sont couramment utilisées dans les programmes de rééducation musculaire afin de faire du renforcement musculaire. Or, Lors d'électromyostimulation classique, le muscle subit des contractions sans aucun retour d'information provenant du muscle, ceci pourrait créer des dommages tissulaires. Afin de corriger ce problème, un système permettant le recueil et l'analyse des signaux électromyogrammes a été ajouté. Il observe la réaction du muscle pendant la contraction musculaire et donne une information sur le niveau de fatigue musculaire au cours de l'effort. Cette information peut ensuite être utilisée afin de donner au muscle une électromyostimulation adaptée à son niveau de fatigue.

Une interface machine donne la possibilité à un utilisateur de paramétrer les impulsions électriques du stimulateur avec comme paramètres l'amplitude (de 0 à  $\pm 100$  mA), la largeur d'impulsion (de 0.5 à 3 ms), la fréquence du train d'impulsion (de 10 à 100 Hz), la forme d'onde (monophasique, biphasique, double-biphasique, biphasique amortie et N-let), la durée du train d'impulsion et la durée de repos entre chaque électromyostimulation. Cette interface donne également la possibilité à l'utilisateur de modifier les paramètres concernant la méthode d'estimation de la fatigue musculaire et la méthode de contrôle appliquée à partir de l'estimation de la fatigue musculaire. De plus, plusieurs graphiques affichés en temps réel montre à l'utilisateur différentes informations relatives à la stimulation (l'impulsion de stimulation et la durée de stimulation courante) et à l'analyse des électromyogrammes (l'électromyogramme, avec et sans artefacts, les ondes M, l'onde M de référence et l'estimation du niveau de fatigue courant). Toutes ces informations peuvent être enregistrées, offrant à l'utilisateur l'opportunité de les analyser à posteriori.

Afin d'estimer la fatigue musculaire durant une contraction, plusieurs méthodes peuvent être utilisées. Cependant, le système permettant l'acquisition de l'électromyogramme recueille deux sources simultanément: l'activité électrique du muscle (notre signal utile) et les artefacts de stimulation (nos perturbations). Ces derniers doivent être supprimés du signal avant toutes analyses afin que l'estimation de la fatigue ne soit réalisée que sur les ondes M. Trois méthodes sont disponibles pour réaliser cette tâche. Deux sont issues de la littérature: une méthode basée sur des seuillages et une méthode



basée sur du blanking. Nous avons conçu la dernière méthode en s'appuyant sur une analyse en ondelette. Une fois les ondes M en notre possession, cinq méthodes nous permettent d'estimer la fatigue musculaire. Chacune d'entre elle faisant apparaître différentes caractéristiques de l'onde M. Quatre des cinq indices de fatigue sont issus de la littérature: le pic à pic (PTP) montrant l'évolution de l'amplitude des ondes M, la valeur RMS qui donne la surface des ondes M, la fréquence moyenne ( $F_{mean}$ ) et médiane ( $F_{med}$ ) de la densité spectrale de puissance nous donne une information sur les variations fréquentielles des ondes M. Les indices PTP et RMS sont des indices plutôt liés aux nombres d'unités motrices recrutées,  $F_{mean}$  et  $F_{med}$  seraient plutôt liés à la vitesse de propagation des potentiels d'action dans les fibres musculaires. Le dernier indice de fatigue, que nous proposons, est basé sur la décomposition continue en ondelette. Il est montré que les ondes M ont tendance à se dilater temporellement au cours d'une stimulation électrique. L'objectif de notre indice ( $I_{CWT}$ ) est d'observer l'évolution de cette dilatation en utilisant la forme d'onde des ondes M. Deux études, l'une basée sur la résistance des indices face aux bruits, l'autre face à la troncature, ont été réalisées et ont montrées la robustesse de l'indice  $I_{CWT}$  par rapport aux autres.

Nous avons réalisé plusieurs études expérimentales appliquant le système d'électromyostimulation couplé à l'analyse de la fatigue musculaire par électromyogrammes en condition réelle. Nous pouvons y voir l'évolution de la fatigue musculaire des cinq indices de fatigue, que nous avons implémentés, pour des contractions musculaires évoquées électriquement. Les indices observent les variations de fatigue d'un muscle montrant, ainsi, qu'il se fatigue de plus en plus pendant la contraction. D'autre par, lors d'envoi de train d'impulsion consécutifs, nous avons pu remarquer que l'évolution de la fatigue musculaire n'était pas identique pour chaque contraction. Ceci montre qu'un muscle ne réagit pas de la même manière à une EMS au cours d'une session de renforcement musculaire même si les paramètres de la stimulation électrique sont fixés. Nous avons introduit une possible modélisation de l'indice de fatigue  $I_{CWT}$  permettant l'extraction de trois paramètres de l'évolution de la fatigue musculaire. Il serait envisageable d'utiliser ces paramètres comme une méthode de discrimination entre des sujets ou entre différentes séances de rééducation par électrostimulation. Nous avons utilisé trois méthodes afin de contrôler l'un des paramètres de stimulation. Nous avons choisi d'asservir la durée de la contraction musculaire (la durée du train d'impulsion de stimulation). Une modification des autres paramètres comme l'amplitude des impulsions ou leurs fréquences d'envoi pourrait s'avérer désagréable pour le sujet. Les méthodes de contrôle utilisent toutes un indice de la fatigue musculaire pour obtenir une information sur l'état physiologique dans lequel se trouve le muscle pendant la contraction musculaire. Ainsi, la stimulation prend en compte le fait qu'un muscle trop fatigué doit avoir une stimulation électrique (une contraction musculaire) moins longue. La première méthode utilise une régulation par retour d'état grâce à une modélisation ARX de la fatigue en temps réel, la seconde utilise un régulateur proportionnel et la dernière est un contrôle par logique floue. Les deux dernières régulations sont sans modèle et permettent d'éviter une possible erreur d'identification du modèle. Nous avons pu observer que, selon l'intensité de la fatigue estimée, la longueur de chaque contraction évoluait pour s'adapter au niveau de fatigue actuel du muscle. Plus

le muscle est reposé (indice de fatigue proche de 1), plus la durée de la contraction est longue. Plus le muscle est dans un état de fatigue intense (indice de fatigue proche du seuil choisi), plus la durée de la contraction est courte. Ceci permet au muscle stimulé de retrouver sa condition d'origine afin de pouvoir subir des électromyostimulations plus intenses. Enfin, les essais expérimentaux se terminent par l'introduction d'une impédancemétrie réalisée pendant l'électromyostimulation. Cette mesure a pour but d'envisager une estimation de la force développée en mesurant la variation de la résistance inter-électrodes de stimulation durant la contraction du muscle. Nous utilisons le fait que les impulsions de stimulation sont réalisées à courant constant afin de calculer la résistance musculaire grâce à une loi d'ohm. La résistance musculaire est alors modélisée par deux résistances en parallèle, l'une fixe représentant la résistance des tissus musculaires, l'autre représente la variation de la résistance musculaire pendant la contraction.

Ce manuscrit introduit trois méthodes de contrôle des paramètres de l'électromyostimulation en utilisant un indice de fatigue musculaire basé sur l'analyse EMG. Cependant, il existe encore beaucoup d'autre possibilité à exploiter. Nous envisageons d'utiliser d'autres techniques de contrôle comme la RST ou la commande optimale. Nous pourrions également utiliser une trajectoire d'asservissement plutôt que de fixer un seuil de fatigue, ceci pourrait donner accès à plusieurs types d'exercices au cours d'une session d'électromyostimulation comme par exemple un échauffement, un effort et une récupération. Ce type de fonctionnement existe sur certains électromyostimulateurs du commerce. Cependant, il s'agit toujours d'un programme prédéfini, ne prenant en compte aucune information physiologique du muscle puisque il n'existe pas de biofeedback EMG, ou d'une modification directe de l'utilisateur entre différents modes de fonctionnement. Au delà d'une utilisation d'électromyostimulation classique, où les parties du corps subissant la rééducation sont dans une condition isométrique, nous envisageons d'utiliser notre système dans des exercices plus complexes. Par exemple, lors de stimulations électriques fonctionnelles (FES) où le patient réalise un exercice réel, comme la marche, l'électromyostimulation aidant à réaliser cet exercice. Notre système pourrait permettre de tenir compte de la fatigue musculaire au cours de l'exercice FES et pourrait éviter l'envoi de stimulations électriques surdimensionnées, ce qui est généralement le cas dans ce type d'exercice provoquant fatigue, douleur et surconsommation énergétique du patient.



# Bibliographie

- [1] T. Mekrami, S. Brignol, "Le muscle squelettique," *Pour en savoir plus, savoir et comprendre*, 2012. xiii, 7
- [2] Alberts, Bray, Johnson, Lewis, Raff, Roberts, and Walter., "Myosin and actin model," *Published by Garland Publishing, a member of the Taylor & Francis Group.*, vol. <http://www.essentialcellbiology.com>, 1998. xiii, 10
- [3] J. H. Quach, "Surface electromyography: Use, design & technological overview," *Paper diakses menggunakan http://www. Google. com. Pada*, vol. 8, 2007. xiii, 15, 17
- [4] Y. Heman-Ackah, S. Mandel, R. Manon-Espaillet, M. Abaza, and R. Sataloff, "Laryngeal electromyography," *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 40, no. 5, pp. 1003–1023, 2007. xiii, 17, 18
- [5] M. Levy, J. Mizrahi, and Z. Susak, "Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation," *Journal of biomedical engineering*, vol. 12, no. 2, pp. 150–156, 1990. xiv, 23, 24
- [6] G. Olmo, F. Laterza, and L. Presti, "Matched wavelet approach in stretching analysis of electrically evoked surface emg signal," *Signal Processing*, vol. 80, no. 4, pp. 671–684, 2000. xiv, 25, 26
- [7] R. Merletti, M. Knafitz, C. De Luca, *et al.*, "Electrically evoked myoelectric signals," *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 19, no. 4, pp. 293–340, 1992. xiv, 26, 27, 28, 29
- [8] E. Isakov, J. Mizrahi, T. Najenson, *et al.*, "Biomechanical and physiological evaluation of fes-activated paraplegic patients," *J Rehabil Res Dev*, vol. 23, no. 3, pp. 9–19, 1986. xxii, 25
- [9] G. Deley, G. Kervio, B. Verges, A. Hannequin, M. Petitdant, S. Salmi-Belmihoub, B. Grassi, and J. Casillas, "Comparison of low-frequency electrical myostimulation and conventional aerobic exercise training in patients with chronic heart failure," *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, vol. 12, no. 3, pp. 226–233, 2005. 6
- [10] V. Gremaux, J. Renault, L. Pardon, G. Deley, R. Lepers, and J. Casillas, "Low-frequency electric muscle stimulation combined with physical therapy after total hip arthroplasty for hip osteoarthritis in elderly patients: a randomized controlled trial," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 89, no. 12, pp. 2265–2273, 2008. 6
- [11] J. Byrne and S. Schultz, *Transport membranaire et bioélectricité*. De Boeck Supérieur, 1997. 8
- [12] D. Jones, *Physiologie Du Muscle Squelettique: De La Structure Au Mouvement Author: David Jones, Joan Round, Arnold De Haan, Michel Ri*. Elsevier, 2005. 9
- [13] R. Schmidt, *Physiologie*. De Boeck Supérieur, 1999. 9
- [14] A. Benabid, B. Wallace, J. Mitrofanis, C. Xia, B. Piallat, V. Fraix, A. Batir, P. Krack, P. Pollak, and F. Berger, "Therapeutic electrical stimulation of the central nervous system," *Comptes rendus biologiques*, vol. 328, no. 2, pp. 177–186, 2005. 11
- [15] D. Ceballos, A. Valero, E. Valderrama, T. Stieglitz, X. Navarro, *et al.*, "Polyimide cuff electrodes for peripheral nerve stimulation," *Journal of neuroscience methods*, vol. 98, no. 2, pp. 105–118, 2000. 11
- [16] J. Velloso and M. Souza, "A programmable system of functional electrical stimulation (fes)," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2234–2237, IEEE, 2007. 11

- [17] R. Westgaard, "Influence of activity on the passive electrical properties of denervated soleus muscle fibres in the rat.," *The Journal of physiology*, vol. 251, no. 3, pp. 683–697, 1975. 11
- [18] M. Knaflitz and R. Merletti, "Suppression of stimulation artifacts from myoelectric-evoked potential recordings," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 9, pp. 758–763, 1988. 12, 59, 60
- [19] K. McGill, K. Cummins, L. Dorfman, B. Berlizot, K. Luetkemeyer, D. Nishimura, and B. Widrow, "On the nature and elimination of stimulus artifact in nerve signals evoked and recorded using surface electrodes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 2, pp. 129–137, 1982. 12, 60
- [20] M. Vanderthommen, R. Gilles, P. Carlier, F. Ciancabilla, O. Zahlan, F. Sluse, and J. Crielaard, "Human muscle energetics during voluntary and electrically induced isometric contractions as measured by <sup>31</sup>P nmr spectroscopy," *International journal of sports medicine*, vol. 20, pp. 279–283, 1999. 12
- [21] M. Vanderthommen, J. Depresseux, L. Dauchat, C. Degueudre, J. Croisier, and J. Crielaard, "Spatial distribution of blood flow in electrically stimulated human muscle: a positron emission tomography study," *Muscle & nerve*, vol. 23, no. 4, pp. 482–489, 2000. 12
- [22] M. Vanderthommen, J. Depresseux, L. Dauchat, C. Degueudre, J. Croisier, and J. Crielaard, "Blood flow variation in human muscle during electrically stimulated exercise bouts," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 83, no. 7, pp. 936–941, 2002. 12
- [23] M. Vanderthommen, S. Duteil, C. Wary, J. Raynaud, A. Leroy-Willig, J. Crielaard, and P. Carlier, "A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved 1h- and 31p-nmrs in humans," *Journal of Applied Physiology*, vol. 94, no. 3, pp. 1012–1024, 2003. 12
- [24] J. Hannerz, "Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction," *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 91, no. 3, pp. 374–384, 2008. 12
- [25] P. Dehail, C. Duclos, and M. Barat, "Electrical stimulation and muscle strengthening," in *Annales de réadaptation et de médecine physique*, vol. 51, pp. 441–451, Elsevier, 2008. 13
- [26] A. Erika Scremin, L. Kurta, A. Gentili, B. Wiseman, K. Perell, C. Kunkel, and O. Scremin, "Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program 1," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 80, no. 12, pp. 1531–1536, 1999. 13
- [27] N. Babault, G. Cometti, M. Bernardin, M. Pousson, and J. Chatard, "Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 21, no. 2, p. 431, 2007. 13
- [28] B. Sánchez, P. Puche, and J. González-Badillo, "Percutaneous electrical stimulation in strength training: an update," *J Strength Cond Res*, vol. 19, no. 2, pp. 438–448, 2005. 13
- [29] N. Gould, D. Donnermeyer, M. Pope, and T. Ashikaga, "Transcutaneous muscle stimulation as a method to retard disuse atrophy," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 164, p. 215, 1982. 13
- [30] S. Mangold, C. Schuster, T. Keller, A. Zimmermann-Schlatter, and T. Ettlin, "Motor training of upper extremity with functional electrical stimulation in early stroke rehabilitation," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 23, no. 2, p. 184, 2009. 13
- [31] L. Bax, F. Staes, and A. Verhagen, "Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris?: A systematic review of randomised controlled trials," *Sports medicine*, vol. 35, no. 3, pp. 191–212, 2005. 13
- [32] I. Vivodtzev, J. Pépin, G. Vottero, V. Mayer, B. Porsin, P. Lévy, and B. Wuyam, "Improvement in quadriceps strength and dyspnea in daily tasks after 1 month of electrical stimulation in severely deconditioned and malnourished copd," *Chest*, vol. 129, no. 6, pp. 1540–1548, 2006. 14
- [33] J. Neder, D. Sword, S. Ward, E. Mackay, L. Cochrane, and C. Clark, "Home based neuromuscular electrical stimulation as a new rehabilitative strategy for severely disabled patients with chronic obstructive pulmonary disease (copd)," *Thorax*, vol. 57, no. 4, pp. 333–337, 2002. 14

- [34] M. Quittan, A. Sochor, G. Wiesinger, J. Kollmitzer, B. Sturm, R. Pacher, and W. Mayr, "Strength improvement of knee extensor muscles in patients with chronic heart failure by neuromuscular electrical stimulation," *Artificial organs*, vol. 23, no. 5, pp. 432–435, 1999. 14
- [35] S. S. Colson, M. Benchortane, V. Tanant, J.-P. Faghan, M. Fournier-Mehouas, C. Benaïm, C. Desnuelle, and S. Sacconi, "Neuromuscular electrical stimulation training: a safe and effective treatment for facioscapulohumeral muscular dystrophy patients," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 91, no. 5, pp. 697–702, 2010. 14
- [36] S. Borst, "Interventions for sarcopenia and muscle weakness in older people," *Age and ageing*, vol. 33, no. 6, pp. 548–555, 2004. 14
- [37] V. Convertino and H. Sandler, "Exercise countermeasures for spaceflight.," *Acta astronautica*, vol. 35, no. 4-5, p. 253, 1995. 14
- [38] D. Moreau, P. Dubots, V. Boggio, J. Guillard, and G. Cometti, "Effects of electromyostimulation and strength training on muscle soreness, muscle damage and sympathetic activation," *Journal of sports sciences*, vol. 13, no. 2, pp. 95–100, 1995. 14
- [39] K. Nosaka, M. Newton, and P. Sacco, "Delayed-onset muscle soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage," *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 12, no. 6, pp. 337–346, 2002. 14
- [40] M. Vanderthommen and J. Crielaard, "Electromyostimulation en médecine du sport," *Revue Médicale de Liège*, vol. 56, no. 5, 2001. 14
- [41] R. Zory, D. Boerio, M. Jubeau, and N. Maffiuletti, "Central and peripheral fatigue of the knee extensor muscles induced by electromyostimulation," *International journal of sports medicine*, vol. 26, no. 10, pp. 847–853, 2005. 14
- [42] C. McNeil, B. Murray, and C. Rice, "Differential changes in muscle oxygenation between voluntary and stimulated isometric fatigue of human dorsiflexors," *Journal of Applied Physiology*, vol. 100, no. 3, pp. 890–895, 2006. 14
- [43] J. Theurel, R. Lepers, L. Pardon, and N. Maffiuletti, "Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle," *Respiratory physiology & neurobiology*, vol. 157, no. 2-3, pp. 341–347, 2007. 14
- [44] M. Jubeau, A. Sartorio, P. Marinone, F. Agosti, J. Van Hoecke, K. Nosaka, and N. Maffiuletti, "Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage," *Journal of applied physiology*, vol. 104, no. 1, pp. 75–81, 2008. 14
- [45] W. Girsch, M. Bijak, G. Heger, R. Koller, H. Lanmüller, W. Mayr, H. Thoma, and U. Losert, "Monitoring of fes-induced muscle activity by continuous emg-recording.," *The International journal of artificial organs*, vol. 18, no. 6, p. 340, 1995. 14
- [46] J. Winslow, P. Jacobs, and D. Tepavac, "Fatigue compensation during fes using surface emg," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, no. 6, pp. 555–568, 2003. 14
- [47] A. Labarre-Vila, "Électromyographie de surface et fonction musculaire en pathologie," *Revue Neurologique*, vol. 162, no. 4, pp. 459–465, 2006. 18
- [48] D. Stegeman, J. Blok, H. Hermens, and K. Roeleveld, "Surface emg models: properties and applications," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 313–326, 2000. 18
- [49] M. Zwarts, G. Drost, and D. Stegeman, "Recent progress in the diagnostic use of surface emg for neurological diseases," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 287–291, 2000. 19
- [50] C. Frigo and R. Shiavi, "Applications in movement and gait analysis," *Electromyography*, pp. 381–401, 2004. 19
- [51] J. Faucett, M. Garry, D. Nadler, and D. Ettare, "A test of two training interventions to prevent work-related musculoskeletal disorders of the upper extremity," *Applied Ergonomics*, vol. 33, no. 4, pp. 337–347, 2002. 19
- [52] A. Khadivi, K. Nazarpour, and H. Zadeh, "Semg classification for upper-limb prosthesis control using higher order statistics," in *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005. Proceedings.(ICASSP'05). IEEE International Conference on*, vol. 5, pp. v–385, IEEE, 2005. 19

- [53] B. MacIntosh, P. Gardiner, and A. McComas, *Skeletal muscle: form and function*. Human Kinetics Publishers, 2006. 20
- [54] J. Scherrer and H. Monod, "Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme," *Physiologie*, vol. 52, pp. 419–501, 1960. 20, 21
- [55] R. Edwards, "Human muscle function and fatigue," in *Ciba Foundation Symposium 82-Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanisms*, pp. 1–18, Wiley Online Library, 1981. 20
- [56] G. Filligoi and F. Felici, "Detection of hidden rhythms in surface emg signals with a non-linear time-series tool," *Medical engineering & physics*, vol. 21, no. 6, pp. 439–448, 1999. 20, 21, 58
- [57] E. Asmussen, "Muscle fatigue," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 11, no. 4, p. 313, 1979. 20
- [58] D. KIRKENDALL, "Mechanisms of peripheral fatigue," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 22, no. 4, p. 444, 1990. 21
- [59] S. Boyas and A. Guével, "Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms," *Annals of physical and rehabilitation medicine*, vol. 54, no. 2, pp. 88–108, 2011. 21
- [60] B. Bigland-Ritchie, E. Cafarelli, N. Vøllestad, *et al.*, "Fatigue of submaximal static contractions.," *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, vol. 556, p. 137, 1986. 21
- [61] W. Ament and G. Verkerke, "Exercise and fatigue," *Sports Medicine*, vol. 39, no. 5, pp. 389–422, 2009. 21
- [62] Å. Kilbom and T. Brundin, "Circulatory effects of isometric muscle contractions, performed separately and in combination with dynamic exercise," *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 36, no. 1, pp. 7–17, 1976. 23
- [63] C. Phillips, *Functional electrical rehabilitation: technological restoration after spinal cord injury*. Springer-Verlag, 1991. 23
- [64] M. Duvoisin, D. Doerr, H. Reed, J. Flores, and P. Buchanan, "A technique for quantification of muscle force during ems," in *ProcIEEE 8th Ann Conf Eng Med Biol*, pp. 588–91, 1986. 23
- [65] M. Bergstrom and E. Hultman, "Energy cost and fatigue during intermittent electrical stimulation of human skeletal muscle," *Journal of applied physiology*, vol. 65, no. 4, pp. 1500–1505, 1988. 24
- [66] D. Arnold, P. Matthews, and G. Radda, "Metabolic recovery after exercise and the assessment of mitochondrial function in vivo in human skeletal muscle by means of  $^{31}\text{P}$  nmr," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 1, no. 3, pp. 307–315, 1984. 24
- [67] B. Chance, S. Eleff, and J. Leigh, "Noninvasive, nondestructive approaches to cell bioenergetics," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 77, no. 12, p. 7430, 1980. 24
- [68] N. Le Tallec, P. Lacroix, J. de Certaines, F. Chagneau, R. Levasseur, and E. Le Rumeur, "Effects of dimethylformamide on in vivo fatigue and metabolism in rat skeletal muscle measured by  $^{31}\text{P}$ -nmr," *Journal of pharmacological and toxicological methods*, vol. 35, no. 3, pp. 139–143, 1996. 24
- [69] A. Lind, S. Taylor, P. Humphreys, B. Kennelly, K. Donald, *et al.*, "The circulatory effects of sustained voluntary muscle contraction.," *Clinical science*, vol. 27, p. 229, 1964. 25
- [70] E. Isakov, J. Mizrahi, D. Graupe, E. Becker, and T. Najenson, "Energy cost and physiological reactions to effort during activation of paraplegics by functional electrical stimulation.," *Scandinavian journal of rehabilitation medicine. Supplement*, vol. 12, p. 102, 1985. 25
- [71] B. Bigland-Ritchie, D. Jones, and J. Woods, "Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions," *Experimental Neurology*, vol. 64, no. 2, pp. 414–427, 1979. 25
- [72] J. Mizrahi, "Fatigue in muscles activated by functional electrical stimulation," *Crit. Rev. Phys. Rehabil. Med*, vol. 9, no. 2, pp. 93–129, 1997. 25, 71, 79, 99, 104
- [73] M. Stefancic, A. Kralj, R. Turk, T. Bajd, H. Benko, and J. Segal, "Neurophysiological background of the use of functional electrical stimulation in paraplegia," *Electromyography and clinical neurophysiology*, vol. 26, no. 5-6, pp. 423–435, 1986. 26

- [74] B. Gans, G. Kraft, *et al.*, "M-response quantification: a technique.," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 62, no. 8, p. 376, 1981. 27
- [75] L. Lindstrom and R. Magnusson, "Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications," *Proceedings of the IEEE*, vol. 65, no. 5, pp. 653–662, 1977. 27
- [76] F. Stulen and C. De Luca, "Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 7, pp. 515–523, 1981. 27
- [77] K. McGill and L. Dorfman, "High-resolution alignment of sampled waveforms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 6, pp. 462–468, 1984. 27
- [78] M. Naeije and H. Zorn, "Estimation of the action potential conduction velocity in human skeletal muscle using the surface emg cross-correlation technique.," *Electromyography and clinical neurophysiology*, vol. 23, no. 1-2, p. 73, 1983. 27
- [79] T. Masuda, H. Miyano, and T. Sadoyama, "The measurement of muscle fiber conduction velocity using a gradient threshold zero-crossing method," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 10, pp. 673–678, 1982. 27
- [80] B. Wheeler and S. Smith, "High-resolution alignment of action potential waveforms using cubic spline interpolation," *Journal of biomedical engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 47–53, 1988. 27
- [81] J. Basmajian and C. De Luca, "Muscles alive: their functions revealed by electromyography, 5th edn williams and wilkins," *PROCEEDINGS OF THE ROYAL SOCIETY OF MEDICINE*, vol. 278, p. 126, 1985. 27, 57
- [82] N. Instruments, "Ni usb-6251 bnc." 16-Bit, 1.25 MS/s M Series, Integrated BNC, External Power. 33
- [83] H. Wu, S. Young, and T. Kuo, "A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 51, no. 1, pp. 2–9, 2002. 33
- [84] M. Stecker, "Nerve stimulation with an electrode of finite size: differences between constant current and constant voltage stimulation," *Computers in biology and medicine*, vol. 34, no. 1, pp. 51–94, 2004. 33
- [85] L. Mesin, R. Merletti, and A. Rainoldi, "Surface EMG: The issue of electrode location," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 5, pp. 719–726, 2009. 45
- [86] T. WATANABE, N. MIURA, N. HOSHIMIYA, and Y. HANDA, "The possibility of using m-waves related to double pulses for evaluating muscle fatigue in fes control.," *Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering*, vol. 38, no. 1, pp. 42–48, 2000. 51
- [87] Z. Karu, W. Durfee, and A. Barzilai, "Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let pulse trains," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 8, pp. 809–817, 2002. 51
- [88] H. Piper, *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. J. Springer, 1912. 57
- [89] V. Inman, H. Ralston, J. De CM Saunders, M. Bertram Feinstein, and E. Wright, "Relation of human electromyogram to muscular tension," *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 4, no. 2, pp. 187–194, 1952. 57
- [90] K. Kogi and T. Hakamada, "Frequency analysis of the surface electromyogram in muscle fatigue.," *Rodo kagaku. The Journal of science of labour*, vol. 38, p. 519, 1962. 57
- [91] C. De Luca *et al.*, "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans.," *Critical reviews in biomedical engineering*, vol. 11, no. 4, p. 251, 1984. 57
- [92] L. Lindstrom, R. Magnusson, and I. Petersen, "Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of emg signals.," *Electromyography*, vol. 10, no. 4, p. 341, 1970. 57
- [93] E. Kwatny, D. Thomas, and H. Kwatny, "An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 4, pp. 303–313, 1970. 57
- [94] F. Stulen and C. De Luca, "Muscle fatigue monitor: a noninvasive device for observing localized muscular fatigue," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 12, pp. 760–768, 1982. 57
- [95] G. Hägg, "Electromyographic fatigue analysis based on the number of zero crossings," *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, vol. 391, no. 1, pp. 78–80, 1981. 57



- [96] R. Merletti and L. Lo Conte, "Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 1," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, no. 3, pp. 362–372, 1995. 57, 74, 76, 90, 94, 104
- [97] D. Korosec, "Continuous time-varying autoregressive spectrum for assessment of fatigue induced changes in semg signals," in [*Engineering in Medicine and Biology, 1999. 21st Annual Conf. and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Soc.*] *BMES/EMBS Conference, 1999. Proceedings of the First Joint*, vol. 1, pp. 574–vol, IEEE, 1999. 57
- [98] O. Paiss and G. Inbar, "Autoregressive modeling of surface emg and its spectrum with application to fatigue," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 10, pp. 761–770, 1987. 58
- [99] G. Hägg, A. Luttmann, and M. Jäger, "Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 301–312, 2000. 58
- [100] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 2, pp. 228–238, 2000. 58
- [101] F. Felici, A. Rosponi, P. Sbriccoli, G. Filligoi, L. Fattorini, and M. Marchetti, "Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters," *European journal of applied physiology*, vol. 84, no. 4, pp. 337–342, 2001. 58
- [102] H. Xie and Z. Wang, "Mean frequency derived via hilbert-huang transform with application to fatigue emg signal analysis," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 82, no. 2, pp. 114–120, 2006. 58
- [103] D. Tepavac and L. Schwirtlich, "Detection and prediction of FES-induced fatigue," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 1, pp. 39–50, 1997. 58, 71, 79, 104
- [104] M. Solomonow, R. Baratta, T. Miwa, H. Shoji, and R. D'Ambrosia, "A technique for recording the emg of electrically stimulated skeletal muscle.," *Orthopedics*, vol. 8, no. 4, p. 492, 1985. 59
- [105] E. Roskar and A. Roskar, "Microcomputer based electromyographic recording system with stimulus artifact suppression," in *Third Medical Conference on Biomedical Engineering*, Portoroz Yugoslavia, 1983. 59
- [106] R. Roby and E. Lettich, "A simplified circuit for stimulus artifact suppression," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 39, no. 1, pp. 85–87, 1975. 59
- [107] J. Freeman, "An electronic stimulus artifact suppressor," *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 31, no. 2, pp. 170–172, 1971. 59
- [108] D. O'Keefe, G. Lyons, A. Donnelly, and C. Byrne, "Stimulus artifact removal using a software-based two-stage peak detection algorithm," *Journal of neuroscience methods*, vol. 109, no. 2, pp. 137–145, 2001. 60, 61
- [109] G. Harding, "A method for eliminating the stimulus artifact from digital recordings of the direct cortical response," *Computers and biomedical research*, vol. 24, no. 2, pp. 183–195, 1991. 60
- [110] J. Serra, *Image analysis and mathematical morphology*. London.: Academic Press.[Review by Fensen, EB in: J. Microsc. 131 (1983) 258.] Cell size, Staining Microscopy Technique, Mathematics, General article Review article (PMBD, 185707888), 1982. 69
- [111] J. Mizrahi, O. Levin, A. Aviram, E. Isakov, and Z. Susak, "Muscle fatigue in interrupted stimulation: effect of partial recovery on force and EMG dynamics," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 1, pp. 51–65, 1997. 71, 79, 104
- [112] N. Chesler and W. Durfee, "Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 1, pp. 27–37, 1997. 71, 79, 104
- [113] C. Thomas, "Fatigue in human thenar muscles paralysed by spinal cord injury," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 1, pp. 15–26, 1997. 71, 79, 104
- [114] N. Dimitrova, J. Hogrel, T. Arabadzhiev, and G. Dimitrov, "Estimate of M-wave changes in human biceps brachii during continuous stimulation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, no. 4, pp. 341–348, 2005. 71, 79, 104
- [115] R. Merletti and L. Lo Conte, "Surface emg signal processing during isometric contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 4, pp. 241–250, 1997. 74, 75, 76, 94, 104

- [116] L. Lo Conte and R. Merletti, "Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, no. 3, pp. 373–384, 1995. 74, 76, 94, 104
- [117] V. Samar, A. Bopardikar, R. Rao, and K. Swartz, "Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: a conceptual tutorial," *Brain and language*, vol. 66, no. 1, pp. 7–60, 1999. 75, 77
- [118] M. Pope, A. Aleksiev, N. Panagiotacopoulos, J. Lee, D. Wilder, K. Friesen, W. Stielau, and V. Goel, "Evaluation of low back muscle surface emg signals using wavelets," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, no. 8, pp. 567–573, 2000. 75
- [119] D. Kumar, N. Pah, and A. Bradley, "Wavelet analysis of surface electromyography to determined muscle fatigue," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 4, pp. 400–406, 2003. 75
- [120] M. González-Izal, I. Rodríguez-Carreño, F. Mallor-Giménez, A. Malanda, and M. Izquierdo, "New wavelet indices to assess muscle fatigue during dynamic contractions," *World Academy of Science Engineering and Technology*, vol. 55, p. 480, 2009. 76
- [121] T. Vukova, M. Vydevska-Chichova, and N. Radicheva, "Fatigue-induced changes in muscle fiber action potentials estimated by wavelet analysis," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, no. 3, pp. 397–409, 2008. 76
- [122] S. Mallat, *Une exploration des signaux en ondelettes*. Livre de l'école Polytechnique, 2000. 77
- [123] C. McNeil, T. Doherty, D. Stashuk, and C. Rice, "Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men," *Muscle & nerve*, vol. 31, no. 4, pp. 461–467, 2005. 95, 99, 100
- [124] T. Sadoyama, T. Masuda, and H. Miyano, "Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface emg during sustained contraction," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 51, no. 2, pp. 247–256, 1983. 95, 99, 100
- [125] B. Dreibati, C. Lavet, A. Pinti, and G. Poumarat, "Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue," *Annals of physical and rehabilitation medicine*, vol. 53, no. 4, pp. 266–277, 2010. 99
- [126] M. González-Izal, A. Malanda, E. Gorostiaga, and M. Izquierdo, "Electromyographic models to assess muscle fatigue," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2012. 110
- [127] L. Ljung, *System identification*. Wiley Online Library, 1999. 111
- [128] A. BESANCON-VODA and S. GENTIL, "Régulateurs pid analogiques et numériques," *Techniques de l'ingénieur Informatique industrielle*, vol. 3, no. R7416, pp. R7416–1, 1999. 120
- [129] J. Abonyi, *Fuzzy model identification for control*. Springer, 2003. 123
- [130] E. Mamdani and B. Gaines, *Fuzzy Reasonings and Its Applications*. Academic Press, Inc., 1981. 128
- [131] J. Jang, *Fuzzy inference systems*. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 1997. 128
- [132] U. Kyle, I. Bosaeus, A. De Lorenzo, P. Deurenberg, M. Elia, J. Gómez, B. Heitmann, L. Kent-Smith, J. Melchior, M. Pirlich, *et al.*, "Bioelectrical impedance analysis-part i: review of principles and methods," *Clin Nutr*, vol. 23, no. 5, pp. 1226–43, 2004. 133
- [133] A. Utter, D. Nieman, A. Ward, and D. Butterworth, "Use of the leg-to-leg bioelectrical impedance method in assessing body-composition change in obese women," *The American journal of clinical nutrition*, vol. 69, no. 4, pp. 603–607, 1999. 133
- [134] R. Patel, E. Peterson, N. Silverman, and B. Zarowitz, "Estimation of total body and extracellular water in post-coronary artery bypass graft surgical patients using single and multiple frequency bioimpedance," *Critical care medicine*, vol. 24, no. 11, pp. 1824–1828, 1996. 133
- [135] R. Patel, P. Withers, E. Peterson, B. Zarowitz, *et al.*, "Estimation of total body and extracellular water using single-and multiple-frequency bioimpedance," *The Annals of pharmacotherapy*, vol. 28, no. 5, pp. 565–569, 1994. 133
- [136] F. Zhu, D. Schneditz, and N. Levin, "Sum of segmental bioimpedance analysis during ultrafiltration and hemodialysis reduces sensitivity to changes in body position," *Kidney international*, vol. 56, no. 2, pp. 692–699, 1999. 133
- [137] A. Piccoli, L. Pillon, and F. Dumler, "Impedance vector distribution by sex, race, body mass index, and age in the united states: standard reference intervals as bivariate z scores," *Nutrition*, vol. 18, no. 2, pp. 153–167, 2002. 133
- [138] biodex, "<http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers>." Biodex system 3 pro. 137

# Liste des publications

## Articles publiés en revues internationales indexées

### **Estimation of Muscular Fatigue under Electromyostimulation Using CWT**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2012, Volume: PP , Issue: 99, DOI: 10.1109/TBME.2012.2215031.

### **A real time electromyostimulator linked with EMG analysis device**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

IRBM / BioMedical Engineering and Research, 2013, Doi: 10.1016/j.irbm.2012.12.003

## Conférences internationales avec comité de lecture et publication des actes

### **A Mixed FES-EMG System for Real Time Analysis of Muscular Fatigue**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A EMBS 2010 - 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627264, Buenos Aires, Argentine (2010).

### **Quantification of Muscle Fatigue With Wavelet Analysis Based on EMG During Myoelectrical Stimulation**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A Biodevices 2012 (The International Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies), Vilamoura, Algrave, Portugal (2012) .

### **Truncation effects on muscular fatigue indexes based on M waves analysis**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A EMBS 2012 - 34nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Doi :

10.1109/EMBC.2012.6346737, San Diego, USA (2012).

**Electromyostimulation and EMG real time device with fatigue muscle estimation**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A DCIS 2012, 27th Conference on Design of Circuits and Integrated Systems, Avignon, France, (2012)

## **Participation à des colloques scientifiques**

**Système de couplage FES-EMG pour l'analyse en temps réel de la fatigue musculaire**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

Au le Forum des Jeunes Chercheur de l'école doctorale E2S, Dijon, France (2010).

**A Mixed FES-EMG System for Real-Time Analysis of Muscular Fatigue**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A la Journée Scientifique de l'IFR100 Santé-STIC, Dijon, France (2010).

**Effet de la troncature sur les indices de fatigue musculaire basés sur l'analyse en ondelette**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

Aux les journées des jeunes chercheurs de l'ED SPIM, Besançon, France (2012).

**Effet de la troncature sur les indices de fatigue musculaire basés sur l'analyse en ondelette**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A la Journée Scientifique d'Analyse de données et oscillations biologiques, Université d'Orsay, France (2012).

**Système de couplage FES-EMG pour l'analyse en temps réel de la fatigue musculaire**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A l'assemblée générale du GDR STIC Santé, Lyon, France (2012).

## **En cours**

**EMG artifacts removal during electrical stimulation, a CWT based technique**

Yochum M., Bakir T., Lepers R., Binczak S.

A EMBS 2013, 35nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Osaka, Japon (2013).

Cette thèse a pour but de mettre au point un nouvel outil de rééducation neuromusculaire. Elle a pour fonction, l'amélioration de la qualité et de la durée des séances de renforcement musculaire et de réentraînement de la motricité de sujets atteints de déconditionnement musculaire. Un électromyostimulateur « intelligent » utilisant en même temps des techniques d'électromyostimulation (EMS) couplées aux analyses de l'électromyogramme (EMG) est développé et permet d'asservir en temps réel les paramètres de stimulation d'un muscle en fonction de son état de fatigue physiologique. Le contrôle ainsi effectué sur les paramètres de stimulation en fonction de la réponse musculaire électrique (onde M) offre la possibilité de stimuler un muscle en prenant en compte une information sur la réaction du muscle à l'électrostimulation.

This project aims to develop a new tool for neuromuscular reeducation. Its function is to improve the quality and the duration of muscular strengthening training sessions and training of motor function for patients suffering from muscle deconditioning. A "smart" electromyostimulator using, at the same time, techniques of electrostimulation (EMS) and analysis of electromyography (EMG) allows the control in real time electrical stimulation parameters considering the physiological fatigue of the stimulated muscle. This control, performed on stimulation parameters depending on electrical response of muscles (M wave), allows the muscle stimulation taking into account the muscular reaction to the electrical stimulation.

The logo for SPIM (École doctorale SPIM) features a stylized white 'S' on an orange horizontal bar, followed by the letters 'PIM' in a white, sans-serif font.